SECRETARIA
DE
PÓS-GRADUAÇÃO
I. B.

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

INSTITUTO DE BIOLOGIA

CAMILA ADALGISA OLIVEIRA

"ALTERAÇÕES DO MÚSCULO QUADRÍCEPS SOB O PONTO DE VISTA ELETROMIOGRÁFICO PÓS-ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR EM INDIVÍDUOS NORMAIS E PORTADORES DA DISFUNÇÃO FEMOROPATELAR"

Este exemplar corresponde à redação final da tese defendida pelo(a) candidato (a) CAMILA ADALGISA OLIVEIRA

e aprovada pela Comissão Julgadora.

Tese apresentada ao Instituto de Biologia para obtenção do Título de Mestre em Biologia Celular e Estrutural, na área de Anatomia.

Orientadora: Profa. Dra. Evanisi Teresa Palomari

Campinas, 2008

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DO INSTITUTO DE BIOLOGIA – UNICAMP

Ol41a

Oliveira, Camila Adalgisa
Alterações do músculo quadríceps sob o ponto de vista eletromiográfico pós-estimulação elétrica neuromuscular em indivíduos normais e portadores da disfunção femoropatelar / Camila Adalgisa Oliveira. – Campinas, SP: [s.n.], 2008.

Orientadora: Evanisi Teresa Palomari.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Instituto de Biologia.

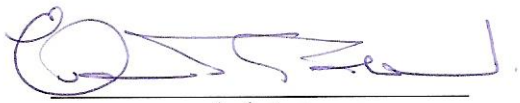
1. Síndrome da dor patelofemural. 2. Terapia por estimulação elétrica. 3. Eletromiografia. 4. Fisioterapia. I. Palomari, Evanisi Teresa, 1960-. II. Universidade Estadual de Campinas. Instituto de Biologia. III. Título.

(scs/ib)

Título em inglês: Alterations of the quadriceps muscle from the electromyographic point of view after electrical neuromuscular stimulation on normal subjects and carriers of patellofemoral syndrome.
Palavras-chave em inglês: Patellofemural pain syndrome; Electric stimulation therapy; Electromyography; Physiotherapy.
Área de concentração: Anatomia.
Titulação: Mestre em Biologia Celular e Estrutural.
Banca examinadora: Evanisi Teresa Palomari, Alcimar Barbosa Soares, Elaine Minatel, Elaine Cristina Leite Pereira.
Data da defesa: 15/07/2008.
Programa de Pós-Graduação: Biologia Celular e Estrutural.

Campinas, 15 de Julho de 2005

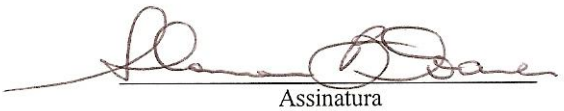
BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Evanisi Teresa Palomari (Orientadora) 

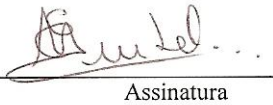
Assinatura

Prof. Dr. Humberto Santo Neto

Assinatura

Prof. Dr. Alcimar Barbosa Soares 

Assinatura

Profa. Dra. Elaine Minatel 

Assinatura

Profa. Dra. Elaine Cristina Leite Pereira

Assinatura

Aos meus pais, Ademar e Joana que sempre me incentivaram e apoiaram em cada etapa de minha vida e a minha irmã Caroline, pelo carinho e compreensão nas horas de impaciência e desânimo

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A Deus...

Sonhei que estava caminhando na praia. Revi, espelhado no céu, todos os dias da minha vida. E em cada dia vivido, apareciam na areia, duas pegadas: as minhas e as do Senhor. No entanto, em alguns trechos, notei que havia apenas um par de pegadas, e isso precisamente nos dias mais difíceis da minha vida. Então perguntei a Deus: "Senhor, eu quis seguir-te e Tu prometeste ficar sempre ao meu lado. Por que me deixaste sozinho, logo nos momentos mais difíceis?"

Ele respondeu: "Meu filho, Eu te amo e nunca te abandonei. Os dias em que viste só um par de pegadas na areia são precisamente aqueles em que Eu te levei nos meus braços..."

Aos meus pais, pelo apoio, compreensão e incentivo durante essa jornada, me auxiliando em cada obstáculo encontrado, tomando minhas dores e alegrias como deles. Amo vocês!!!

A minha irmã Caroline, muito obrigada por tudo: por me ajudar, escutar, acalmar, apoiar, agüentar, pelo imenso respeito e admiração. Te amo muito, tenho certeza que a nossa ligação é muito antiga, coisas de vidas passadas. Estarei sempre ao seu lado para o que der e vier, tentando retribuir tudo aquilo que você me fez e ainda faz. Você estará sempre em meu coração!!!

A minha família, pela torcida e motivação, especialmente a minhas tias Ana, Maria e Simone pelo enorme carinho, amo vocês.

Aos meus futuros sogros, Wilson e Miriam, pela infinita preocupação e bondoso amparo durante a realização dessa tese. Agradeço imensamente o carinho e a tolerância nos momentos de dificuldade.

A minha cunhadinha Vivian, pela correção gramatical da tese, além de todo carinho e companheirismo, muito obrigada Flor... amo você!!!!

Ao meu amor, Vinícius Stychnicki, como te agradecer? Meu anjo, obrigada por existir, por me fazer feliz, pelo incentivo, amor e imensa compreensão dada. É difícil descrever a sua importância para a realização desse trabalho, simplesmente uma pessoa essencial, a qual acreditou em mim e em meu esforço e se orgulha sinceramente da pessoa que sou hoje e tudo aquilo que conquistei através de meus esforços. Vini, me desculpe pelos momentos de crise e tristeza, saiba que eles foram superados, principalmente, pela sua perseverança, serenidade, honestidade e amor .

"Amor não é se envolver com a pessoa perfeita, aquela dos nossos sonhos. Não existem príncipes nem princesas. Encare a outra pessoa de forma sincera e real, exaltando suas qualidades, mas sabendo também de seus defeitos. O amor só é lindo, quando encontramos alguém que nos transforme no melhor que podemos ser."
Mário Quintana

A Profa. Dra. Evanisi Teresa Palomari pela oportunidade concedida e pela confiança depositada.

"Tentar não significa conseguir, mas todos que conseguiram tentaram."

AGRADECIMENTOS

A minha prima, Aline Nogueira, obrigada por me ajudar, sempre serei grata pelo seu esforço e carinho.

A minha querida amiga Giovana Mamede por compartilhar os conhecimentos adquiridos durante a nossa graduação no curso de Fisioterapia e pelo amor incondicional.

A minha amiga Michele Coelho, obrigada pela amizade sincera, o carinho excepcional e a sintonia indescritível.

A minha amiga Lilian Calili Camargo, a luz no fim do túnel diante de cada obstáculo, a palavra amiga nas horas de desconsolo, a risada gostosa nas horas de descanso, o companheirismo na realização das coletas, análise estatística, em todo o desenrolar da tese e é claro, pelos "banhos de café" nos momentos de euforia.

"Bons amigos são a família que nos permitiram escolher."
W. Shakespeare

Ao Márcio Akito, terapeuta e amigo, pelo tratamento especial, livros emprestados, longas conversas de reflexão, por fazer ressurgir em minha mente palavras como esperança e a confiança. Obrigada pelo carinho, preocupação e pelas oportunidades de enriquecimento espiritual e cognitivo.

"A verdade é que o Eu é sempre livre; não toma jamais em estado de servidão. Em nossa ignorância, julgamo-nos atados, e este pensamento faz com que exista a nossa suposta servidão. Se, no entanto, julgamos constantemente que o nosso Eu é eternamente livre, entenderemos que somos eternamente livres."
Mahabarata

A Gabriel Brajon (*in memória*) pela companhia nas primeiras viagens a Campinas, pelos ensinamentos e inúmeros benefícios dados a nossa família.

"O problema de morrer cedo ou tarde não assume importância para a pessoa superior. Quem age com sabedoria, utiliza o tempo de que dispõe, e assim o seu destino está assegurado."

A Jully, minha bebê shih tsu, pelo companheirismo e alegria a cada despertar...

"Quanto mais eu conheço os homens, mais eu gosto do meu cachorro!"

A todas as minhas voluntárias, que por meio de um ato de solidariedade, contribuíram imensamente para a realização deste trabalho. Sem vocês nada disso seria possível, meu muito obrigada pela paciência e fidelidade durante as 24 sessões de treinamento.

As minhas novas amigas: Alessandra, Bruninha, Ly e Manu, vocês são pessoas especiais que foram colocadas em meu caminho para me trazer muito mais do que auxílio, mas sim, os verdadeiros sentimentos de amizade.

A minha amiga Carol Imidio, pelos textos e frases de efeito que nos fazem refletir a respeito de si mesmos e de como encaramos a nossa vida. "Fecho!!!"

"Felicidade é ter algo o que fazer, ter algo que amar e algo que esperar..."

A todos os meus amigos, que sempre se mantiveram informados e dispostos a me auxiliar no desenvolvimento dessa tese.

Aos meus colegas de laboratório: Ana Elisa, Fabiano, Flavinha, Ivan e Lilian pelo grande auxílio nas coletas, na análise de dados e sugestões enriquecedoras na conclusão desse trabalho.

Aos meus colegas do Departamento de Anatomia, pelo companheirismo no cursar das disciplinas e pelos conhecimentos adquiridos a cada troca de experiência.

As minhas amigas de luta, Tereza Albuquerque e Cintia Matsumura, obrigada pelo incentivo, pela força e pelos lembretes de prazos para entrega de relatórios, datas de qualificações, exames, etc... Adoro vocês!!!!

A minha amiga Juliana Gonçalves pela ajuda nas traduções e por me acompanhar diversas vezes no trajeto para a Unicamp. Obrigada pelas conversas sinceras e extremamente divertidas nas horas de viagem.

A Toni Donizete dos Santos pelo carinho e disposição nos momentos de dúvidas e incompreensão.

A Prof[a]. Ms. Carolina Vianna Nunes, por compartilhar seus ensinamentos e sua paixão pela disfunção femoropatelar, exemplo de profissionalismo. Obrigada por tudo minha querida, principalmente pela amizade conquistada e pelas experiências vividas.

Ao Prof. Dr. Rafael Davini, que despertou em mim a carreira acadêmica, sempre incentivando e orientando quanto ao meu potencial para a realização de pesquisas. Obrigada por todas as oportunidades concedidas, pela orientação no T.C.C., pela Iniciação Científica e pelas portas sempre abertas a sua ex-aluna, a qualquer dia e horários imprevistos. Valeu, Rafa, sou muito grata pelo seu apoio!

Ao Prof. Ms. Daniel Miranda, do Departamento de Ressonância Magnética do HC-Unicamp, por colaborar na realização desse trabalho.

A Cristina Ferrari (biomédica) e Lourdes (enfermeira), do Departamento de Ressonância Magnética do HC-Unicamp, pelo auxílio na realização de todos os exames pré e pós-treinamento.

Queridas, muito obrigada pelo carinho, compreensão, infinita bondade e disposição que me foram oferecidas.

Ao Sr. Diogo Carnicelli, do Departamento de Radiologia do HC-Unicamp, por organizar todos os tramites legais para a realização desse trabalho e pela imensa paciência na elaboração de inúmeras declarações.

Ao Fabrício, físico do Laboratório de Neuroimagem do HC-Unicamp, pela conversão das imagens dos exames de ressonância magnética.

Ao Prof. Dr. Alcimar Soares pelas orientações dadas para o registro do sinal eletromiográfico.

A Profa. Dra. Anamaria Siriani de Oliveira pelas orientações na metodologia do presente estudo.

A empresa *Righetto Fitness Equipment*, pelo fornecimento e adaptação do banco extensor utilizado para a realização desse trabalho.

A empressa *Imbramed – Equipamentos médicos* pelo fornecimento do gerador de pulso que possibilitou o tratamento de todas as voluntárias.

A secretária do Programa de Pós-Graduação em Biologia Celular e Estrutural, do Instituto de Biologia da Unicamp, Líliam A. S. Panagio, pela ajuda e esclarecimento em cada etapa durante o curso de mestrado.

Ao Departamento de Anatomia do Instituto de Biologia da Unicamp, seus mestres, doutores e funcionários, que me proporcionaram os conhecimentos necessários para a minha titulação como mestre e pesquisadora.

Ao Programa de Pós-Graduação em Biologia Celular e Estrutural, do Instituto de Biologia da Unicamp.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio financeiro que permitiu a realização desse estudo.

Se meus joelhos não doessem mais
Diante de um bom motivo
Que me traga fé, que me traga fé...

"Pescador de Ilusões" – O Rappa

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ATP-CP – adenosina trifosfato - creatina fosfato

CCA – cadeia cinética aberta

CCF – cadeia cinética fechada

CEP – comitê de ética e pesquisa

CIVM – contração isométrica voluntária máxima

DFP – disfunção femoropatelar

EENM – estimulação elétrica neuromuscular

EMG – eletromiografia

HC – hospital de clínicas

pH – potencial hidrogeniônico

RMS – *root mean square*

VAS – escala analógica visual (*Visual Analogic Scale*)

VL – vasto lateral

VLL – vasto lateral (porção longa)

VLO – vasto lateral (porção oblíqua)

VM – vasto medial

VMO – vasto medial (porção oblíqua)

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Posicionamento dos eletrodos para EENM..... 46

Figura 2 e 3 – Posicionamento da voluntária para a realização do exame de ressonância magnética nuclear no HC – Unicamp..... 48

Figura 4 – Imagem de ressonância magnética nuclear da área de secção transversa do músculo quadríceps a 4 cm e 8 cm acima da borda superior da patela, respectivamente.... 49

Figura 5 - Imagem de ressonância magnética nuclear da área de secção transversa do músculo quadríceps a 12 cm e 16 cm acima da borda superior da patela, respectivamente..... 49

Figura 6 – Módulo de aquisição – Myosystem – Br – 1..... 50

Figura 7 – Célula de carga..... 50

Figura 8 – Eletrodo bipolar ativo..... 51

Figura 9 – Pré-condicionador de sinais para célula de carga..... 54

Figura 10 e 11 – Pontos de referência e posicionamento dos eletrodos de eletromiografia.....

Figura 12 – Linha na tela do monitor reperesentando a força realizada pela voluntária....

Figura 13 – Protocolo experimental isométrico a 90° de flexão da articulação do joelho.

Figura 14 – Protocolo experimental isométrico a 60° de flexão da articulação do joelho.

Figura 15 – Protocolo experimental isométrico a 45° de flexão da articulação do joelho.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Divisão dos voluntários..... 28

Tabela 2 – Perfil do Grupo Portador da DFP..... 29

Tabela 3 – Parâmetros do programa de EENM..... 30

Tabela 4 - Subdivisão dos Voluntários..... 32

Tabela 5 - Médias e desvios padrões dos valores referentes a área de secção transversa do músculo quadríceps (cm^2) pré e pós-treinamento 54

Tabela 6 - Valores de p da análise intergrupos (Teste de Mann-Whitney) para a área de secção transversa do músculo quadríceps..... 55

Tabela 7 - Médias e desvios-padrões dos valores referentes a área de secção transversa do músculo VM pré e pós-treinamento..... 56

Tabela 8 - Valores de p na análise intergrupos (Teste de Mann-Whitney) para a área de secção transversa do músculo VM..... 57

Tabela 9 - Médias e desvios-padrões dos valores referentes a área de secção transversa (cm^2) do grupo adutor da coxa, pré e pós-treinamento..... 58

Tabela 10 - Valores de p na análise intergrupo (Teste de Mann-Whitney) para a área de secção transversa do grupo adutor da coxa..... 58

Tabela 11 - Médias e desvios-padrões dos valores referentes a força muscular do grupo

quadríceps nos grupos GC I, GC II, GD I e GD II nas diferentes angulações de flexão do joelho, pré e pós-treinamento (Kgf)..... 59

Tabela 12 - Valores de p na análise intergrupo (Teste de Mann-Whitney) para a força muscular exercida pelo grupo muscular adutor da coxa..... 60

Tabela 13 - Médias, Desvios-Padrões referentes a atividade elétrica (RMS) dos músculos VMO e VLO nas diferentes angulações da articulação do joelho, pré e pós-treinamento (μV)..... 61

Tabela 14 - Valores de p para a análise intragrupo (Teste de Wilcoxon) para amplitude do sinal eletromiográfico em RMS..... 63

Tabela 15 – Valores de p na análise intergrupo (Mann-Whitney) para amplitude do sinal eletriomiográfico em RMS (μV)..... 72

Tabela 16 - Valores de p na análise de variância de um critério (ANOVA), relação muscular VMO:VLO..... 73

Tabela 17 - Médias e Desvios-Padrões referentes a freqüência média do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO nas diferentes angulações da articulação do joelho, pré e pós-treinamento (Hz)..... 74

Tabela 18 - Valores de p na análise intragrupo (Wilcoxon) para freqüência média do sinal eletromiográfico..... 75

Tabela 19 - Valores de p na análise intergrupos (Mann-Whitney) para freqüência média do sinal eletromiográfico..... 88

Tabela 20 - Médias e Desvios-Padrões referentes a freqüência mediana do sinal elétrico

dos músculos VMO e VLO nas diferentes angulações da articulação do joelho, pré e pós-treinamento (Hz)..... 89

Tabela 21 - Valores de p na análise intragrupo (Wilcoxon) para freqüência mediana do sinal eletromiográfico..... 91

Tabela 22 - Valores de p na análise intergrupo (Teste de Mann-Whitney) para a freqüência mediana do sinal do eletromiográfico..... 104

Tabela 23 - Médias e desvios padrões dos valores referentes a **dor** calculados na escala visual analógica após cada sessão de treinamento (cm)..... 106

Tabela 24 - Médias e desvios padrões dos valores referentes a **fadiga** subjetiva calculados na escala visual analógica após cada sessão de treinamento (cm)..... 106

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Valores da amplitude em RMS (μV) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC I a 60° de flexão da articulação do joelho..... 63

Gráfico 2 - Valores da amplitude em RMS (μV) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC I a 90° de flexão da articulação do joelho..... 65

Gráfico 3 - Valores da amplitude em RMS (μV) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC II a 60° de flexão da articulação do joelho..... 65

Gráfico 4 - Valores da amplitude em RMS (μV) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC II a 90° de flexão da articulação do joelho..... 67

Gráfico 5 - Valores da amplitude em RMS (μV) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD I a 60° de flexão da articulação do joelho..... 67

Gráfico 6 - Valores da amplitude em RMS (μV) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD I a 90° de flexão da articulação do joelho..... 69

Gráfico 7 - Valores da amplitude em RMS (μV) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD II a 60° de flexão da articulação do joelho..... 69

Gráfico 8 - Valores da amplitude em RMS (μV) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD II a 90° de flexão da articulação do joelho..... 71

Gráfico 9 - Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC I a 45° de flexão da articulação do joelho..... 75

Gráfico 10 - Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e

VLO pré e pós-treinamento no grupo GC I a 60° de flexão da articulação do joelho..... 77

Gráfico 11 - Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC I a 90° de flexão da articulação do joelho..... 77

Gráfico 12 - Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC II a 45° de flexão da articulação do joelho..... 79

Gráfico 13 - Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC II a 60° de flexão da articulação do joelho..... 79

Gráfico 14 - Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC II a 90° de flexão da articulação do joelho..... 81

Gráfico 15 - Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD I a 45° de flexão da articulação do joelho..... 81

Gráfico 16 - Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD I a 60° de flexão da articulação do joelho..... 83

Gráfico 17 - Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD I a 90° de flexão da articulação do joelho..... 83

Gráfico 18 - Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD II a 45° de flexão da articulação do joelho..... 85

Gráfico 19 - Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD II a 60° de flexão da articulação do joelho..... 85

Gráfico 20 - Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e

VLO pré e pós-treinamento no grupo GD II a 90° de flexão da articulação do joelho..... 87

Gráfico 21 - Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC I a 45° de flexão da articulação do joelho..... 91

Gráfico 22 - Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC I a 60° de flexão da articulação do joelho..... 93

Gráfico 23 - Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC I a 90° de flexão da articulação do joelho..... 93

Gráfico 24 - Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC II a 45° de flexão da articulação do joelho..... 95

Gráfico 25 - Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC II a 60° de flexão da articulação do joelho..... 95

Gráfico 26 - Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC II a 90° de flexão da articulação do joelho..... 97

Gráfico 27 - Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD I a 45° de flexão da articulação do joelho..... 97

Gráfico 28 - Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD I a 60° de flexão da articulação do joelho..... 99

Gráfico 29 - Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD I a 90° de flexão da articulação do joelho..... 99

Gráfico 30 - Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e

VLO pré e pós-treinamento no grupo GD II a 45° de flexão da articulação do joelho..... 101

Gráfico 31 - Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD II a 60° de flexão da articulação do joelho..... 101

Gráfico 32 - Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD II a 90° de flexão da articulação do joelho..... 103

Gráfico 33 - Intensidade da corrente nas sessões de treinamento..... 105

RESUMO

A disfunção femoropatelar é causada por um desequilíbrio muscular entre as porções medial e lateral do músculo quadríceps. Dessa forma, o tratamento enfatiza o fortalecimento seletivo do músculo vasto medial oblíquo, promovendo assim um realinhamento do aparelho extensor. O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da estimulação elétrica neuromuscular por meio do torque isométrico e área de secção transversa do músculo quadríceps e atividade eletromiográfica da porção oblíqua dos músculos vasto medial e vasto lateral, em indivíduos normais e portadores de disfunção femoropatelar. Participaram do estudo 28 voluntárias sedentárias (14 saudáveis e 14 portadoras da disfunção). Foram realizados dois treinos: a eletroestimulação isoladamente e a associação com a contração isométrica voluntária. Para o fortalecimento seletivo do músculo vasto medial oblíquo e adutor magno foi utilizada uma corrente de média freqüência por um período de 24 dias. A análise eletromiográfica por meio do protocolo isométrico foi realizada por um Myosystem-Br1 da marca DataHominis Tecnologia®. A célula de carga de 100 Kgf acoplada ao módulo permitiu a análise da força muscular do quadríceps. O exame de ressonância magnética possibilitou o cálculo da área de secção transversa do músculo quadríceps. Todas as avaliações foram realizadas pré e pós-treino. O teste de Wilcoxon foi aplicado para verificar o resultado após o treino e o teste de Mann-Whitney para a análise intergrupos pré e pós-treino, ambos com um nível de significância de $p \leq 0,05$. Os resultados apontaram aumento significativo na força muscular do quadríceps pós-treinamento em todos os grupos treinados, na área de secção transversa do músculo quadríceps para os grupos GC II e GD I, do músculo vasto medial para os grupos GC I, GC II e GD I, e do grupo adutor em todos os grupos avaliados, exceto o grupo GC I. A amplitude do sinal mioelétrico não sofreu alterações após o treino, as freqüências média e mediana diminuíram nos grupos GD I a 45° e 90° de flexão da articulação do joelho, e no grupo GC II a 60° de flexão da articulação do joelho, respectivamente. Contudo, podemos concluir que a estimulação elétrica neuromuscular mostrou-se efetiva no tratamento de portadores da disfunção femoropatelar.

Palavras-chaves: disfunção femoropatelar, estimulação elétrica neuromuscular, eletromiografia, fisioterapia.

ABSTRACT

The patellofemoral syndrome is caused by a muscular disequilibrium between the portions medial and lateral of the muscle quadriceps. This way, the treatment emphasizes the selective strenght of the vastus medialis oblique muscle, thus promoting a realignment of the extensor device. The objective of this study was to evaluate the effect of the electric stimulation by means of the isometric torque and area of transverse section of the muscle quadriceps and electromyography activity of the oblique portion of the muscles vastus medialis and vastus lateralis, in normal and with patellofemoral syndrome individuals. In this study had participated 28 sedentary volunteers (14 healthful and 14 carriers of the syndrome). Two sections were made carried through: the electric stimulation separately and the association with the voluntary isometric contraction. For the selective strenght of the vastus medialis oblique muscle and great expository were used a chain of average frequency for a period of 24 days. The electromyography analysis by means of the isometric protocol was carried through by a Myosystem-Br1 of the mark DataHominis Tecnologia®. The load cell of 100 Kgf connected to the module allowed the analysis of the muscular force of quadríceps. The examination of magnetic resonance made possible the calculation of the transverse section area of the muscle quadriceps. All the evaluations were carried through daily pay and after-trainings. The test of Wilcoxon was applied to verify the result after the trainings and the test of Mann-Whitney for the analysis intergroups daily pay and after-trainings, both with a level of significance of $p \leq 0,05$. The results had pointed significant increase in the muscular force of quadriceps after-training in all the trained groups, the area of transverse section of the muscle quadriceps with respect to groups GC II and GD I, of the medial vast muscle for groups GC I, GC II and GD I, and of the expository group in all the evaluated groups, except group GC I. The range of the myoelectric signal did not suffer alterations after the trainings, the medium frequencies and medium had diminished in groups GD I 45° and 90° of flexion of the joint of the knee, and in group GC II 60° of flexion of the joint of the knee, respectively. Though, we can conclude that the electric stimulation to neuromuscular revealed effective in the treatment of carriers of the patellofemoral syndrome.

Key-words: patellofemoral syndrome, electric stimulation, electromyography, physiotherapy.

ÍNDICE

1 – INTRODUÇÃO..... 1
2 – REVISÃO DE LITERATURA..... 6
2.1 - Anatomia e biomecânica da articulação femoropatelar..... 6
2.1.1 – Generalidades..... 6
2.1.2 – Cinemática patelar..... 6
2.1.3 – Estabilidade patelar..... 8
2.2 - Aspectos clínicos da disfunção femoropatelar..... 11
2.3 - Utilização da eletromiografia na avaliação da disfunção femoropatelar..... 14
2.4 - Tratamento conservador na disfunção femoropatelar..... 18
2.5 - Estimulação elétrica neuromuscular na disfunção femoropatelar..... 23
3 – OBJETIVO..... 27
4 - MATERIAIS E MÉTODOS..... 28
4.1 – Amostra..... 28
5 – INSTRUMENTAÇÃO..... 30
5.1 – Gerador de pulso para EENM..... 30
5.2 – Avaliação da área de secção transversa por imagem de ressonância magnética..... 33
5.3 – Avaliação eletromiográfica..... 37
5.3.1 – Aquisição de sinais EMG e auxiliares..... 37
5.3.2 – Interface e aquisição de dados..... 39
5.3.3 – Eletrodos ativos simples diferenciais..... 39
5.3.4 – Eletrodo de referência..... 41
5.3.5 – Célula de carga..... 41
5.3.6 – Pré-condicionador de sinais para célula de carga..... 41
5.3.7 – Posicionamento dos eletrodos de captação..... 43
5.4 – Determinação da linha de base..... 45
5.5 – Preparação para a realização da análise eletromiográfica..... 47
5.6 – Protocolo experimental isométrico..... 47
5.7 – Normalização de dados..... 51

5.8 – Avaliação da dor e fadiga subjetiva..... 51
6 – ANÁLISE ESTATÍSTICA..... 52
7 – RESULTADOS..... 53
7.1 – Área de secção transversa..... 53
7.1.1 – Músculo quadríceps..... 53
7.1.3 – Músculo vasto medial..... 55
7.1.4 – Grupo muscular adutor da coxa..... 57
7.2 – Força muscular..... 59
7.3 – Atividade eletromiográfica (RMS, freqüência média e freqüência mediana)..... 61
7.4 – Intensidade da corrente..... 104
7.5 – Índices de dor e fadiga subjetiva..... 105
8 – DISCUSSÃO..... 107
8.1 – Amostra..... 107
8.2 – Área de secção transversa..... 110
8.3 – Força muscular..... 113
8.4 – Atividade eletromiográfica..... 119
9 – CONSIDERAÇÕES FINAIS..... 129
10 – CONCLUSÃO..... 134
11 – PERSPECTIVAS FUTURAS..... 135
12 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 137
APÊNDICES..... 157
Apêndice A – Termo de consentimento de participação..... 157
Apêndice B – Termo de compromisso..... 160
Apêndice C – Ficha de anamnese..... 161
Apêndice D – Ficha de avaliação da intensidade da corrente..... 164
Apêndice E – Ficha de avaliação – Medidas individuais..... 165
Apêndice F – VAS (*Visual Analogic Scale*)..... 166
ANEXO....... 169
Anexo A - Parecer do Comitê de Ética e Pesquisa..... 169

1 - INTRODUÇÃO

A articulação do joelho é freqüentemente acometida por lesões devido a grande sobrecarga imposta e por sua dependência nos componentes musculares e ligamentares que proporcionam sua estabilização. Devido a grande mobilidade desta articulação, esta se torna suscetível a lesões (MOORE & DALLEY, 2001).

Uma alteração músculo-esquelética muito comum que envolve a articulação do joelho é a disfunção femoropatelar (DFP). Verifica-se nos diagnósticos ortopédicos que 25% dessas alterações estão relacionadas a esta patologia (POWERS et al., 1995) e, geralmente, acometem atletas e indivíduos sedentários do sexo feminino, principalmente adultos jovens (SWENSON et al., 1987; TANG et al., 2001 e BAKER et al., 2002).

O início dos sintomas é insidioso (HILYARD, 1990), sendo caracterizado por dor difusa na região anterior ou retropatelar do joelho (COWAN et al., 2001). A dor pode apresentar-se exacerbada durante atividades como, sentar-se por tempo prolongado, agachar-se, subir ou descer escadas e pode estar associada à crepitação patelar (THOMÉE et al., 1995 e LAPRADE et al., 1998).

A etiologia da DFP não está bem estabelecida, porém, sugere-se que o principal fator resulte do desalinhamento do mecanismo extensor do joelho (COWAN et al., 2001). Este desalinhamento influenciaria a biomecânica articular normal, ocasionando um desequilíbrio entre o compartimento lateral e medial do quadríceps devido, principalmente a uma fraqueza da porção oblíqua do músculo vasto medial (VMO) considerado o estabilizador dinâmico medial da articulação do joelho (SOUZA & GROSS, 1991).

Entretanto, existem controvérsias a respeito da ação muscular na estabilização patelar. Alguns autores sustentam a idéia do desequilíbrio na amplitude da atividade mioelétrica do VMO e vasto lateral (VL) (SOUZA & GROSS, 1991; WITVROUW et al., 1996; COWAN, 2001; CROSSLEY et al., 2004), enquanto outros verificaram equilíbrio desta atividade (KARST & WILLETT, 1995; MORRISH & WOLEDGE, 1997; SHEEHY et al., 1998; TASKIRAM et al,1998).

O aumento do ângulo Q, patela alta, torção tibial lateral, pronação subtalar excessiva também são apontados como causadores do desalinhamento patelar (SHEEHY et al., 1998).

Segundo FOX (1975), a DFP ocasiona uma atrofia e diminuição da força generalizada do músculo quadríceps, especialmente do músculo VMO.

Assim, alguns autores (CERNY 1995, DOUCETTE & CHILD 1996, MONTEIRO-PEDRO et al., 1999) sugeriram que, para restabelecer a biomecânica articular normal da articulação femoropatelar é indicado o tratamento conservador com ênfase no fortalecimento seletivo do músculo VMO. Este tratamento conservador é a primeira e melhor opção para os indivíduos portadores da DFP (STIENE et al., 1996 e WILK & REINOLD, 2001).

Numerosos estudos foram realizados com o objetivo de fortalecer seletivamente o músculo VMO (BROWNSTEIN et al., 1985; MOLLER et al., 1986; HANTEN & SCHULTHIES 1990; MONTEIRO-PEDRO et al. 1999; NUNES, 2002; BEVILAQUA-GROSSI et al 2005). Para que haja um fortalecimento seletivo deste músculo é necessário que, durante um dado exercício, sua ativação seja significantemente maior, quando comparada aos demais músculos componentes do quadríceps femoral, cuja ativação deva ser menor. Por esse motivo, a atividade elétrica do músculo VL é freqüentemente comparada à atividade elétrica do músculo VMO, como relataram MOLLER et al. (1986).

De acordo com BROWNSTEIN et al. (1985) e MOLLER et al. (1986), o fortalecimento do músculo quadríceps femoral, pode ser realizado por meio de exercícios de extensão do joelho, dentro da amplitude de movimento. Porém, acredita-se, que o músculo VMO estará sendo ativado do mesmo modo que o músculo VL, não havendo uma ativação seletiva (HANTEN & SCHULTHIES, 1990).

Segundo BOSE (1980), o tratamento da DFP deve envolver o grupo muscular adutor ao músculo VMO, pois a origem parcial das fibras do músculo VMO tem uma correlação anatômica com os músculos adutor magno e longo. Portanto verifica-se por meio da eletromiografia (EMG) que quando se realiza a adução do quadril ocorre ativação do músculo VMO.

A EMG cinesiológica permite analisar a função normal dos músculos, assim como, as respostas musculares ocasionadas em resposta a tarefas específicas ou protocolos terapêuticos (SODERBERG & COOK, 1983). Diversos autores sugeriram a utilização de exercícios que possuem o objetivo de ativar seletivamente o músculo VMO, utilizando-se como ferramenta a avaliação eletromiográfica.

Entre eles, HANTEN & SCHULTHIES (1990) analisaram o efeito do exercício isométrico de adução do quadril com o joelho em 30° de flexão, em cadeia cinética aberta (CCA) e relataram haver maior ativação do músculo VMO.

MONTEIRO-PEDRO et al. (1999) optaram pelo exercício isométrico de adução do quadril, com o joelho a 0° de flexão, em CCA, e verificaram a ativação do músculo VMO.

NUNES & MONTEIRO-PEDRO (2003), propuseram o exercício isométrico de extensão de joelho associado à adução de quadril, com o joelho a 90° de flexão em cadeia cinética fechada (CCF), no qual observaram uma maior ativação do músculo VMO em relação ao músculo vasto lateral oblíquo (VLO).

O fortalecimento seletivo do músculo VMO também pode ser obtido através da rotação medial da tíbia, pois segundo SLOCUM & LARSON (1968), o músculo VMO possui inserção na margem ântero-medial da tíbia, portanto, atua na rotação medial desta estrutura nos primeiros 60° de flexão do joelho e que este músculo executa a rotação medial do joelho quando este estiver em pequeno grau de extensão (ENGLE, 1987).

De acordo com LAPRADE et al. (1998), o exercício isométrico de rotação medial da tíbia, com o joelho a 30° de flexão, em CCA ativou seletivamente o músculo VMO. Entretanto, NUNES (2002), verificou a ocorrência de um equilíbrio muscular entre os músculos VMO e VLO, quando executado exercício isométrico de extensão de joelho, associada à adução de quadril e rotação medial de tíbia, a 90° de flexão de joelho, em CCF.

CABRAL & MONTEIRO-PEDRO (2001) recomendaram a utilização do *step*, os autores verificaram maior ativação do músculo VMO quando comparado ao músculo VLO e a porção longa do músculo vasto lateral (VLL) nos exercícios de subida e descida, tanto anterior quanto posterior no *step*, com o joelho flexionado a 75°. PULZATTO et al. (2005) verificaram que o exercício de subida posterior no *step* a 45° também ativou seletivamente o músculo VMO e é indicado para o tratamento da DFP.

A individualização do músculo VMO parece ser um dos aspectos fundamentais para o sucesso no tratamento, porém esta porção do músculo não pode ser contraída isoladamente durante a contração voluntária.

Em vista desta problemática, CÔRREA et al. (1996) analisaram o efeito de uma proposta de tratamento para indivíduos portadores de DFP a partir do treinamento com estimulação

elétrica neuromuscular (EENM). Seus resultados comprovaram a eficácia da proposta de tratamento, uma vez que o treinamento por meio da EENM associada a técnicas fisioterápicas específicas obteve resultados favoráveis.

Durante a utilização da EENM, o recrutamento das unidades motoras ocorre de forma reversa à contração voluntária, ou seja, há um recrutamento de unidades motoras rápidas e fadigáveis quando estimuladas em baixas intensidades. Já em altas intensidades há um recrutamento adicional das unidades motoras denominadas de contração lenta e menos fadigáveis (CLAMANN et al., 1974; HENNEMAN & MENDELL 1981; DELITTO & SNYDER-MACKLER 1990).

GREGORY & BICKEL (2005) acreditam na não seletividade no padrão de recrutamento motor de fibras musculares submetidas à estimulação elétrica.

Tanto os treinamentos por meio da EENM quanto os treinamentos através de exercícios voluntários, dependem do acréscimo de carga funcional para que haja uma elevação da força muscular. Entretanto, deve-se levar em consideração, que existem diferenças neurofisiológicas entre os dois tipos de contração. Essas diferenças dizem respeito ao nível de recrutamento de unidades motoras (tipo I e II), na forma de despolarização (sincrônica e assincrônica) e na freqüência de disparo (DELITTO & MACKLER; 1990).

Por outro lado, KNAFLITZ et al. (1990), demonstraram ocorrer um recrutamento similar ao observado durante contrações voluntárias, ou seja, houve primeiramente, um recrutamento de unidades motoras lentas.

Existem poucas evidências de que os ganhos de força muscular verificado por meio da NMES sejam superiores aos obtidos em exercícios voluntários, ou mesmo, àqueles que associem ambas as técnicas.

CALLAGHAN et al. (2004) compararam dois regimes de EENM para reabilitação do músculo quadríceps em indivíduos portadores da DFP, constatara que ambos geraram maiores valores de força muscular após o período de treinamento, demonstrando, assim, um efetivo fortalecimento do músculo quadríceps através da EENM.

A literatura tem sugerido diferentes técnicas para o tratamento da DFP e procura sempre enfatizar o fortalecimento seletivo do músculo VMO, a fim de promover um equilíbrio no mecanismo extensor da articulação do joelho.

Considerando que a literatura consultada não apresenta estudos que analisam o efeito isolado da EENM, assim como, o seu efeito associado à contração isométrica voluntária em indivíduos saudáveis e portadores da DFP, o mesmo se faz necessário.

2 - REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo, serão relatados alguns aspectos anatômicos e biomecânicos da articulação femoropatelar, seguidos por aspectos clínicos da sua disfunção. Posteriormente, será abordado um dos métodos de avaliação da articulação femoropatelar, a eletromiografia de superfície. Por fim algumas considerações a respeito do tratamento da DFP e a utilização da estimulação elétrica neuromuscular para o fortalecimento da musculatura envolvida.

2.1 - ANATOMIA E BIOMECÂNICA DA ARTICULAÇÃO FEMOROPATELAR

2.1.1 - Generalidades

A articulação do joelho possui três ossos em contato: o fêmur, a tíbia e a patela, sendo formada por articulações justapostas, a articulação femorotibial e a femoropatelar (LATARJET & LIARD, 1993). Na articulação femoropatelar, as faces são incongruentes, sendo que a face articular da patela é adaptada à face do fêmur, que se estende sobre as faces anteriores de ambos os côndilos. Um sulco oblíquo divide a face patelar do fêmur em duas regiões, uma área lateral maior e uma área medial, visto que, toda a área é côncava transversalmente e convexa sagitalmente, classifica-se a articulação como em sela. A crista arredondada que divide a face patelar em duas regiões se articula com o sulco troclear do fêmur, entretanto, as duas áreas não são completamente congruentes com aquelas do fêmur (WILLIAMS et al, 1995).

Comumente há uma concepção de que a patela é movida de forma unidirecional, entretanto ocorrem também movimentos de inclinação e rotação da mesma, existindo assim diversos pontos de contato entre a superfície da patela e o fêmur (KOH et al., 1992; REID, 1992).

2.1.2 - Cinemática Patelar

A patela possui importante função no mecanismo de extensão da articulação do joelho, aumentando a força de extensão da articulação em 50% (FULKERSON, 1997). A patela também possui a função de centralizar as forças divergentes do músculo quadríceps, transmitindo essas

forças de maneira uniforme para o tendão patelar e o osso subjacente. Durante a amplitude de movimento da articulação do joelho, a patela sofre algumas modificações, em relação a sua inclinação, rotação e posição ântero-medial. A patela articula-se com o sulco troclear seguindo um trajeto em formato de S durante o seu deslocamento no movimento de extensão da articulação do joelho (GOODFELLOW et al, 1976; REIDER et al, 1981; VAN KAMPEN & HUISKES, 1990).

Na extensão completa da articulação do joelho, a patela localiza-se superior e lateral a tróclea e no início da flexão, a patela se move medialmente. Esse contato inicial ocorre entre 10º e 20º de flexão da articulação do joelho, a superfície póstero-inferior da patela inicia o contato com a porção lateral da tróclea femoral. Durante os primeiros 20º e 30º de flexão do joelho, o deslocamento patelar é controlado principalmente por estruturas elásticas (tecidos moles), pois somente uma pequena porção da superfície articular da patela está em contato com a tróclea. A partir dos 45º de flexão do joelho, a patela é completamente acoplada, centralizando-se no sulco troclear, o deslocamento é governado principalmente pela arquitetura óssea e pela congruência das superfícies articulares da patela e do sulco troclear (GOODFELLOW et al, 1976; MANSKE &DAVIES, 2003). Entre 60° e 90°, com o aumento da flexão do joelho, a superfície proximal da patela entra em contato com a tróclea femoral, sendo que em torno de 130°, na máxima flexão do joelho, a faceta ímpar está em contato com os côndilos medial e lateral do fêmur (MANSKE & DAVIES, 2003).

O deslocamento patelar é determinado por fatores estáticos e dinâmicos que agem diretamente sobre a patela, por meio da congruência da superfície articular, o alinhamento e a biomecânica do membro inferior. As forças estáticas são representadas pelo retináculo medial e lateral e pela arquitetura óssea do sulco troclear. O retináculo lateral é considerado mais forte que o retináculo medial, por esse motivo, há uma tendência da patela ser tracionada lateralmente. As forças dinâmicas são representadas pelas porções do músculo quadríceps. Durante os últimos 30º de extensão do joelho, posicionamento no qual mais ocorre a dor femoropatelar, o músculo VL e as fibras oblíquas do músculo VM, são as mais importantes forças dinâmicas agindo na patela. O músculo VMO age tracionando e inclinando-a medialmente (LIEB & PERRY, 1968; REIDER et al, 1981; SAKAI et al, 2000).

O músculo tensor da fáscia lata e os músculos glúteos também contribuem no controle dinâmico do deslocamento patelar por meio de suas inserções na banda iliotibial, a qual possui uma forte conexão no retináculo lateral (OBER, 1939; FULKERSON & GOSSLING, 1980).

A congruência da superfície da articulação femoropatelar é determinada por fatores individuais, em relação ao tamanho e formato da patela e do sulco troclear, bem como pela integridade da cartilagem articular e das estruturas ósseas adjacentes. O alinhamento e a biomecânica do membro inferior também influenciam no deslocamento patelar. O membro inferior apresenta um ligeiro alinhamento valgo, e como resultado, o músculo quadríceps tende a tracionar e inclinar a patela lateralmente durante os últimos 30° de extensão da articulação (FULKERSON, 1997; PATEL et al, 2003).

O deslizamento patelar tem sido avaliado em diversos estudos com o objetivo de se definir como ocorre esse evento de maneira normal. A patela move-se em seis graus de liberdade: translação médio-lateral, ântero-posterior, súpero-inferior, rotação médio-lateral, inclinação médio-lateral e flexão/extensão. A patela fica lateralizada com a extensão da articulação do joelho, mas no início da flexão a patela move medialmente como que engajada no sulco troclear. No início da flexão os tecidos moles juntamente com o músculo quadríceps, tendão patelar e as estruturas do retináculo medial e lateral iniciam um papel significante no posicionamento da patela, mas com o aumento da flexão, essa posição é essencialmente determinada pelo formato do sulco troclear (FELLER et al, 2007).

2.1.3 - Estabilidade Patelar

A estabilidade patelar é afetada por três fatores básicos: a geometria articular, a ação muscular e o suporte passivo dos tecidos moles. Essa estabilidade resulta de um balanço nesses componentes de força. É difícil definir a geometria e alinhamento exato para o sulco troclear. Tem sido estabelecido que a média do ângulo do sulco é de 137° ± 8° e que, anteriormente, o côndilo lateral é mais alto que o côndilo medial. Entretanto, há uma menor concordância em relação ao sulco troclear, bem como seu comprimento, localização médio-lateral e curvatura. Contudo há variações nos valores absolutos em diferentes estudos, a proporção da largura da

faceta lateral para a medial nunca é menor que um, sugerindo que a faceta medial nunca é maior que a lateral e implicando que a faceta lateral seja dominante (FELLER et al, 2007).

Tanto o sulco troclear como a superfície articular da patela, possuem diferenças significativas na geometria da cartilagem articular e a estrutura óssea adjacente (STAUBLI et al, 1999; SHIH et al, 2004). SHIH et al (2004) observou que a cartilagem articular desse sulco é mais intensa nele que nos côndilos femorais. STAUBLI et al (1999) por meio de imagem de ressonância magnética notou que a geometria condral e subcondral da patela são diferentes. Isso implica que a proporção das facetas articulares e outros fatores morfológicos da patela e do sulco troclear que, tradicionalmente são estudados em ossos dissecados ou em radiografias, não refletem a geometria condral que determina ultimamente os mecanismos da articulação femoropatelar (FELLER et al, 2007).

Na contração do músculo quadríceps, a patela é tracionada proximalmente, havendo também um ligeiro desvio lateral. Ao mesmo tempo, a mobilidade patelar é perdida como resultado da tensão dada pelas estruturas do retináculo medial. O músculo VMO, componente do quadríceps, oferece alguma estabilidade, pois traciona a patela não somente proximal e medialmente, mas também posteriormente. Assim o músculo VMO reduz significantemente a força de tração lateral (SENAVONGSE & AMIS, 2005).

Os ligamentos femoropatelar e tibiopatelar possuem um importante papel na estabilidade da articulação femoropatelar. O ligamento femoropatelar possui um componente transverso e um longitudinal, a porção transversa limita os movimentos da patela. Os retináculos medial e lateral restringem a inclinação patelar medial e lateral, respectivamente. Entretanto, quando a patela inclina, a tensão no ligamento femoropatelar do lado oposto não muda significantemente. Isso sugere que o ligamento femoropatelar aja como um estabilizador estático para as forças que desviam a patela do sulco troclear. Esse efeito parece diminuir com o aumento da flexão da articulação do joelho. Além disso, o ligamento femoropatelar provavelmente auxilia no correto deslizamento patelar dentro do sulco no início da flexão da articulação. A função da porção longitudinal do ligamento femoropatelar é menos clara, contribuindo na transmissão de forças para a patela e para o tendão patelar durante a extensão da articulação do joelho (POWERS et al, 2006).

O ligamento femoropatelar medial impede de 50 a 60% o deslocamento lateral da patela de 0° a 30º de flexão da articulação do joelho (CONLAN et al, 1993; HAUTAMAA, at al, 1998). Rupturas ou lesões nesse ligamento aumentam a inclinação lateral da patela.

A anatomia das estruturas do retináculo lateral pode ser dividida em três camadas, a camada superficial conflui com o trato iliotibial. A retirada do trato iliotibial revela uma estrutura transversa, a banda iliotibial-patelar, fixada profundamente no trato iliotibial, sendo a camada intermédia. A camada mais profunda do retináculo une-se à cápsula articular (CHRISTOFORAKIS et al, 2006).

As estruturas do retináculo são importantes na extensão da articulação do joelho, mas a inclinação da faceta lateral parece ser o fator mais importante para a estabilização, uma vez que, a patela está engajada na tróclea durante a flexão da articulação. A estabilidade e o deslocamento patelar dependem da correta interação entre a geometria articular, ação muscular e suporte passivo (FELLER et al, 2007).

Embora possamos discutir as diferentes estruturas anatômicas separadamente, todas devem atuar de uma maneira harmoniosa resultando na estabilidade da patela durante os movimentos de flexão e extensão da articulação do joelho. É importante reconhecer que um desequilíbrio das forças que agem sobre a patela conduzirá a uma redistribuição nas áreas de contato na articulação, alterando a pressão existente. Assim como, pequenas mudanças na distância entre a tuberosidade anterior da tíbia e o sulco troclear podem alterar a força resultante que age sobre a patela, sendo equivalente a uma mudança na ação da musculatura envolvida, devido à proximidade da tuberosidade tibial na articulação. Portanto, a medialização de 10 mm da tuberosidade tibial pode causar um efeito similar à ação isolada do músculo VMO (AMIS, 2007).

O papel do retináculo é também importante, em particular do ligamento femoropatelar medial, que age orientando o deslocamento da patela, assegurando seu correto posicionamento no início da flexão da articulação do joelho (AMIS, 2007).

Por fim, parece claro que uma displasia troclear possa levar a uma inerente instabilidade na articulação, por esse motivo, todos os fatores devem ser analisados com relação ao alinhamento do membro inferior, pois assim, será possível identificar as causas específicas da instabilidade patelar e conduzirá a intervenções baseadas em lógicas biomecânicas (AMIS, 2007).

2.2 - ASPECTOS CLÍNICOS DA DISFUNÇÃO FEMOROPATELAR

A DFP é uma alteração músculo-esquelética comum que acomete a articulação do joelho. Segundo POWERS et al. (1996) a DFP afeta um em cada quatro indivíduos da população em geral, acometendo principalmente adolescentes e adultos jovens do sexo feminino (CERNY, 1995). DEVEREAUX & LAUCHMAN (1984) demonstraram que 25% de todos os pacientes, de ambos os sexos, com dor na articulação do joelho, avaliados em uma clínica desportiva apresentavam a DFP.

A origem básica e a patogênese exata da disfunção femoropatelar são desconhecidas, mas alguns fatores têm sido apontados, incluindo: trauma agudo, injúrias ou cirurgias ligamentares, instabilidade, uso excessivo da articulação, imobilização, sobrecarga, predisposição genética, mau alinhamento ou disfunção no mecanismo extensor da articulação do joelho, anomalias congênitas na patela, prolongadas sinovites, recorrentes hemorragias e infecções na articulação e repetitivas infiltrações de corticóides intra-articulares (NATRI et al, 1998).

Os fatores anatômico, hormonal e neuromuscular predispõem o sexo feminino a disfunções na articulação do joelho. O fator de risco mais discutido é o alinhamento anatômico do membro inferior no sexo feminino, pois a pelve e alguns ângulos do fêmur diferem do sexo masculino (HUSTON et al, 2000).

Acredita-se que a diferença no alinhamento do membro inferior em mulheres cause uma sobrecarga na articulação do joelho ocasionando maior incidência de desordens ou disfunções. Os hormônios podem afetar os tecidos direta ou indiretamente, alterando a função e resistência dos ligamentos, como também, a ação de nervos ou músculos (ARENDT, 2007).

O mecanismo neuromuscular é o terceiro fator de risco para lesões que acometem a articulação do joelho no sexo feminino e estudos evidenciam que a implantação de estratégias neuromusculares tem diminuído a incidências das disfunções na articulação do joelho (HEWETT et al, 1999; RISBERG et al, 2007). As mulheres possuem um menor controle motor sobre seus músculos em relação aos homens, pois a postura estática combinada com a escassez de força conduz a uma diminuição no controle do membro, o que favorece alguns posicionamentos que tornam a articulação do joelho susceptível a disfunções (ARENDT, 2007).

Algumas teorias têm o propósito de explicar a etiologia da DFP incluindo teorias biomecânicas, musculares e de uso excessivo da articulação. No entanto, geralmente a literatura e a experiência clínica sugerem que a etiologia da DFP é multifatorial, sendo a hipótese mais aceita o tracionamento lateral da patela (WISE, 1984; POWERS, 1998; MARK, 1999). Esse deslocamento anormal da patela causa uma sobrecarga na articulação e subseqüente desgaste na cartilagem articular (GRANA & KRIEGSHAUSER, 1985; SANCHIS-ALFONSO et al, 1999; HEINO & POWERS, 2002).

O mau alinhamento patelar ocorre quando o posicionamento da patela é anormal em um ou mais pontos do ciclo de flexão e extensão da articulação (GRELSAMER, 2005). Isso sugere que o valgo natural do membro inferior e a predominante tração lateral do músculo quadríceps tende a migrar a patela em uma direção lateral (GOODFELLOW et al, 1976; FULKERSON & HUNGERFORD, 1990). Essa migração lateral da patela impõe sobrecargas desiguais na própria patela e nos tecidos periarticulares conduzindo a DFP (ELIAS & WHITE, 2004).

Existem outros fatores que podem causar o desalinhamento patelar, como o aumento do ângulo Q, patela alta, torção tibial lateral, pronação subtalar excessiva, pé cavo, anatomia anormal da articulação femoropatelar (REID, 1992; SHEEHY et al., 1998).

Diversos autores têm sugerido que a fraqueza na musculatura do quadril possa estar associada à DFP, pois o déficit no controle motor conduz a movimentos anormais na extremidade e na articulação femoropatelar (SOMMER, 1988; SANCHIS-ALFONSO et al, 1999; MASCAL et al, 2003; POWERS, 2003).

Teoricamente, a fraqueza na musculatura abdutora e rotadora externa do quadril estão associadas com um déficit no controle excêntrico da musculatura adutora e rotadora interna durante atividades com cargas, levando a um mau alinhamento da articulação femoropatelar como a uma rotação medial do fêmur sob a patela (POWERS, 2003; POWERS et al, 2003).

Segundo FOX (1975) a DFP causa atrofia e diminuição da força generalizada do músculo quadríceps, especialmente à atrofia do músculo VMO.

O início dos sintomas é insidioso (HILYARD, 1990), sendo caracterizado por dor difusa na região anterior ou retropatelar do joelho (COWAN et al., 2001). Durante atividades como sentar por tempo prolongado, agachar, subir ou descer escadas, a dor pode apresentar-se

exacerbada e pode estar associada com a crepitação patelar (THOMÉE et al., 1995 e LAPRADE et al., 1998).

De acordo com NATRI et al. (1998) a DFP freqüentemente implica na diminuição ou suspensão das atividades físicas executadas pelo portador.

Normalmente 50% dos pacientes reportam sintomas bilaterais (SALDOW & GOODFELLOW, 1985; WITVROUW et al, 2000). As atividades que exigem esforço descendente tendem a ser mais dolorosas que as atividades ascendentes. Ao descer, a sobrecarga inicial ocorre com o joelho próximo à extensão, quando a área de contato da articulação femoropatelar é menor e o stress é elevado. Em contraste, ao subir, a sobrecarga inicial é aplicada com o joelho em grande grau de flexão, quando a área de contato é maior e o stress na articulação é baixo (LABELLA, 2004).

A etiologia da DFP não está bem estabelecida, porém, sugere-se que o principal fator resulte de um desalinhamento do mecanismo extensor do joelho (COWAN et al., 2001). Este desalinhamento influenciaria a biomecânica articular normal, ocasionando um desequilíbrio entre o compartimento lateral e medial do quadríceps devido, principalmente a uma fraqueza do músculo VMO considerado o estabilizador dinâmico medial do joelho (SOUZA & GROSS, 1991).

2.3 - UTILIZAÇÃO DA ELETROMIOGRAFIA NA AVALIAÇÃO DA DISFUNÇÃO FEMOROPATELAR

A eletromiografia tem sido utilizada em estudos de avaliação da função muscular e também, na avaliação dos resultados de intervenções ou, de uma forma mais ampla, em estudos básicos de avaliação da atividade das unidades motoras e sua relação com a tensão muscular (SODERBERG & COOK, 1984). Segundo BASMAJIAN & De LUCA (1985) a eletromiografia é o estudo da função muscular por meio da averiguação do sinal elétrico que emana do músculo.

O sinal eletromiográfico é a representação do potencial elétrico gerado pela despolarização do exterior da membrana da fibra muscular durante uma contração. Esse sinal é captado a partir de uma zona de despolarização das fibras musculares (MERLETTI & PARKER, 2004).

As unidades motoras são compostas por uma célula situada no corno anterior da medula espinhal, o axônio com junções neuromusculares e fibras musculares por ele inervadas. O impulso é conduzido pelo axônio para todas as fibras musculares, ocorrendo então, de modo simultâneo, a despolarização. Essa despolarização gera uma atividade elétrica, manifestada por potenciais de ação das unidades motoras, sendo graficamente registrado como um eletromiograma. Este representa a somatória dos potencias de ação das unidades motoras geradas durante a contração muscular, captada em uma determinada região por meio de eletrodos.

Atualmente a eletromiografia de superfície tornou-se uma técnica muito utilizada no campo da pesquisa e no tratamento de diversas disfunções musculares. Sua técnica segura, de fácil manuseio e não-invasiva vem ganhando espaço no monitoramento da atividade elétrica muscular.

A eletromiografia tem sido utilizada para estabelecer os padrões de atividade entre os músculos VM e VL, com o interesse de investigar se a diminuição da atividade do músculo VMO em relação ao músculo VL indica uma alteração na estabilização patelar. Numerosos estudos têm comparado à atividade do músculo VMO com a do VL, entretanto, não há um consenso geral entre os autores (POWERS, 2000).

A atividade coordenada dos músculos VM e VL é essencial para o controle dos movimentos da patela no sulco troclear. Estudos biomecânicos indicam que o atraso no início de

ativação do músculo VM, de somente 5 ms em relação ao músculo VL, pode causar mudanças significantes na sobrecarga imposta a articulação (Nepture et al, 2000). De acordo com COWAN et al (2002), a pobre coordenação entre esses dois músculos tem implicado na DFP.

Estudos de recrutamento do músculo quadríceps em indivíduos com DFP durante o movimento funcional, demonstram que ocorre um recrutamento simultâneo de ambos os músculos VL e VMO (KARST & WILLETT, 1995; MORRISH & WOLEDGE, 1997; SHEEHY et al., 1998). Entretanto COWAN (2001), observou que a ativação do músculo VL ocorre anteriormente ao recrutamento do músculo VMO.

Alguns estudos evidenciaram um desbalanço da ativação dos músculos VMO e VL em indivíduos portadores da DFP o que consiste significativamente, em uma mudança no controle motor que mera alteração da força muscular (WITVROUW et al., 1996; COWAN et al., 2001a; COWAN et al., 2001b).

MELLOR & HODGES (2005) investigaram a sincronização das unidades motoras dos músculos VM e VL, apontando um alto grau de sincronização motora entre os dois músculos. Isto representaria um mecanismo simplificado de coordenação do sistema nervoso central sobre os músculos VM e VL na articulação femoropatelar em indivíduos saudáveis.

Os mesmos autores investigaram também se essa sincronização das unidades motoras dos músculos vastos poderia ser alterada em testes de CCA e CCF, e verificaram uma alta proporção na sincronização entre os dois músculos durante as contrações isométricas, sendo esta mais evidente nos teste de CCF.

Não foi observada diferença significativa entre atividade elétrica dos músculos VMO e VL durante a fase excêntrica e concêntrica do exercício de agachamento em indivíduos clinicamente normais e com DFP (TANG et al, 2001).

POWERS (2000) analisou a influência da atividade das unidades motoras dos músculos vastos na cinemática patelar. Foram realizadas análises cinemáticas da patela por meio de imagens de ressonância magnética e análises eletromiográfica dos músculos VM e VL durante a extensão resistida da articulação do joelho em mulheres saudáveis e com DFP. Os resultados não demonstraram diferença significativa entre as relações VL: VMO nem VL: Vasto medial longo (VML) quando comparados os dois grupos.

A atividade elétrica dos músculos VMO e vasto lateral longo (VLL) foi avaliada em indivíduos portadores da DFP e em indivíduos saudáveis durante exercício de agachamento com adução da articulação do quadril, porém não foi verificada diferença na atividade elétrica desses músculos nos dois grupos avaliados (COQUEIRO et al, 2005).

COWAN et al (2001) observou um retardo de 15,8 ms no início da ativação do músculo VMO em relação ao VL durante o exercício de subir escadas em indivíduos portadores da DFP quando comparados com o grupo assintomático.

A influência da altura do *step* na atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO no exercício de subida posterior foi avaliada por PULZATTO et al (2005). A análise intergrupos mostrou não haver diferenças nos valores de relação muscular entre os grupos controle e portadores da DFP nas duas alturas de *step* estudadas (45° e 75°).

Em estudo recente, McCLINTON et al (2007) compararam o início de ativação dos músculos VMO e VL entre sujeitos com e sem DFP em exercícios com diferentes alturas de *step*. Não houve diferença significativa no início de disparo ou da magnitude da taxa de ativação entre os dois grupos, entretanto, os indivíduos portadores da DFP apresentaram maior duração na taxa de ativação quando comparado ao grupo controle. A presença de um atraso ou inibição da ativação do músculo VMO em relação ao VL, entre as pessoas portadoras da DFP, não é suportada pelos resultados deste estudo.

Essa hipótese é apoiada por SHEEHY et al (1998), que analisaram a atividade elétrica dos músculos VMO e VL em 15 indivíduos portadores da DFP e 15 indivíduos clinicamente normais durante a subida e descida de degraus. Os resultados apontaram não haver diferença significativa no pico do sinal eletromiográfico entre os grupos sintomático e assintomático.

KARST & WILLETT (1995) também investigaram o início da atividade elétrica dos músculos VMO e VL em indivíduos assintomáticos e portadores da DFP durante atividades reflexas e voluntárias. Não houve diferença significativa nos dados encontrados em relação ao tempo de disparo em ambos os grupos analisados nas condições testadas.

O recrutamento dos músculos VMO e VL foi analisado por COWAN et al (2002) durante testes voluntários que desafiassem a estabilidade da articulação do joelho. Os pesquisadores avaliaram se existe uma mudança na resposta de coordenação da postura pelo sistema nervoso central em indivíduos portadores da DFP. Os resultados confirmaram que, no grupo

assintomático, a contração dos músculos VMO e VL ocorre como parte de uma resposta postural associada com os movimentos da articulação do tornozelo, e a contração das porções do músculo quadríceps ocorrem simultaneamente. Entretanto, nos indivíduos portadores da DFP, nas mesmas tarefas executadas, o início da ativação do músculo VL ocorreu anteriormente ao músculo VMO. Esses resultados indicaram uma diferença no controle motor em indivíduos portadores da DFP e suportam a hipótese de alteração no sincronismo da atividade dos músculos vastos no grupo sintomático.

Posteriormente, CROSSLEY et al (2004) comparam o início da atividade elétrica dos músculos VMO e VL em indivíduos portadores da DFP e indivíduos saudáveis, os pesquisadores observaram um atraso no disparo elétrico do músculo VMO em relação ao músculo VL nos participantes portadores da DFP, apoiando a teoria de alteração do controle motor dos músculos vastos nos indivíduos portadores da DFP. Essa alteração no início da ativação dos músculos vasto, segundo os autores, pode ser uma conseqüência do aumento da sobrecarga imposta à articulação do joelho causada por alterações do deslocamento patelar.

BEVILAQUA-GROSSI et al (2005) também compararam a atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO durante exercícios isométricos de agachamento *wall slide* a 45° e 60° de flexão da articulação do joelho. Foram avaliadas 15 mulheres saudáveis e 15 mulheres portadoras da DFP, os resultados apontaram um equilíbrio entre as porções medial e lateral do músculo quadríceps em ambos os exercícios no grupo portadores da disfunção femoropatelar e no grupo saudável. A ausência de diferenças na atividade eletromiográfica dos músculos VMO, VLO e VLL entre os grupos sugere que o desequilíbrio muscular não pode ser um fator predisponente da DFP.

A ausência de alteração no disparo elétrico dos músculos VMO e VL não é surpreendente, pois a DFP é de natureza multifatorial (COWAN et al, 2002). Dessa forma, algumas alterações biomecânicas podem predispor um indivíduo a DFP apesar da atividade elétrica simultânea dos músculos vastos (RADIN, 1983).

2.4 - TRATAMENTO CONSERVADOR NA DISFUNÇÃO FEMOROPATELAR

A fraqueza no músculo quadríceps tem sido apontada como um dos mais importantes fatores de risco para a DFP (MESSIER et al, 1991; THOMEÉ et al, 1995; WERNER 1995; MOHR et al, 2003). Alguns pesquisadores sugerem que a relativa fraqueza no músculo VMO e o desequilíbrio no controle neuromuscular dos músculos VMO e VL possa ser um problema mais específico (BOUCHER et al, 1992; WINTONSKI 1999; WINTONSKI & GORÁJ, 1999; WITVROUW et al, 2000). O músculo VMO é a porção mais fraca do músculo quadríceps, o primeiro a sofrer atrofia por desuso e o último a se recuperar (LIEB & PERRY 1968; FOX 1975; GERBER et al, 1985).

Alguns autores (CERNY 1995; DOUCETTE & CHILD, 1996; MONTEIRO-PEDRO et al., 1999) sugeriram que para restabelecer a biomecânica articular normal da articulação femoropatelar é indicado o tratamento conservador com ênfase no fortalecimento seletivo do músculo VMO. O tratamento conservador envolve o reforço do quadríceps para promover melhor estabilidade e tração patelar, sendo que muitos pesquisadores buscam o recrutamento seletivo do músculo VMO com o intuito de otimizar o tratamento (RIBEIRO et al, 2005).

Numerosos estudos foram realizados com o objetivo de fortalecer seletivamente o músculo VMO, (BROWNSTEIN et al., 1985; MOLLER et al., 1986; HANTEN & SCHULTHIES 1990; MONTEIRO-PEDRO et al. 1999; NUNES, 2002; BEVILAQUA-GROSSI et al 2005). Para um fortalecimento seletivo do músculo VMO é necessário que, durante um dado exercício, sua ativação seja significantemente maior, quando comparada com os demais músculos componentes do quadríceps femoral, cuja ativação deve ser menor. Por esses motivos, a atividade elétrica do músculo VL é freqüentemente comparada com a atividade elétrica do músculo VMO, como relata MOLLER et al (1986).

De acordo com BROWNSTEIN et al., (1985) e MOLLER et al., (1986) o fortalecimento do músculo quadríceps femoral, pode ser realizado por meio de exercícios de extensão do joelho, dentro da amplitude de movimento. Entretanto, acredita-se, que o músculo VMO estará sendo ativado do mesmo modo que o músculo VL, não havendo uma ativação seletiva (HANTEN & SCHULTHIES, 1990).

Segundo BOSE (1980) o tratamento da DFP deve associar o grupo muscular adutor ao músculo VMO, pois a origem parcial das fibras do músculo VMO tem uma correlação anatômica com os músculos adutor magno e adutor longo, por isso, quando se realiza a adução do quadril ocorre ativação do músculo VMO registrada por meio da eletromiografia, BROWNSTEIN et al. (1985) afirmaram que exercícios de adução do quadril ativam seletivamente o músculo VMO, REYNOLDS et al. (1983) aprovaram a adição da adução do quadril durante a extensão do joelho, facilitando a ação do músculo VMO e inibindo a ação do músculo VL.

De acordo com HANTEN & SCHULTHIES (1990) há uma ativação do músculo VMO no exercício isométrico de adução do quadril, com o joelho em 30 graus de flexão, em CCA. MONTEIRO-PEDRO et al. (1999) também evidenciaram a ativação do músculo VMO no exercício isométrico de adução de quadril, com o joelho a 0° de flexão, em CCA.

Contudo, NUNES (2002) verificou uma maior ativação do músculo VMO em relação ao vasto lateral oblíquo (VLO), no exercício isométrico de extensão de joelho associado à adução de quadril, com o joelho a 90° de flexão, porém em CCF.

A rotação medial da tíbia também possibilita o fortalecimento seletivo do músculo VMO quando comparado com o músculo VL, pois segundo SLOCUM & LARSON (1968), o VMO tem inserção no aspecto ântero-medial da tíbia, portanto, atua na rotação medial da tíbia nos primeiros 60° de flexão do joelho. Segundo ENGLE (1987) o músculo VMO executa a rotação medial do joelho quando este estiver em pequeno grau de extensão.

De acordo com LAPRADE et al (1998) o exercício isométrico de rotação medial da tíbia, com o joelho a 30° de flexão, em CCA, ativou seletivamente o músculo VMO. Entretanto NUNES (2002) verificou a ocorrência de um equilíbrio muscular entre os músculos VMO e VLO, quando executado exercício isométrico de extensão de joelho, associada à adução de quadril e rotação medial de tíbia, com a articulação do joelho a 90° de flexão, em CCF.

O efeito da adução do quadril na atividade dos músculos VMO e VLL foi investigado por COQUEIRO et al (2005) durante exercícios de agachamento, os autores não observaram uma ativação preferencial do músculo VMO, a associação da adução do quadril com o exercício de agachamento promoveu um balanço entre as porções medial e lateral do músculo quadríceps.

CABRAL & MONTEIRO-PEDRO (2001) sugeriram a utilização do exercício de subida posterior no *step* para a reabilitação de indivíduos portadores da DFP. Os autores observaram

maior ativação do músculo VMO em relação aos músculos VLO e VLL em indivíduos portadores da DFP no exercício de subida posterior de *step* a 75º de flexão da articulação do joelho.

A influência da altura de um *step* na atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO no exercício de subida posterior em indivíduos saudáveis e portadores da DFP foi avaliada por PULZATTO et al (2005). Duas alturas de *step* foram testadas, 45° e 75° de flexão da articulação do joelho. Os resultados mostraram que o exercício realizado no *step* a 45° recrutou de maneira mais específica o músculo VMO em relação aos músculos VLO e VLL quando comparados ao ângulo de 75° em ambos os grupos.

A atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO também foi comparada por BEVILAQUA-GROSSI et al (2005), durante os exercícios isométricos de agachamento *wall slide* a 45° e 60° de flexão da articulação do joelho em mulheres saudáveis e portadoras da DFP. Os resultados apontaram maior ativação dos músculos estabilizadores da patela no exercício de agachamento a 60° nos dois grupos avaliados quando comparados com o exercício de agachamento a 45°. Os pesquisadores então sugeriram a preconização desse exercício durante os programas de reabilitação cujo objetivo seja o aumento da ativação desses músculos.

Em estudo recente, PEELER & ANDERSON (2007) avaliaram a eficiência de um programa de alongamento estático em indivíduos portadores da DFP. Foram realizadas três semanas de alongamento estático para o músculo quadríceps. A flexibilidade, a dor na região da articulação do joelho e a função muscular foram avaliadas. O estudo confirmou a efetividade do programa de três semanas de alongamento estático para o músculo quadríceps, os indivíduos avaliados apresentaram um aumento significativo na flexibilidade e função da articulação do joelho, mas falhou para demonstrar a relação estatística entre a flexibilidade do músculo quadríceps e a severidade da dor e disfunção na articulação do joelho na população portadora da DFP.

CROSSLEY et al (2005) examinaram se uma terapia física, designada a reduzir a dor e aumentar o controle neuromotor, resultaria em uma melhora na deambulação sobre degraus em indivíduos portadores da DFP. A terapia de seis semanas incluía *taping* patelar, treino de *biofeedback* para o músculo vasto com o objetivo de maximizar a ação do músculo VMO. Também foi realizado fortalecimento dos músculos glúteos, abdução isométrica do quadril

associada à rotação externa em pé, mobilização patelar e alongamento para os músculos isquiotibial e rotadores do quadril. Os resultados da pesquisa apontaram que os indivíduos portadores da DFP possuem menor amplitude de movimento para flexão da articulação do joelho quando comparados com o grupo saudável. O estudo também concluiu que a intervenção aplicada aumentou satisfatoriamente a amplitude de flexão do joelho nos indivíduos portadores da DFP. Contudo, os autores acreditam que essa mudança na amplitude de movimento na deambulação foi particularmente ocasionada por uma diminuição na dor e na inabilidade, além da melhora no controle neuromotor do músculo vasto.

O efeito de um programa de terapia durante oito semanas com e sem a utilização de *biofeedback* na ativação dos músculos VMO e VL foi comparado por NG et al (2006). Os indivíduos portadores da DFP foram divididos em dois grupos, o primeiro grupo realizou os exercícios propostos sem a utilização do *biofeedback*, enquanto que o segundo grupo realizou todos os exercícios recebendo informações da ativação da musculatura por meio do *biofeedback*. Após as oito semanas de treinamento, o primeiro grupo apresentou mudanças insignificantes na taxa eletromiográfica do VMO e VL, enquanto que o segundo grupo apresentou uma significativa mudança na taxa eletromiográfica. O estudo revela que a utilização do *biofeedback* associado à terapia física poderá facilitar a ativação do músculo VMO durante a realização dos exercícios.

SACCO et al (2006) compararam as respostas eletromiográficas do VM e VL durante a subida e descida de degraus e outras resposta clínicas e funcionais em indivíduos portadores da DFP antes e após um programa de terapia física. Os indivíduos foram avaliados por meio de um protocolo biomecânico e funcional: avaliação da postura, dor e função da articulação e eletromiografia do VM e VL durante a subida e descida de degraus. A terapia consistia em 25 sessões durante cinco semanas, contendo exercícios básicos: alongamento dos músculos isquiotibial, quadríceps e banda iliotibial, fortalecimento do músculo quadríceps durante agachamento associada à adução do quadril. Os resultados demonstraram uma alta eficiência do músculo VM na fase excêntrica do exercício e um aumento em ambos os músculos VM e VL durante a subida de degraus após o programa de intervenção física. Também foi observada uma melhora no alinhamento do membro inferior e funcionalidade da articulação do joelho no grupo portadores da DFP.

A literatura tem sugerido diferentes técnicas para o tratamento da DFP e procura sempre enfatizar o fortalecimento seletivo do músculo VMO, a fim de promover um equilíbrio no mecanismo extensor da articulação do joelho e melhora na estabilização patelar.

2.5 - ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR NA DISFUNÇÃO FEMOROPATELAR

A EENM é uma técnica terapêutica que utiliza a estimulação, por meio de correntes elétricas específicas, sobre ramificações intramusculares de nervos motores induzindo desta forma a contração muscular, objetivando o fortalecimento do músculo esquelético (HULTMAN et al., 1983).

De acordo com ERIKSSON et al. (1981) os programas de EENM reduzem a atrofia muscular, LEVINE et al. (1952) demonstraram redução da espasticidade temporária e estudo realizado por MUNSAT et al. (1979) sugere redução da contratura muscular após aplicação da EENM. BAKER et al. (1979) e BOWMAN (1979) afirmam que há uma manutenção da amplitude de movimento por meio de estímulos fornecidos pela EENM.

Na década de 1970, na Rússia, Yakov Kots mudou a direção do uso de EENM, que anteriormente visava à reeducação muscular predominantemente em pessoas com desordens neurológicas (DELLITO, 2002). KOTS (1977) introduziu a utilização da corrente russa para aumento do desempenho muscular, ou seja, métodos de fortalecimento predominantemente em pessoas com condições músculo-esqueléticas integras, promovendo forças musculares maiores do que 100% em atividade voluntária máxima, toleráveis à fadiga, e em indivíduos treinados gerando aumento da capacidade de gerar força muscular em 30%.

A estimulação elétrica por meio da corrente russa utiliza pulsos alternados de média freqüência de 2.500 Hz, modulada a uma freqüência de 50 Hz com ciclos de corrente de 50%. O estímulo é aplicado pelo regime 10/50/10, ou seja, aplicado por um período de dez segundos, seguido por um período de repouso de cinqüenta segundos, durante dez minutos, a cada sessão de estimulação, (SELKOWITZ, 1989). Segundo KOTS (1977) este regime de estimulação 10/50/10, quando aplicado uma vez por dia durante semanas por dez minutos, resulta em ganhos de força.

Porém, GUIRRO et al. (2000), afirmaram que é necessário um tempo mínimo de aplicação de 30 minutos além de aumentos regulares da amplitude de corrente dentro da mesma sessão de treinamento e por todo o período de treinamento para que ocorra um aumento da força muscular efetivo por meio da aplicação de EENM.

KOTS (1971) também recomendou a utilização da EENM associada à contração voluntária com o objetivo de aumentar a habilidade e coordenação muscular, além do fortalecimento.

Durante a utilização da EENM, o recrutamento das unidades motoras ocorre de forma reversa à contração voluntária, ou seja, há um recrutamento de unidades motoras mais rápidas e mais fatigáveis quando estimuladas em baixas intensidades e em altas intensidades há também um recrutamento adicional das unidades motoras, denominadas de contração lenta e menos fatigáveis, (CLAMANN et al., 1974; HENNEMAN & MENDELL 1981; DELITTO & SNYDER-MACKLER 1990).

Estas teorias foram apoiadas anteriormente por GORMAN et al. (1983) e ZAJAC & FADEN (1985) utilizando estimulação direta sobre o nervo motor e posteriormente por SINACORE et al. (1990) e TRIMBLE & ENOKA (1991) utilizando estimulação elétrica transcutânea. Porém em estudo adicional, KNAFLITZ et al. (1990), demonstrou recrutamento similar à observada durante contrações voluntárias, ou seja, unidades motoras lentas recrutadas primeiramente.

A hipótese de que a EENM resulta em um recrutamento reverso a contração voluntária é baseada em dois achados: o primeiro, o axônio da unidade motora do tipo II (rápida) possui menor resistência a corrente e conduz o potencial de ação mais rapidamente que o axônio da unidade motora do tipo I (lenta), e segundo, dados demonstraram um aumento da fadiga com a EENM comparada a contração voluntária (GREGORY & BICKEL, 2005).

A teoria de que a estimulação elétrica resulta em um padrão de recrutamento reverso e que preferencialmente são recrutadas unidades motoras rápidas anteriormente as unidades motoras lentas, tem sido sugerida por muitos anos. GREGORY & BICKEL (2005) revisaram o padrão de recrutamento motor no músculo esquelético de humanos durante a estimulação elétrica e acreditam que a literatura sustenta a não seletividade no padrão de recrutamento motor de fibras musculares submetidas à estimulação elétrica. Os pesquisadores reconheceram que a EENM possa ativar preferencialmente unidades motoras rápidas em níveis relativamente baixos de força, sendo esta ativação benéfica na prática clínica. Entretanto, a maioria das evidências sugeriu que o recrutamento de unidades motoras por meio da estimulação elétrica não é seletivo, as fibras

musculares são recrutadas sem uma seqüência óbvia relacionada aos tipos de fibra (DELITTO et al 1989; KNAFLITZ et al 1990; BICKEL et al 2003; SLADE et al 2003).

A ampla revisão da EENM de média freqüência, realizada por SELKOWITZ (1989), apresenta evidências convincentes de fortalecimento, entretanto, há poucas evidências de que os ganhos de força sejam superiores aos exercícios voluntários ou associados à EENM.

De acordo com DELITTO et al. (1989) houve uma melhora no desempenho de um atleta submetido ao treinamento de estimulação elétrica russa. Estudos realizados por DELITTO et al. (1988) compararam o fortalecimento produzido pela corrente russa e pelos exercícios voluntários, apresentando um ganho de força maior com a estimulação elétrica.

SELKOWITZ (1989) alegou haver evidências insuficientes para comparar as melhorias de forças produzidas pela estimulação elétrica russa a outras formas de estimulação elétrica. No entanto em estudo subseqüentes SNYDER-MACKLER et al. (1989) compararam o torque máximo induzido eletricamente por corrente russa, interferencial, operando a uma freqüência de 4000 Hz, e corrente pulsada bifásica de baixa freqüência. A corrente interferencial produziu menor torque comparada às outras, devido à insuficiência da entrega da corrente. O maior torque foi produzido pela corrente russa, porém, a diferença não foi significativa quando comparada com a corrente de baixa freqüência.

Contudo, CÔRREA et al. (1996) analisaram o resultado de uma proposta de tratamento para a DFP, a partir do treinamento com EENM, que associada a técnicas fisioterápicas (exercícios específicos e alongamento muscular), visava à estabilização medial da patela através do fortalecimento do VMO. Os resultados da pesquisa comprovaram a eficácia da proposta de tratamento, sendo a terapêutica viável e eficaz, apresentando uma melhora significativa, em curto período de tempo.

O efeito de dois protocolos de EENM na força do músculo quadríceps em mulheres saudáveis foi avaliada por GUIRRO et al (2000). O protocolo da EENM constou de duas correntes com pulso quadrático bifásico simétrico, com $T_{on} - T_{off}$ de 5 segundos, sendo uma corrente de freqüência média (2500 Hz modulada em 50 Hz) e a outra em baixa freqüência (50 Hz). A estimulação foi de 30 minutos diários durante 15 sessões sobre os pontos motores dos músculos reto femoral, vasto medial e vasto lateral. Os resultados demonstraram um aumento na força do músculo quadríceps nos grupos eletroestimulados, tanto em baixa (40,5%) como média

freqüência (44,6%). Os autores concluíram que, independente dos parâmetros da corrente, a EENM promoveu aumento na força do músculo quadríceps.

ALBERTINI et al (2001) verificaram as possíveis alterações elétricas no músculo VM e VL após o uso da estimulação elétrica funcional aplicada no músculo VM em indivíduos saudáveis. O programa de estimulação elétrica funcional foi realizado no período de três semanas, diariamente. Foram utilizadas correntes de baixa e média freqüência no músculo VM. Os resultados apontaram uma tendência de o músculo VM ser ativado anteriormente ao músculo VL no movimento de sentar e levantar, e que não houve diferença no comportamento elétrico dos músculos VM e VL no movimento de sentar e levantar, tanto antes como após o programa de estimulação elétrica funcional.

CALLAGHAN et al. (2004) compararam dois regimes de EENM para reabilitação do músculo quadríceps em indivíduos portadores da DFP, constatando que ambos os regimes geraram maiores valores de força muscular após o período de treinamento, demonstrando, assim, um efetivo fortalecimento do músculo quadríceps através da EENM.

O efeito de diferentes programas de terapia física foi analisado por AVRAHAM et al (2007) em pacientes portadores da DFP. Os pacientes foram divididos em três grupos, o primeiro grupo realizou exercícios convencionais para a reabilitação do joelho associados à EENM do quadríceps; o segundo grupo realizou exercícios de alongamento para o membro inferior associados a exercícios de fortalecimento dos rotadores externos do quadril e EENM do quadríceps; o terceiro grupo realizou as duas terapias acima citadas. A dor e a função da articulação do joelho foram registradas pré e pós-treinamento por meio de uma escala analógica. Os resultados apontaram uma melhora significativa na dor e função da articulação nos pacientes portadores da DFP. Entretanto não foram observadas variações significativas nos três grupos avaliados, os autores concluíram que os diferentes programas de reabilitação apresentam um efeito benéfico similar**.**

Considerando que a literatura consultada não apresentou estudos que analisassem o efeito isolado da EENM sobre o músculo VMO, assim como, o seu efeito associado à contração isométrica voluntária, em indivíduos saudáveis e portadores da DFP, o mesmo se faz necessário.

3 - OBJETIVO

O presente estudo teve o objetivo de avaliar a efetividade do treinamento por meio da EENM em indivíduos clinicamente normais e portadores da DFP, analisando:

- A área de secção transversa do músculo quadríceps, vasto medial e grupo adutor por meio de imagem de ressonância magnética nuclear;

- A força muscular isométrica voluntária máxima do músculo quadríceps;

- A atividade eletromiográfica das seguintes porções do músculo quadríceps: porção oblíqua do músculo vasto medial (VMO) e porção oblíqua do músculo vasto lateral (VLO);

- Índice de dor e fadiga subjetiva após cada sessão de treinamento com a EENM.

4 - MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 - AMOSTRA

A amostra foi composta por 28 voluntárias adultas sedentárias, com idade média de 22,4 anos (±3,9), altura média de 1,62 m (±0,05), peso médio de 54,66 Kg (± 6,5), prega cutânea da coxa de 16,25 mm (±3,0), e percentual de gordura de 21,49% (±3,3). Inicialmente foram divididas em dois grupos: 14 voluntárias clinicamente normais (CN) e 14 voluntárias portadoras da DFP, as quais foram selecionadas por meio de uma avaliação fisioterapêutica prévia (Apêndice B).

Abaixo a Tabela 1 expõe a divisão da amostra.

Tabela 1- Divisão dos Voluntários

Grupo	Número de voluntários	Característica
GCI	7	CN
GCII	7	CN
GDI	7	DFP
GDII	7	DFP

As voluntárias de ambos os grupos, não apresentavam fraturas, luxações ou subluxações da articulação femoropatelar, lesão meniscal e/ou ligamentar do joelho e qualquer história prévia de intervenção cirúrgica e não estavam sob tratamento farmacológico para patologias osteomioarticulares.

O grupo CN não referiu dor ou desconforto, bem como, não apresentou sinais positivos relacionados com a DFP na avaliação prévia, tais como: patelas medializadas, sinal de baioneta, patela alta, crepitação, pronação subtalar excessiva, torção tibial lateral, compressão da

articulação fêmoro-patelar e ângulo Q maior que 16 graus (BOUCHER et al., 1992; RUFFIN & KININGHAM, 1993; CERNY, 1995 e THOMÉE et al., 1999).

O grupo portador da DFP, não referiu dor ou desconforto, principalmente na articulação do joelho, por um período mínimo de três meses e apresentou como sinais clínicos da DFP um aumento do ângulo Q (superior a 16º), patela alta, presença de crepitação, torção tibial lateral e pronação subtalar excessiva; como citado por outros estudos (REID, 1992; THOMÉE et al., 1995; SHEEHY et al., 1998; LAPRADE et al., 1998).

A seguir na Tabela 2, é exposto o perfil da amostra do grupo portador da DFP em relação aos sinais apresentados pelas voluntárias.

Tabela 2 – Perfil do Grupo Portador da DFP

Sinais	**Porcentagem**
Aumento do ângulo Q	100%
Torção tibial lateral	85,71%
Pronação subtalar excessiva	64,28%
Patela alta	7,14%
Patela hipermóvel	50%
Crepitação	78,57%
Patela medializada	85,71%
Apreensão ao deslocamento	7,14%

Sendo que, 57,14 % das voluntárias apresentavam os sinais no membro inferior direito e 42,85% no membro inferior esquerdo.

Todas as voluntárias leram e assinaram um Termo de Consentimento Formal para a participação na pesquisa (ANEXO II), previamente aprovado pela Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Campinas (Unicamp). Além disso, os pesquisadores responsáveis por este trabalho estão comprometidos com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (ANEXO III).

5 - INSTRUMENTAÇÃO

5.1 - GERADOR DE PULSO PARA EENM

Para o fornecimento da corrente elétrica terapêutica foi utilizado um gerador de pulso, modelo *Neurodyn High Volt*, da marca IBRAMED®, ajustado nos parâmetros de estimulação descritos na Tabela 3.

Tabela 3 - Parâmetros do programa de EENM

Forma de Pulso	**Duração do Pulso (μs)**	**Tempo de Subida do Pulso (S)**	**Freqüência (Hz)**	**Modulação em Tempo (Hz)**	**T_{ON} : T_{OFF} (s)**	**Período (dias)**
Quadrática Bifásico	100	1.0	2.500	50	6 : 9	24

Esses parâmetros foram adotados a fim de proporcionar o fortalecimento muscular. Dessa forma, utilizamos uma corrente de média freqüência (2500 Hz) modulada em baixa freqüência (50 Hz), como sugerida por alguns autores devido as respostas positivas. (PIRES, 2004; NUNES et al, 2003; PIRES & GROSSO, 2002; CURRIER et al, 1993; DELITTO et al, 1988; CURRIER & MANN, 1983; KOTS, 1977). O protocolo de estimulação foi aplicado durante 8 semanas

consecutivas, uma vez que, as adaptações morfológicas e as alterações do material genético das fibras musculares ocorrem após 3 semanas de treinamento (CABRIC et al, 1987; BIGARD et al , 1993). Segundo CABRIC et al (1987) nesse mesmo período é possível observar adaptações significantes na função do sistema nervoso central.

As primeiras adaptações causadas pelo treinamento de força são obtidas por meio de adaptações neurais, sendo que as modificações morfológicas tornam-se mais evidentes a longo prazo (ENOKA, 1988). Por essa razão, a utilização de protocolos de treinamento mais longos e uniformes poderá esclarecer os efeitos decorrentes do treino por meio da EENM de média e alta freqüência (PIAZZI et al, 2004).

Optou-se pela utilização da corrente de média freqüência por causar menor desconforto as voluntárias e proporcionar um nível maior de intensidade e resposta muscular (SIVINI & LUCENA, 1999).

Para a estimulação elétrica foram utilizados eletrodos, modelo silicone-carbono, untados com gel hidrossolúvel. Os eletrodos foram posicionados sobre o ventre dos músculos VMO e adutor magno por meio de fitas adesivas.

Antecedendo a fixação dos mesmos a pele da voluntária foi preparada por meio de tricotomia e assepsia com álcool a 70%. Esse procedimento se justifica pelo fato de reduzir a impedância da pele à passagem da corrente, tornando a estimulação mais agradável.

O posicionamento dos eletrodos foi efetuado a partir dos ângulos de inclinação das fibras musculares. Assim para o músculo VMO foi realizada a fixação a quatro centímetros acima da borda súpero-medial da patela, com ângulo de inclinação de 55º (COWAN et al, 2001). Para o músculo adutor magno o eletrodo foi posicionado a 10 cm da interlinha articular do joelho na região medial da coxa (Figura 1).

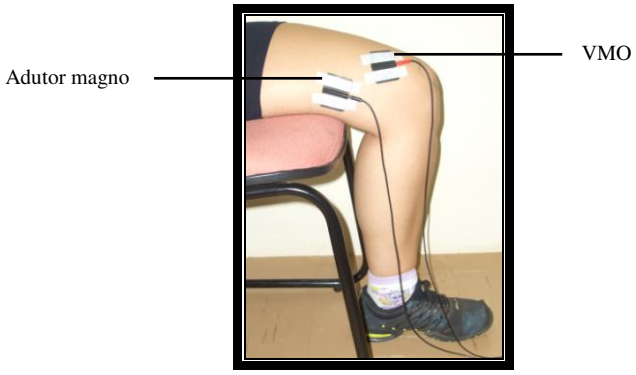


Figura 1 – Posicionamento dos eletrodos para EENM.

Para o treinamento por meio da EENM a voluntária permaneceu sentada com as articulações coxofemoral e joelho fletidas a 90°. Durante a passagem da corrente, o membro inferior da voluntária foi fixado de modo que o estímulo proporcionou uma contração isométrica dos músculos VMO e adutor magno.

As voluntárias foram submetidas a dois tipos de treinamentos, um por meio da EENM isoladamente e outro por meio da EENM associada ao exercício de contração isométrica voluntária do músculo quadríceps em banco extensor. Com isso, houve uma subdivisão nos grupos Controle (designados por GC I e GC II) e DFP (designados por GD I e GD II) - Tabela 4.

Tabela 4- Subdivisão dos Voluntários

Grupo	Número de voluntários	Característica	Intervenção
GC I	7	CN	EENM isoladamente
GC II	7	CN	EENM + Contração Isométrica Voluntária
GD I	7	DFP	EENM Isoladamente
GD II	7	DFP	EENM + Contração Isométrica Voluntária

Os treinamentos foram realizados três vezes na semana, durante 8 semanas por um período de trinta minutos diários, o *duty cycle* foi de 50%. A intensidade da corrente foi dada de acordo com o limiar motor de cada voluntária e incrementada a cada 3 minutos de trabalho para proporcionar uma sobrecarga ao músculo e as adaptações esperadas no sistema neuromuscular (GUIRRO et al., 2000). Os parâmetros $T_{on} - T_{off}$ também foram evoluídos a cada semana de treinamento. O controle da intensidade foi registrado para consultas prévias antes do início da sessão seguinte (ANEXO IV).

5.2 - AVALIAÇÃO DA ÁREA DE SECÇÃO TRANSVERSA POR IMAGEM DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR

A área de secção transversa do músculo quadríceps foi avaliada pré e pós-treinamento através de um equipamento de ressonância magnética nuclear no Hospital de Clínicas da Faculdade de Ciências Médicas, Unicamp.

A voluntária foi posicionada no equipamento em decúbito dorsal, com a articulação do quadril e joelho mantidos em completa extensão (Figuras 2 e 3).

Figuras 2 e 3 – Posicionamento da voluntária para a realização do exame de ressonância magnética nuclear no HC – Unicamp.

Para aquisição das imagens do músculo quadríceps, foram considerados os seguintes parâmetros:

- Tempo de repetição (TR): 700 ms;
- Tempo de eco (TE): 20 ms;
- Matriz de aquisição : 290 X 230;
- Espessura da secção: 4mm;
- GAP: 20;
- *Flip angle*: 160;
- FOV: 40 X 40 mm.

Foram obtidas quatro imagens axiais da coxa, no plano sagital do membro inferior, tomando-se como referência à borda superior da patela. A partir deste ponto foram realizadas quatro medidas com uma distância de 4 cm entre elas, totalizando 16 cm (Figuras 4 e 5).

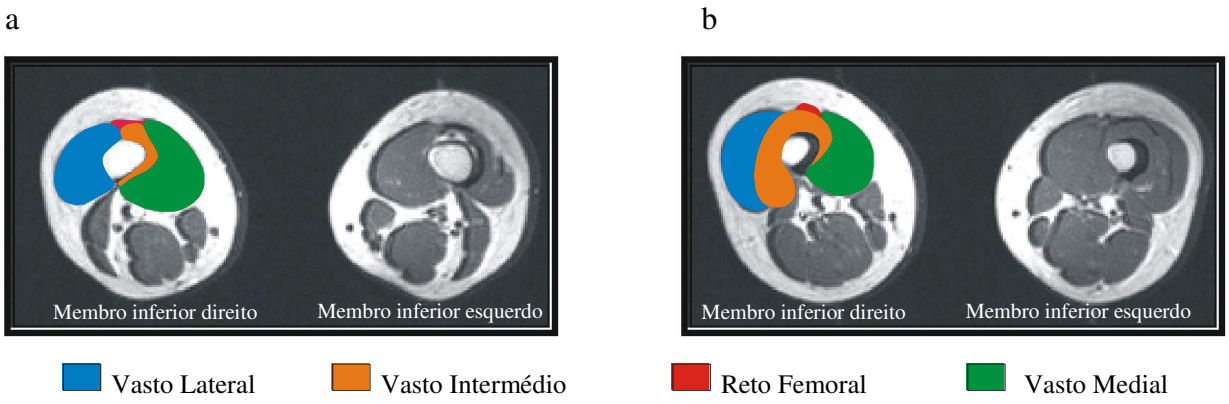


Figura 4 – Imagens de ressonância magnética nuclear da área de secção transversa do músculo quadríceps a 4 cm (a) e 8 cm (b) acima da borda superior da patela, respectivamente

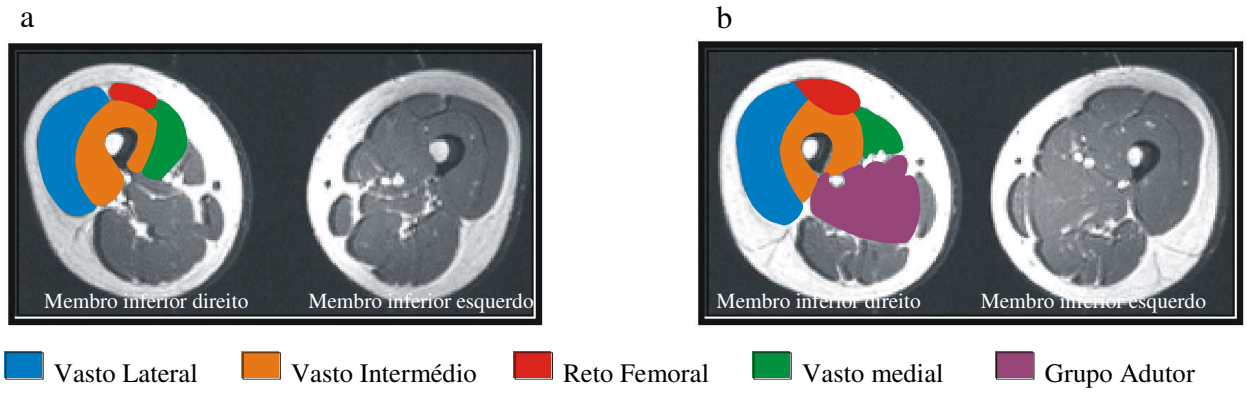


Figura 5 – Imagens de ressonância magnética nuclear da área de secção transversa do músculo quadríceps a 12 cm (a) e 16 cm (b) acima da borda superior da patela, respectivamente

A área de secção transversa do músculo quadríceps foi obtida por meio de análise em *software* DICOM WORKS®. Foi mensurada a área do referido grupo muscular e a porção isolada do músculo VM e grupo adutor por três vezes consecutivas, sendo considerada a média em cm^2 nos níveis anteriormente descritos.

5.3 – AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA

5.3.1 – AQUISIÇÃO DE SINAIS EMG E AUXILIARES

Foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos da marca DataHominis Tecnologia Ltda®, modelo Myosystem-Br1_P84, com oito canais EMG e quatro canais auxiliares (Figura 6). O equipamento possui um isolamento galvânico entre os circuitos de entrada e os circuitos de potência de 2.5 KV RMS @ infinitamente, filtro passa alta de 15 Hz, filtro passa baixa de 1000 Hz e resposta linear de 20 Hz a 2 KHz.

O eletromiógrafo foi interfaciado via cabo USB em um notebook Centrino 512 MB.

Figura 6 – Módulo de aquisição - Myosystem-Br1_P86

O canal para aquisição de sinais auxiliares possibilitou a aquisição de sinais provenientes do dispositivo de célula de carga. Esse canal possuía uma corrente máxima para circuitos de condicionamento externos de +-10 mA, impedância de entrada de 10^8 Ohms/2pF, corrente de bias de entrada de +-150 nA max, proteção contra sobretensões de +5 Vdc, um ganho de entrada de 1.0, filtros passa baixa para eliminação de ruídos de 1kHz e resposta linear de 0 Hz a 1 kHz.

5.3.2 – INTERFACE E AQUISIÇÃO DE DADOS

A conversão dos sinais analógicos para digitais é realizada em 16 bits de resolução, com amostragem e retenção simultânea dos canais em modo *burst* e taxa de aquisição por canal de até 4 KHz. Para as coletas realizadas adotou-se uma freqüência de amostragem de 2000 Hz.

O ganho dos eletrodos foi ajustado por meio do software, o que permitiu 576 níveis para ajuste entre 0.625 a 800 vezes. A cada coleta, o ganho do eletrodo foi ajustado individualmente para cada porção muscular, de modo que o sinal EMG preenchesse completamente a janela de visualização sem saturação do sinal.

5.3.3 – ELETRODOS ATIVOS SIMPLES DIFERENCIAIS

Os eletrodos para captação do sinal eletromiográfico possuíam peso aproximado de 20 gr (corpo do eletrodo), largura de 2 cm, altura de 0,6 cm, comprimento de 2,5 cm com um cabo de 1,65 m de comprimento.

Como características elétricas possuíam uma razão de rejeição em modo comum (CMRR) de 92 dB a 60 Hz, impedância de entrada de 10^{15} Ohms, corrente de bias de +3fA típico, proteção contra sobre-tensões na entrada de ± 40 V, ganho de 20 vezes, e elementos sensores de prata (Ag) 99,9%, paralelos com diâmetro de 1 mm e comprimento de 10 mm. A distância entre os dois fios de contato do eletrodo era de 10 mm.

Figura 7 – Eletrodo bipolar ativo

5.3.4 – ELETRODO DE REFERÊNCIA

O eletrodo de referência utilizado é da marca Bio-Logic Systems Corp.®, em aço inoxidável de formato circular e diâmetro de 30 mm.

5.3.5 – CÉLULA DE CARGA

Foi acoplado ao módulo de aquisição de sinais uma célula de carga, da marca Alfa Instrumentos – São Paulo, modelo SV-200, com capacidade nominal de 200 Kg, sensibilidade de – 2 +/ - 10 mv/V, erro combinado menor que 0,03%, com máxima sobrecarga sem alterações até 150% da capacidade nominal (Figura 8).

Este equipamento permitiu a análise da força de tração exercida pela voluntária durante o esforço isométrico. Os dados foram correlacionados com os sinais mioelétricos captados, permitindo uma melhor interpretação do fenômeno investigado.

Figura 8 – Célula de carga

5.3.6 – PRÉ-CONDICIONADOR DE SINAIS PARA CÉLULA DE CARGA

Também foi utilizado um pré-condicionador da marca DataHominis Ltda, modelo C500, com capacidade entre 5 Kg e 500 Kg, impedância de entrada de 10 GΩ/2pF, corrente de bias de

entrada de 2 nA, RRMC de 110 dB@60Hz, ganho de tensão de 186,66 vezes e saída média de 2,5 Vdc (Figura 9).

Figura 9 – Pré-condicionador de sinais para célula de carga

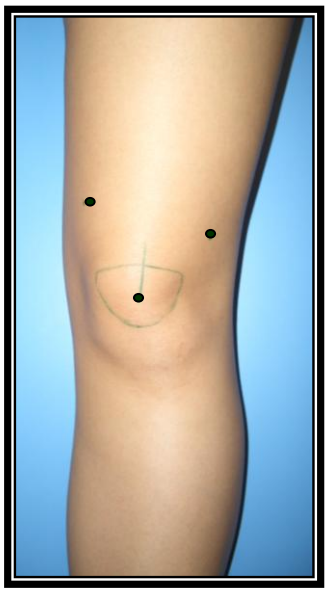
5.3.7 – POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS DE CAPTAÇÃO

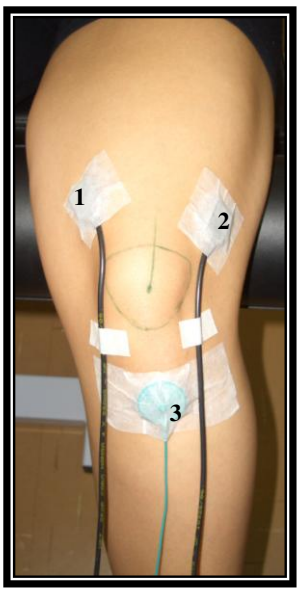
Nas áreas a serem realizadas as avaliações, a pele foi preparada através de tricotomia, esfoliação com uma lixa fina e limpeza com álcool etílico hidratado 70%, diminuindo assim a impedância da pele.

Para captação da atividade mioelétrica utilizou-se os eletrodos ativos dispostos perpendicularmente em relação à direção das fibras musculares (SENIAM, 2006).

Os eletrodos foram posicionados nos músculos VMO e VLO. Para tanto foi traçada uma linha da espinha ilíaca ântero-superior ao centro da patela, servindo como referência para a medida dos ângulos de inclinação de todos os eletrodos. Para o músculo VMO, o eletrodo foi fixado 4 cm acima da borda súpero-medial da patela com inclinação de 55° (COWAN et al, 2001), já no músculo VLO o eletrodo foi fixado 2 cm acima do epicôndilo lateral do fêmur com inclinação de 50,4° (BEVILAQUA-GROSSI et al, 2004) (Figuras 10 e 11).

O eletrodo de referência, constituído de uma placa metálica circular, foi untado com gel eletrocondutor (Lectron II®), e posicionado na tuberosidade anterior da tíbia. A utilização do gel minimiza a impedância eletrodo-pele.





1 – Eletrodo sob o músculo VMO 2 – Eletrodo sob o músculo VLO 3 – Eletrodo de referência sob a tuberosidade anterior da tíbia

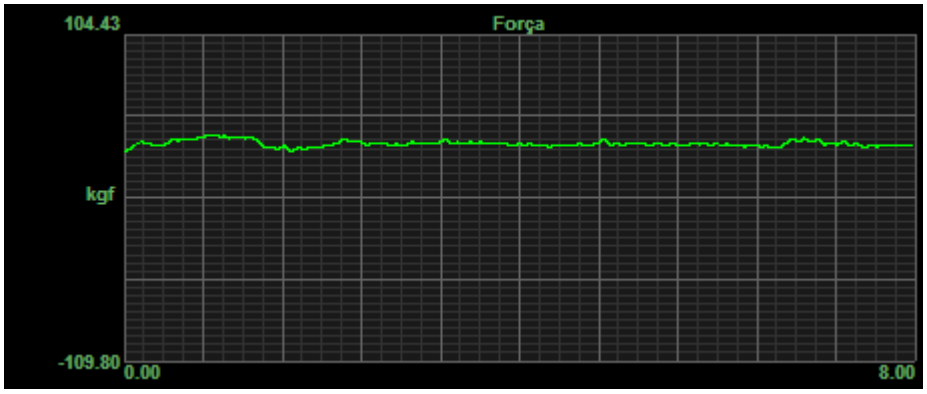
Figuras 10 e 11 – Pontos de referência e posicionamento dos eletrodos de eletromiografia

5.4 - DETERMINAÇÃO DA LINHA DE BASE

Inicialmente foi realizada uma linha de base para determinação da força máxima de cada voluntária. A mesma realizou três contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) de extensão da perna, com duração de 8 segundos e intervalo de 1 minuto entre contrações, mensuradas pela célula de carga. Este procedimento foi realizado por três dias não consecutivos.

A força foi determinada em três diferentes angulações aleatoriamente: joelho com flexão de 90°, 60° e 45°. Simultaneamente, foi dado *feedback* visual para que a voluntária realizasse o máximo de sua força, registrada por meio de uma linha no monitor do *notebook* (Figura 12).

Após a realização das três avaliações, foi calculada a média da força máxima de cada voluntária, ou seja, 100% da CIVM.



Figuras 12 – Linha na tela do monitor representando a força realizada pela voluntária

5.5 - PREPARAÇÃO PARA REALIZAÇÃO DA ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA

A voluntária foi orientada a respeito dos procedimentos em relação a sua participação na pesquisa, obtendo assim, maior familiarização com os equipamentos e comandos verbais para a execução dos exercícios.

Previamente à avaliação eletromiográfica as voluntárias foram orientadas a realizar alguns exercícios de alongamento para o membro inferior (músculos quadríceps e isquiotibiais), visando à prevenção de lesões e/ou desconfortos durante a execução dos exercícios propostos.

5.6 - PROTOCOLO EXPERIMENTAL ISOMÉTRICO

A voluntária foi posicionada no banco extensor, com a articulação coxo-femoral a 90° de flexão, a cabeça e tronco apoiados no encosto e membros superiores cruzados sobre o tórax.

O aparelho foi ajustado inicialmente, permitindo um maior conforto e ergonomia durante a realização da tarefa. As medidas individuais foram anotadas na ficha de avaliação da voluntária (ANEXO V).

Inicialmente foi avaliado o nível de atividade EMG em repouso, a coleta era executada quando o valor RMS do sinal fosse menor que 3 μV.

Foram realizadas três contrações a 100% da CIVM de extensão da perna no membro avaliado durante 8 segundos, com um intervalo de 1 minuto entre as contrações, sendo excluídos para a análise do sinal os primeiros 2 segundos e o último segundo.

Auxiliada por uma janela de visualização no monitor e por *feedback* auditivo, a voluntária manteve a força constante de acordo com o valor médio da linha de base, correspondente ao valor bruto da força (Kgf), obtido por meio da célula de carga.

Este procedimento foi repetido aleatoriamente em diferentes angulações (90°, 60° e 45° de flexão do joelho em relação ao eixo longitudinal da tíbia), havendo um intervalo de 2 minutos entre as variações articulares (Figuras 13 a 15).

Para a determinação do ângulo da articulação do joelho foi utilizado um goniômetro universal de plástico da marca CARCI® proporcionando um adequado posicionamento da voluntária durante os treinamentos e na avaliação eletromiográfica.

Figura 13 – Posição da voluntária no protocolo experimental isométrico à 45º de flexão do joelho

Figura 14 – Posição da voluntária no protocolo experimental isométrico à 60º de flexão do joelho

Figura 15 – Posição da voluntária no protocolo experimental isométrico a 90º de flexão do joelho

5.7 - NORMALIZAÇÃO DE DADOS EMG

Os valores obtidos na análise eletromiográfica foram normalizados com o objetivo de atenuar a variabilidade dos procedimentos (TURKEY, 1993 e PORTNEY, 1993).

Para a normalização do sinal eletromiográfico foi utilizada a média das CIVM de extensão da perna a 45° de flexão da articulação do joelho, sendo esta uma angulação intermediária para análise.

5.8 - AVALIAÇÃO DA DOR E FADIGA SUBJETIVA

Para avaliação dos efeitos do treinamento proposto, foram utilizadas fichas para análise de dor e fadiga subjetiva, baseadas na Escala Visual Analógica (*Visual Analogue Scale* – VAS), (ANEXO VI).

A escala original era formada por uma linha reta não numerada de 10 cm de comprimento. Nas extremidades são assinalados pontos de nenhuma dor ou fadiga e máxima dor ou fadiga possível.

As voluntárias foram devidamente instruídas para responder a ficha com o maior rigor possível. Caso a voluntária não apresentasse dor ou fadiga subjetiva, a marcação foi realizada exatamente sobre o ponto de nenhuma dor ou fadiga subjetiva.

Os resultados encontrados foram mensurados com uma régua profissional a partir do ponto de nenhuma dor ou fadiga subjetiva até o ponto assinalado pela voluntária. O valor obtido foi multiplicado pelo número 2, obtendo-se assim o resultado final.

6 - ANÁLISE ESTATÍSTICA

Na análise intragrupo foi utilizado um teste não paramétrico de amostras dependentes, o teste de Wilcoxon com um nível de significância de $p \leq 0,05$. O teste permitiu analisar o efeito do treinamento proposto em relação a força muscular e área de secção transversa do grupo quadríceps e a atividade elétrica dos músculos VMO e VLO pós-treinamento.

Para análise quantitativa da amplitude do sinal eletromiográfico foi utilizado o RMS (Root Mean Square – Raiz Quadrada da Média), expresso em μV (BASMAJIAN & DeLUCA, 1985).

A comparação da amplitude do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO, pré e pós-treinamento foi realizada por meio da análise de variância, ANOVA com um nível de significância de $p \leq 0,05$.

Também foi utilizado um teste não paramétrico de amostras independentes, o teste de Mann-Whitney, na análise intergrupo com um nível de significância de $p \leq 0,05$. O teste permitiu a comparação de todos os grupos examinados: GC, GD, GC I, GC II, GD I e GD II, pré e pós-treinamento proposto.

7 - RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados encontrados no presente estudo, iniciando com os valores referentes à área de secção transversa e força muscular do grupo quadríceps, seguidos pela atividade elétrica, representada pelos valores de amplitude do sinal em RMS, freqüência média e freqüência mediana dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento proposto.

7.1 - ÁREA DE SECÇÃO TRANSVERSA

7.1.1 - MÚSCULO QUADRÍCEPS

A área de secção transversa do músculo quadríceps apresentou diferença estatisticamente significativa, na análise intragrupo, nos grupos GC II, a 4 e 16 cm acima da borda superior da patela e GD I, a 12 cm acima da borda superior da patela, pós-treinamento proposto. Esses grupos apresentaram um aumento na sua área de secção transversa após o período de treinamento.

Os demais grupos examinados não apresentaram diferença significativa na área muscular após o treinamento (Tabela 5).

Tabela 5 – Médias e desvios-padrões dos valores referentes a área de secção transversa do músculo quadríceps (cm^2) pré e pós-treinamento

Grupos	Localização do Corte	Área Muscular Pré	Área Muscular Pós	P
GC I	4 cm	26,87 ± 2,63	26,85 ± 4,75	0,23
	8 cm	35,61 ± 3,56	37,55 ± 4,62	0,09
	12 cm	45,05 ± 4,82	45,56 ± 6,73	0,86
	16 cm	49,55 ± 5,63	49,83 ± 5,83	0,12
GC II	4 cm	25,90 ± 6,34	30,73 ± 6,16	0,01*
	8 cm	37,01 ± 7,36	41,50 ± 6,61	0,17
	12 cm	43,98 ± 7,57	49,59 ± 7,11	0,17
	16 cm	48,81 ± 9,09	55,57 ± 9,18	0,01*
GD I	4 cm	24,59 ± 1,90	26,55 ± 3,70	0,43
	8 cm	35,88 ± 3,73	36,48 ± 5,12	0,39
	12 cm	41,84 ± 3,67	43,86 ± 4,12	0,02*
	16 cm	46,62 ± 4,17	46,59 ± 3,58	0,61
GD II	4 cm	28,19 ± 5,31	29,63 ± 5,03	0,23
	8 cm	39,56 ± 4,72	40,67 ± 5,60	0,49
	12 cm	45,12 ± 5,41	48,15 ± 4,50	0,06
	16 cm	50,02 ± 5,98	51,53 ± 6,05	0,17

*Valores estatisticamente significativos em relação ao pré-treinamento

Na análise intergrupo, houve diferença estatisticamente significativa quando comparados os grupos GD I e GD II, a 16 cm da borda superior da patela, pré –treinamento, entre os grupos GC I e GD I, a 12 e 16 cm da borda superior da patela, pré-treinamento. Após o treinamento, os grupos GD I e GD II mantiveram uma diferença significativa, a 12 e 16 cm da borda superior da patela.

O grupo GD II apresentou uma área de secção maior em relação ao grupo GD I a 16 cm acima da borda superior da patela, e a 12 e 16 cm em relação ao grupo GC I, pré-treinamento.

Os demais grupos não apresentaram uma diferença significativa nos valores pré e pós-treinamento (Tabela 6).

Tabela 6 – Valores de p na análise intergrupos (Teste de Mann-Whitney) para a área de secção transversa do músculo quadríceps

Grupos	Localização do Corte	Pré-Treinamento Valor de p	Pós-Treinamento Valor de p
GC / GD	4 cm	0,73	0,66
	8 cm	0,98	0,45
	12 cm	0,30	0,66
	16 cm	0,40	0,40
GC I / GC II	4 cm	0,31	0,38
	8 cm	0,90	0,45
	12 cm	0,38	0,31
	16 cm	0,45	0,38
GD I/ GD II	4 cm	0,31	0,53
	8 cm	0,16	0,38
	12 cm	0,09	0,02*
	16 cm	0,05*	0,05*
GC I/ GD I	4 cm	0,07	0,07
	8 cm	0,45	0,09
	12 cm	0,02*	0,07
	16 cm	0,05*	0,31
GC II/ GD II	4 cm	0,31	0,31
	8 cm	0,53	0,53
	12 cm	0,71	0,71
	16 cm	0,53	0,53

* Valores estatisticamente significativos na análise intergrupos

7.1.2 - MÚSCULO VASTO MEDIAL

A área de secção transversa do músculo VM apresentou diferença estatisticamente significativa, na análise intragrupo, nos grupos GC I, a 8 cm, GC II, a 4 e 8 cm, GD I a 4 cm da borda superior da patela, pós-treinamento (Tabela 7). Esses grupos apresentaram um aumento na sua área de secção transversa após o período de treinamento.

Os demais grupos não apresentaram diferença estatisticamente significativa após o treinamento.

Tabela 7 – Médias e desvios-padrões dos valores referentes a área de secção transversa (cm^2) do músculo VM pré e pós-treinamento

Grupos	Localização do Corte	Área Muscular Pré	Área Muscular Pós	p
GC I	4 cm	14,75 ± 2,51	15,10 ± 2,64	0,06
	8 cm	14,36 ± 2,76	15,34 ± 2,99	0,01*
	12 cm	11,66 ± 1,23	12,35 ± 1,73	0,12
	16 cm	9,68 ± 1,88	10,64 ± 1,69	0,61
GC II	4 cm	14, 36 ± 3,51	19,67 ± 3,40	0,01*
	8 cm	16,29 ± 2,95	18,85 ± 3,14	0,04*
	12 cm	13,24 ± 2,32	14,31 ± 2,12	0,12
	16 cm	10,70 ± 1,69	11,17 ± 1,73	0,17
GD I	4 cm	13,61 ± 1,30	14,30 ± 1,64	0,04*
	8 cm	13,43 ± 2,48	14, 18 ± 2,99	0,12
	12 cm	11,25 ± 2,19	11,92 ± 2,34	0,12
	16 cm	10,06 ± 1,66	10,19 ± 1,94	0,73
GD II	4 cm	15,79 ± 3,21	16,63 ± 3,30	0,17
	8 cm	16,11 ± 2,72	16,79 ± 2,63	0,12
	12 cm	12,51 ± 2,11	13,54 ± 2,20	0,04*
	16 cm	10,43 ± 1,80	10,11 ± 1,73	0,86

*Valores estatisticamente significativos em relação ao pré-treinamento

Na análise intergrupo, não houve diferença estatisticamente significativa entre todos os grupos avaliados, como demonstra a Tabela 8.

Tabela 8 – Valores de p na análise intergrupo (Teste de Mann-Whitney) para a área de secção transversa do músculo VM

Grupos	Localização do Corte	Pré-Treinamento Valor de p	Pós-Treinamento Valor de p
GC / GD	4 cm	0,83	0,90
	8 cm	0,70	0,31
	12 cm	0,80	0,31
	16 cm	0,91	1,00
GC I / GC II	4 cm	0,80	0,53
	8 cm	0,45	0,20
	12 cm	0,45	0,25
	16 cm	1,00	1,00
GD I/ GD II	4 cm	0,71	0,38
	8 cm	0,25	0,45
	12 cm	0,38	0,31
	16 cm	0,80	0,80
GC I/ GD I	4 cm	0,31	0,62
	8 cm	0,71	1,00
	12 cm	0,80	1,00
	16 cm	0,80	0,90
GC II/ GD II	4 cm	0,62	0,22
	8 cm	1,00	0,54
	12 cm	1,00	0,94
	16 cm	0,90	0,63

7.1.3 - GRUPO MUSCULAR ADUTOR DA COXA

A área de secção transversa do grupo muscular adutor da coxa apresentou diferença estatisticamente significativa, na análise intragrupo, nos grupos GC II, GD I e GD II, pós-treinamento como demonstra a Tabela 9. Esses grupos apresentaram um aumento na sua área de secção transversa após o período de treinamento.

Apenas o grupo GC I não apresentou diferença estatisitcamente significativa após o treinamento proposto.

Tabela 9 – Médias e desvios-padrões dos valores referentes a área de secção transversa (cm^2) do grupo muscular adutor da coxa, pré e pós-treinamento

Grupos	Área Muscular Pré	Área Muscular Pós	p
GC I	15,62 ± 2,65	18,14 ± 2,20	0,07
GC II	15,08 ± 2,46	17,44 ± 3,77	0,02*
GD I	16,16 ± 3,02	16,73 ± 2,68	0,04*
GD II	14,74 ± 2,28	16,43 ± 2,20	0,01*

*Valores estatisticamente significativos em relação ao pré-treinamento

Na análise intergrupo, não houve diferença estatisticamente significativa, em todos os grupos examinados, pré e pós-treinamento (Tabela 10).

Tabela 10 - Valores de p na análise intergrupo (Teste de Mann-Whitney) para a área de secção transversa do grupo muscular adutor da coxa

Grupos	Pré-Treinamento Valor de p	Pós-Treinamento Valor de p
GC/GD	0,20	0,09
GC I/GC II	0,90	0,53
GD I/ GD II	0,53	0,53
GC I/ GD I	1,00	1,00
GC II/ GD II	0,66	0,12

7.2 - FORÇA MUSCULAR

Os valores de força muscular do grupo quadríceps apresentaram diferença estatisticamente significativa, na análise intragrupo, em todos os grupos analisados nos diferentes posicionamentos da articulação do joelho após o treinamento proposto, como demonstra a Tabela 11.

Os maiores valores de força muscular foram encontrados no GD II a 60° de flexão da articulação do joelho, pré e pós-treinamento.

Tabela 11 – Médias e desvios padrões dos valores referentes a força muscular do grupo quadríceps nos grupos GC I, GC II, GD I e GD II nas diferentes angulações de flexão do joelho, pré e pós-treinamento (Kgf)

Grupos	Angulação da Articulação do Joelho	Carga Pré	Carga Pós	p
GC I	45°	19,10 ± 8,8	29,35 ± 10,8	0,02
	60°	30,40 ±11,0	40,56 ± 13,8	0,01
	90°	33,22 ± 9,9	38,01 ± 9,7	0,01
GC II	45°	22,54 ± 9,66	27,99 ± 10,77	0,01
	60°	28,82 ± 9,75	35,97 ± 10,33	0,01
	90°	28,99 ± 8,82	35,62 ± 10,03	0,01
GD I	45°	17,82 ± 7,17	25,47 ± 8,06	0,01
	60°	23,92 ± 6,50	31,43 ± 7,42	0,01
	90°	23,67 ± 6,47	29,67 ± 6,49	0,01
GD II	45°	23,34 ± 6,08	31,02 ± 8,08	0,01
	60°	33,61 ± 5,20	42,60 ± 8,19	0,01
	90°	32,88 ± 4,75	39,56 ± 5,50	0,01

Na análise intergrupo, não foi observada diferença estatisticamente significativa quando comparados os grupos GC e o GD nas diferentes angulações da articulação do joelho, pré e pós-treinamento, bem como na subdivisão de grupos, GC I e GC II, nas diferentes angulações

examinadas, assim como, nos grupos GD I e GD II a 45° de flexão da articulação do joelho, GC I e GD I a 45°e 60° de flexão da articulação do joelho, GC II e GD II nas duas angulações examinadas, pré e pós-treinamento.

Entretanto, quando comparados os grupos GD I e GD II a 60° e 90° de flexão da articulação do joelho, GC I e GD I a 90° de flexão da articulação do joelho, os valores apontaram uma diferença estatisticamente significativa, pré e pós-treinamento (Tabela 12). O grupo GD II apresentou maiores valores de carga pré e pós-treinamento quando comparado ao grupo GD I nas duas angulações examinadas e grupo GC I a 90° de flexão da articulação do joelho quando comparado ao grupo GD I.

Tabela 12 – Valores de p da análise intergrupos (Teste de Mann-Whitney) para a força muscular exercida pelo grupo quadríceps

Grupos	Angulação da Articulação do Joelho	Pré-Treinamento Valor de p	Pós-Treinamento Valor de p
GC / GD	45°	0,76	0,94
	60°	0,94	0,94
	90°	0,37	0,40
GC I / GC II	45°	0,45	0,80
	60°	0,80	0,45
	90°	0,45	0,45
GD I/ GD II	45°	0,16	0,31
	60°	0,01*	0,02*
	90°	0,01*	0,01*
GC I/ GD I	45°	0,90	0,38
	60°	0,31	0,31
	90°	0,05*	0,05*
GC II/ GD II	45°	0,62	0,45
	60°	0,31	0,31
	90°	0,31	0,31

* Valores estatisticamente significativos em relação ao pré-treinamento

7.3 - ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA (RMS, FREQÜÊNCIA MÉDIA E FREQÜÊNCIA MEDIANA)

Nos diferentes posicionamentos da articulação do joelho, em todos os grupos analisados, os valores da atividade elétrica em RMS dos músculos VMO e VLO, na análise intragrupo, não apresentaram diferença estatisticamente significativa, pós-treinamento proposto, como demonstram as Tabelas 13 e 14 e os Gráficos 1 a 8.

Tabela 13 – Médias, Desvios-Padrões referentes a atividade elétrica (RMS) dos músculos VMO e VLO nas diferentes angulações da articulação do joelho, pré e pós-treinamento (μV)

Grupos	Angulação da Articulação do Joelho	Músculo VMO		Músculo VLO	
		Pré-Treinamento	Pós-Treinamento	Pré-Treinamento	Pós-Treinamento
	60°	126,78 ± 39,78	121,29 ± 34,00	157,13 ± 43,06	154,32 ± 44,37
GC I	90°	194,77 ± 68,97	130,23 ± 52,47	270,54 ± 58,19	229,31 ± 33,35
	60°	123,89 ± 34,19	107,07 ± 36,73	161,21 ± 38,09	144,80 ± 40,77
GC II	90°	125,49 ± 52,64	111,09 ± 63,98	220,16 ± 64,09	235,94 ± 60,78
	60°	106,66 ± 24,88	110,62 ± 23,07	150,84 ± 30,47	134,22 ± 36,47
GD I	90°	111,75 ± 41,55	115,21 ± 34,69	254,72 ± 58,67	217,02 ± 59,68
	60°	123,56 ± 51,52	110,03 ± 58,27	138,61 ± 29,83	116,75 ± 27,40
	90°	177,87 ± 52,79	138,94 ± 72,63	292,53 ± 47,06	237, 20 ± 51,27
GD II					

Tabela 14 – Valores de p para a análise intragrupo (Teste de Wilcoxon) para amplitude do sinal eletromiográfico em RMS

Grupos	Angulação da Articulação do Joelho	Músculo VMO	Músculo VLO
GC I	60°	0,61	0,61
	90°	0,23	0,17
GC II	60°	0,39	0,23
	90°	0,61	0,61
GD I	60°	0,49	0,49
	90°	0,86	0,31
GD II	60°	0,39	0,06
	90°	0,31	0,06

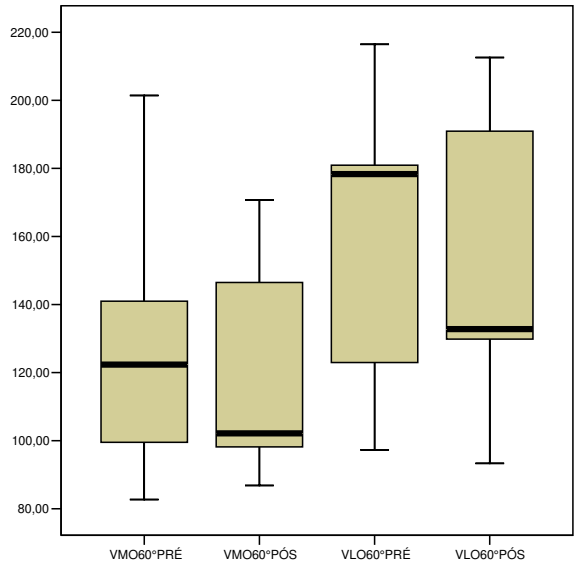
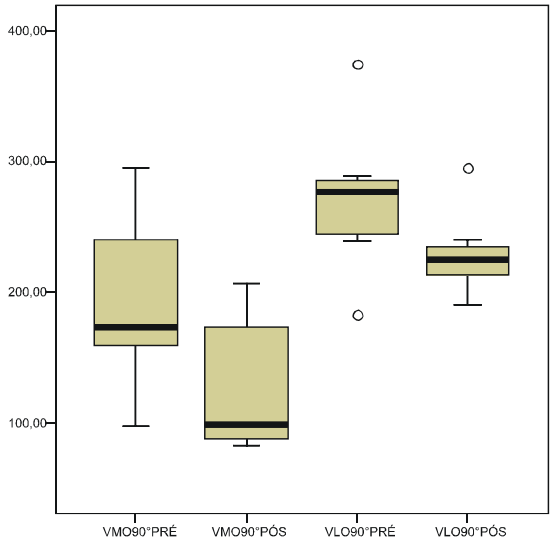
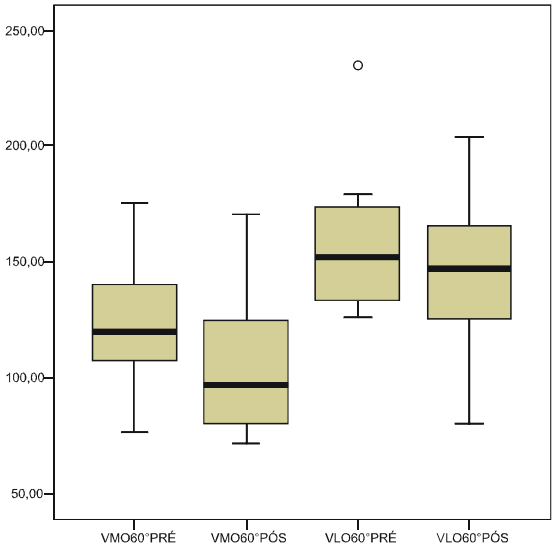


Gráfico 1 – Valores da amplitude em RMS (μV) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC I a 60° de flexão da articulação do joelho



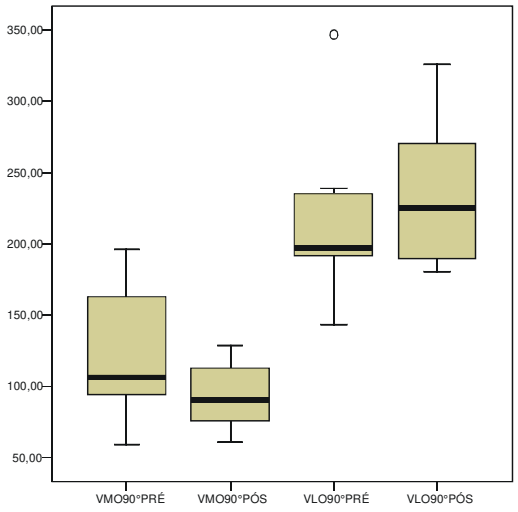
° *Outliers*

Gráfico 2 – Valores da amplitude em RMS (µV) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC I a 90° de flexão da articulação do joelho



° *Outliers*

Gráfico 3 – Valores da amplitude em RMS (µV) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC II a 60° de flexão da articulação do joelho



° *Outliers*

Gráfico 4 – Valores da amplitude em RMS (µV) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC II a 90° de flexão da articulação do joelho

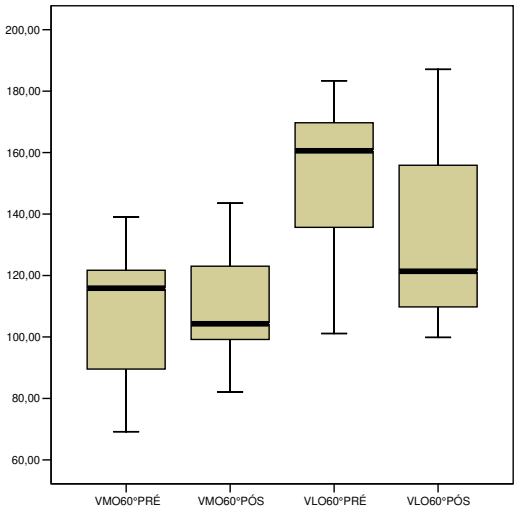
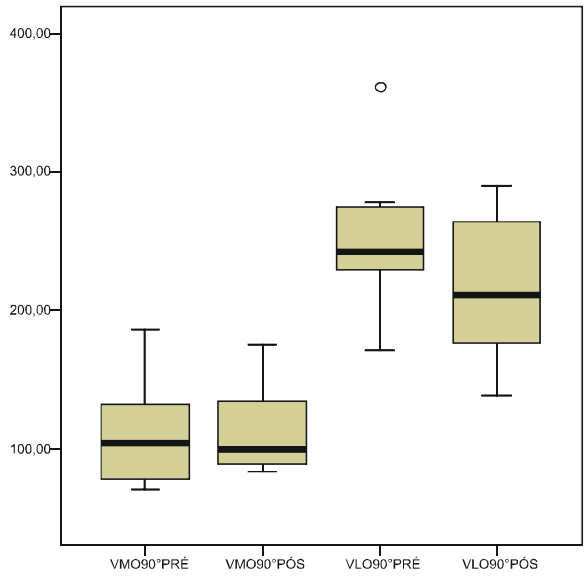
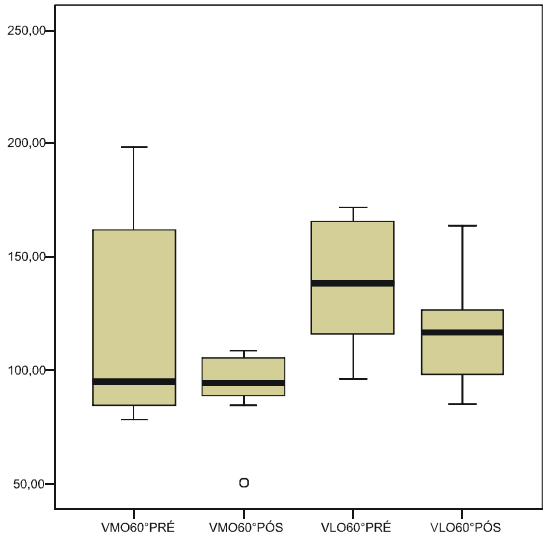


Gráfico 5 – Valores da amplitude em RMS (µV) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD I a 60° de flexão da articulação do joelho



° *Outliers*

Gráfico 6 – Valores da amplitude em RMS (µV) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD I a 90° de flexão da articulação do joelho



° *Outliers*

Gráfico 7 – Valores da amplitude em RMS (µV) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD II a 60° de flexão da articulação do joelho

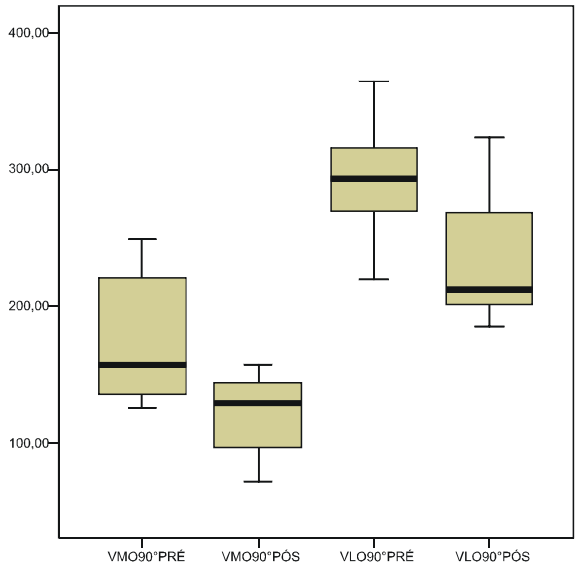


Gráfico 8 – Valores da amplitude em RMS (μV) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD II a 90° de flexão da articulação do joelho

Na análise intergrupo, houve diferença estatisticamente significativa, quando comparados os grupos GD I ao GD II e GC I ao GD I, a 90° de flexão da articulação do joelho para o músculo VMO, pré-treinamento. O grupo GD II e o GCI apresentaram maiores valores de amplitude do sinal elétrico (RMS) para o músculo VMO a 90° de flexão da articulação do joelho, pré-treinamento.

O grupo GC II quando comparado ao grupo GD II, a 90° de flexão da articulação do joelho para o músculo VLO, também apresentou uma diferença estatisticamente significativa, pré-treinamento. O grupo GD II obteve os maiores valores de amplitude do sinal elétrico (RMS) para o músculo VLO a 90° de flexão da articulação do joelho, pré-treinamento.

Os demais grupos analisados não apresentaram diferença estatisticamente significativa como demonstra a Tabela 15.

Tabela 15 – Valores de p na análise intergrupo (Mann-Whitney) para amplitude do sinal eletromiográfico em RMS (μV)

Grupos	Angulação da Articulação do Joelho	Músculo VMO		Músculo VLO	
		Pré-Treinamento	**Pós-Treinamento**	**Pré-Treinamento**	**Pós-Treinamento**
GC / GD	60°	0,30	0,76	0,35	0,06
	90°	0,57	0,45	0,19	0,80
GC I / GC II	60°	0,90	0,45	1,00	0,62
	90°	0,09	0,38	0,09	0,80
GD I/ GD II	60°	0,90	0,45	0,53	0,38
	90°	0,02*	0,71	0,16	0,62
GC I/ GD I	60°	0,31	0,80	0,71	0,25
	90°	0,02*	1,00	0,38	0,80
GC II/ GD II	60°	0,90	1,00	0,38	0,16
	90°	0,07	0,20	0,03*	0,90

* Valores estatisticamente significativos quando comparados intergrupos

Na análise de variância, os grupos GC e GD apresentaram diferença estatisticamente significativa, quando comparado o valor de amplitude do sinal elétrico (RMS), dos músculos VMO em relação ao VLO, nas duas angulações examinadas, pré-treinamento. Após o treinamento proposto ambos os grupos persistiram com essa diferença no sinal eletromiográfico, exceto o grupo GD, a 60° de flexão da articulação do joelho (Tabela 16).

Tabela 16 – Valores de p na análise de variância de um critério (ANOVA), relação muscular VMO:VLO

Grupos	Angulação da Articulação do Joelho	Pré-Treinamento	Pós-Treinamento
GC	60°	0,0001*	0,0001*
	90°	0,0001*	0*
GD	60°	0,0003*	0,19
	90°	0*	0*

* Valor estatisticamente significativo quando comparada a relação muscular VMO:VLO

Na análise intragrupo, os resultados referentes à variável de freqüência média do sinal eletromiográfico apenas apresentaram diferença estatisticamente significativa para o grupo GD I a 45° e 90° de flexão da articulação do joelho no músculo VMO pós-treinamento proposto (Tabelas 17 e 18 e Gráficos 9 a 20). Esse grupo apresentou uma diminuição na freqüência média do sinal elétrico do músculo VMO a 45° e 90° de flexão da articulação do joelho após o treinamento proposto.

Tabela 17 – Médias e Desvios-Padrões referentes a freqüência média do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO nas diferentes angulações da articulação do joelho, pré e pós-treinamento (Hz)

Grupos	Angulação da Articulação do Joelho	Músculo VMO		Músculo VLO	
		Pré-Treinamento	Pós-Treinamento	Pré-Treinamento	Pós-Treinamento
GC I	45°	92,6 ± 14,35	87,6 ± 10,68	119,6 ± 20,46	128,4 ± 31,59
	60°	92,5 ± 17,78	81,0 ± 7,74	107,4 ± 32,75	100,5 ± 17,66
	90°	88.9 ± 17.30	76.8 ± 7.60	81.0 ± 17.14	75.5 ± 10.80
GC II	45°	87,5 ± 18,49	91,9 ± 17,82	110,1 ± 24,74	114,2 ± 39,88
	60°	92,0 ± 20,17	87,7 ± 17,11	111,6 ± 52,54	99,7 ± 40,01
	90°	89,9 ± 20,34	91,0 ± 22,60	78,7 ± 15,08	70,1 ± 9,15
GD I	45°	93,4 ± 22,88	81,9 ± 7,51	127,3 ± 21,77	124,7 ± 34,38
	60°	88,2 ± 19,86	77,8 ± 10,68	95,7 ± 16,76	91,0 ± 17,52
	90°	99,2 ± 40,05	78,4 ± 14,31	78,1 ± 10,69	70,9 ± 11,41
GD II	45°	96,8 ± 17,52	85,7 ± 6,41	141,5 ± 50,57	120,2 ± 43,78
	60°	93,6 ± 21,46	87,9 ± 10,87	106,8 ± 24,89	104,5 ± 33,29
	90°	75,8 ± 14,09	87,5 ± 21,72	67,1 ± 6,26	72,0 ± 9,50

Tabela 18 - Valores de p na análise intragrupo (Wilcoxon) para freqüência média do sinal eletromiográfico

Grupos	Angulação da Articulação do Joelho	Músculo VMO	Músculo VLO
GC I	45°	0,17	0,39
	60°	0,17	0,49
	90°	0,07	0,17
GC II	45°	0,49	0,73
	60°	0,39	0,61
	90°	1,00	0,17
GD I	45°	0,04*	0,49
	60°	0,12	0,23
	90°	0,02*	0,31
GD II	45°	0,15	0,17
	60°	0,61	0,61
	90°	0,23	0,09

* Valor estatisticamente significativo em relação ao pré-treinamento

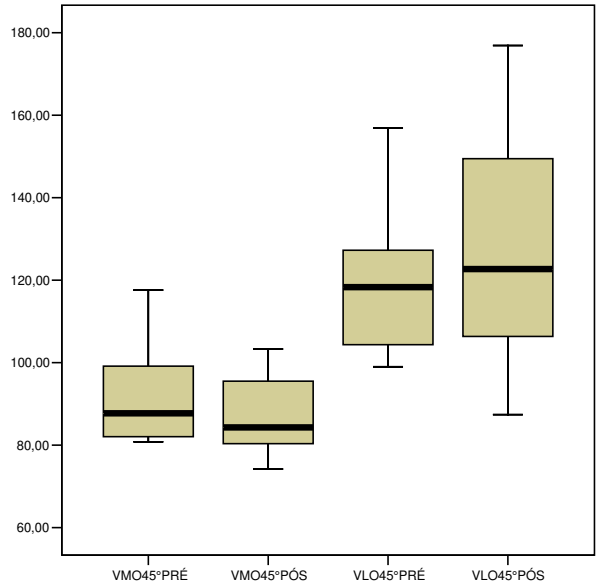
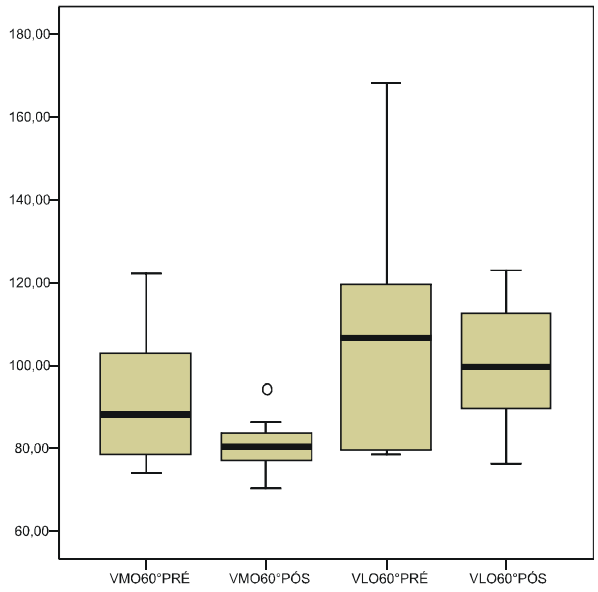
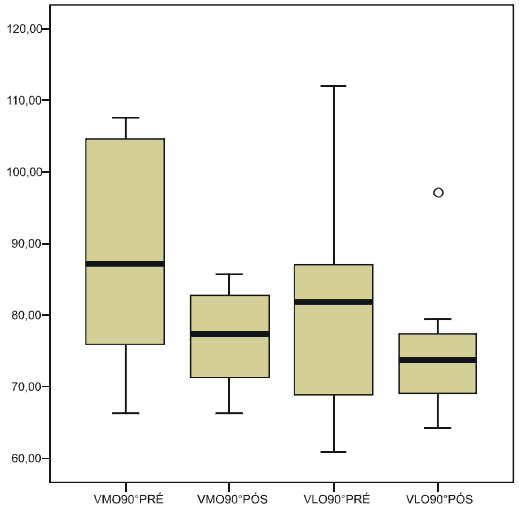


Gráfico 9 – Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC I a 45° de flexão da articulação do joelho



° *Outliers*

Gráfico 10 – Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC I a 60° de flexão da articulação do joelho



° *Outliers*

Gráfico 11 – Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC I a 90° de flexão da articulação do joelho

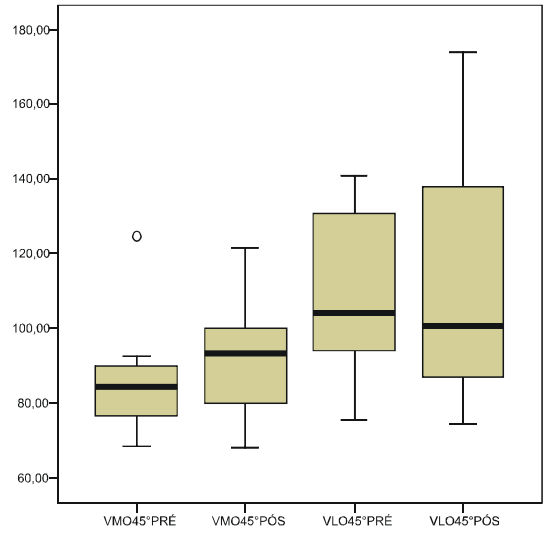


Gráfico 12 – Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC II a 45° de flexão da articulação do joelho

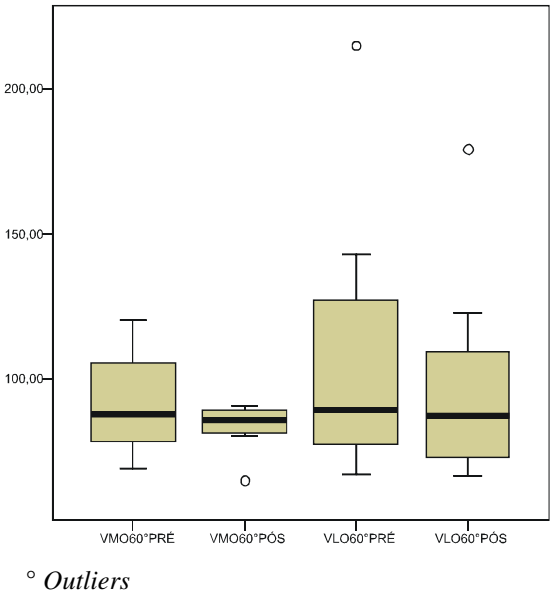
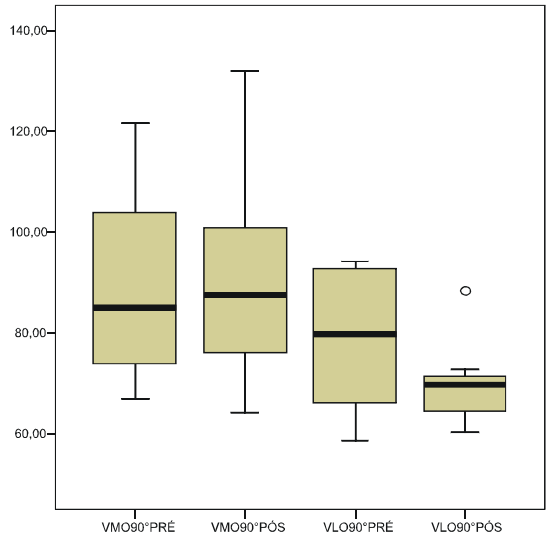
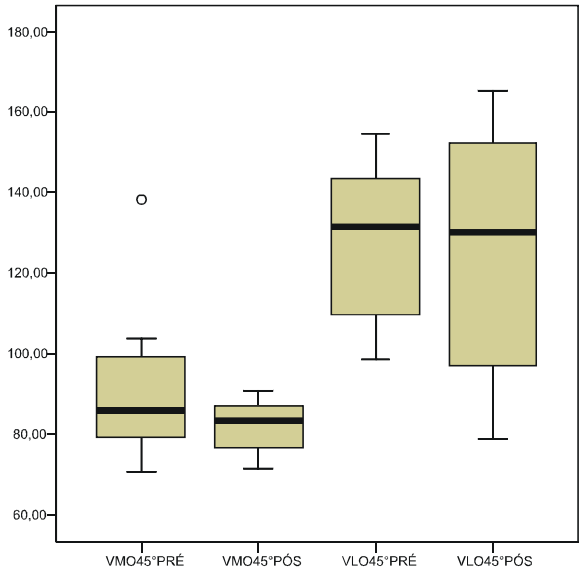


Gráfico 13 – Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC II a 60° de flexão da articulação do joelho



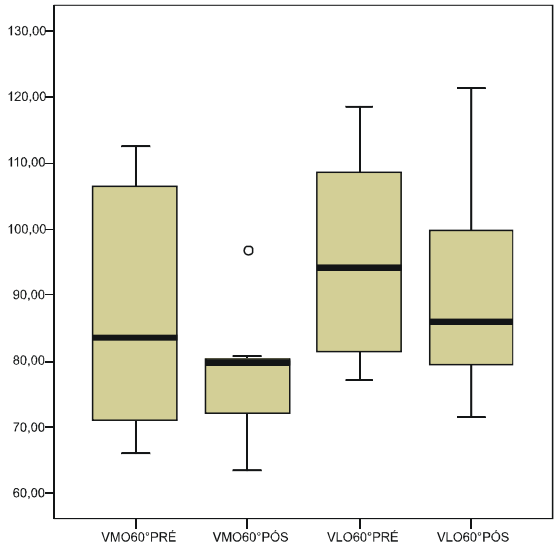
° *Outliers*

Gráfico 14 – Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC II a 90° de flexão da articulação do joelho



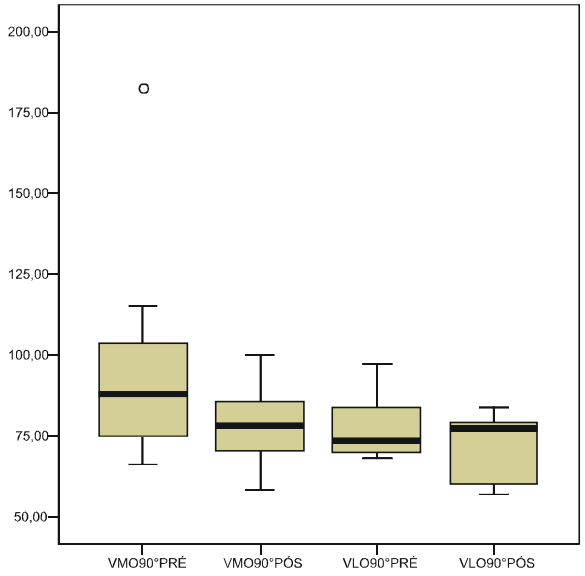
° *Outliers*

Gráfico 15 – Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD I a 45° de flexão da articulação do joelho



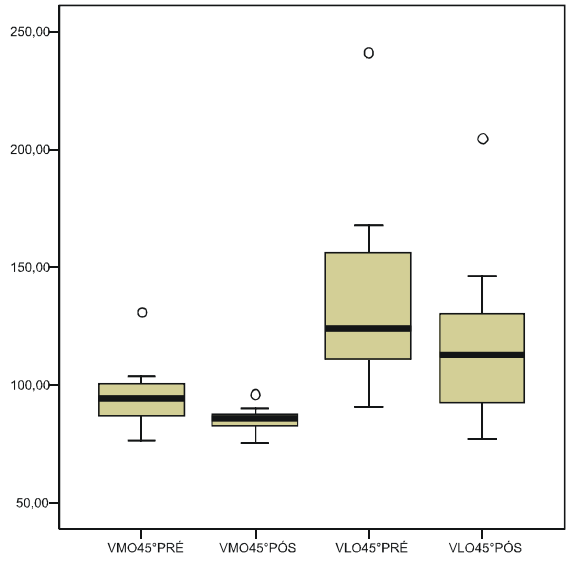
° *Outliers*

Gráfico 16 – Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD I a 60° de flexão da articulação do joelho



° *Outliers*

Gráfico 17 – Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD I a 90° de flexão da articulação do joelho



° *Outliers*

Gráfico 18 – Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD II a 45° de flexão da articulação do joelho

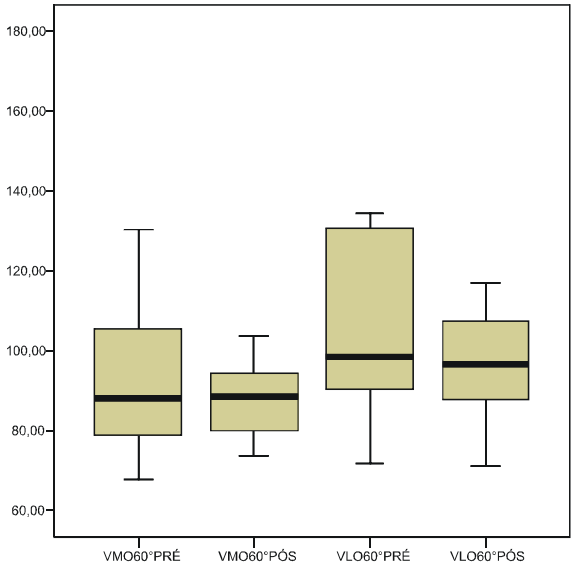
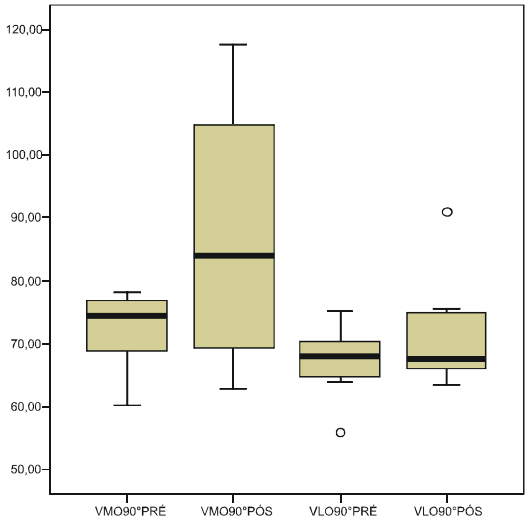


Gráfico 19 – Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD II a 60° de flexão da articulação do joelho



° *Outliers*

Gráfico 20 – Valores da freqüência média (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD II a 90° de flexão da articulação do joelho

Referente à freqüência média do sinal eletromiográfico, a análise intergrupo mostrou uma diferença estatisticamente significativa quando comparados os grupos GD I e II, a 90° de flexão da articulação do joelho, no músculo VLO, pré-treinamento. O grupo GD I obteve um valor de freqüência média maior em relação ao grupo GD II, a 90° de flexão da articulação do joelho, para o músculo VLO, pré-treinamento. Os demais grupos avaliados, não apresentaram diferença estatisticamente significativa, nos diferentes posicionamentos da articulação do joelho, tanto para o músculo VMO quanto para o VLO, pré e pós-treinamento proposto (Tabela 19).

Tabela 19 - Valores de p na análise intergrupos (Mann-Whitney) para freqüência média do sinal eletromiográfico

Grupos	Angulação da Articulação do Joelho	Músculo VMO		Músculo VLO	
		Pré-Treinamento	Pós-Treinamento	Pré-Treinamento	Pós-Treinamento
GC / GD	45°	0,40	0,26	0,17	1,00
	60°	0,70	0,76	0,94	0,80
	90°	0,42	0,87	0,37	0,87
GC I / GC II	45°	0,53	0,62	0,53	0,38
	60°	0,80	0,38	0,62	0,38
	90°	1,00	0,25	1,00	0,20
GD I/ GD II	45°	0,53	0,45	0,90	0,71
	60°	0,80	0,12	0,45	0,45
	90°	0,20	0,45	0,02*	1,00
GC I/ GD I	45°	0,90	0,31	0,71	0,90
	60°	0,62	0,53	0,53	0,25
	90°	0,90	1,00	0,90	0,80
GC II/ GD II	45°	0,16	0,53	0,20	0,71
	60°	1,00	0,90	0,71	0,53
	90°	0,20	0,80	0,25	0,62

* Valor estatisticamente significativo quando comparado intergrupos

Em relação a variável de freqüência mediana do sinal eletromiográfico, os resultados apontaram uma diferença estatisticamente significativa, na análise intragrupo, para os grupos GC II, no músculo VLO, a 60° de flexão da articulação do joelho, para o GD I, no músculo VMO a 90° flexão da articulação do joelho e para o músculo VLO a 45° de flexão do joelho após o treinamento. O grupo GC II apresentou uma diminuição na freqüência mediana do sinal elétrico do músculo VLO a 60° de flexão da articulação do joelho, pós-treinamento, o mesmo ocorreu com o grupo GD I nos músculos VMO e VLO, a 90° e 45° de flexão da articulação do joelho, respectivamente.

Os demais grupos analisados não apresentaram diferença estatisticamente significativa, como mostra a Tabela 20 e 21 e os Gráficos 21 a 32.

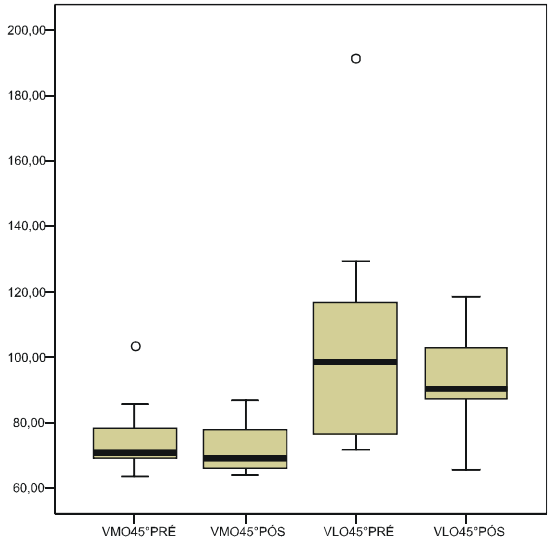
Tabela 20 - Médias e Desvios-Padrões referentes a freqüência mediana do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO nas diferentes angulações da articulação do joelho, pré e pós-treinamento (Hz)

Grupos	Angulação da Articulação do Joelho	Músculo VMO		Músculo VLO	
		Pré-Treinamento	Pós-Treinamento	Pré-Treinamento	Pós-Treinamento
GC I	45°	76,2 ± 13,91	72,6 ± 8,77	107,0 ± 42,43	93,05 ± 18,08
	60°	71,7 ± 10,85	66,6 ± 4,38	78,0 ± 18,38	74,8 ± 9,24
	90°	71,6 ± 11,81	61,5 ± 3,47	63,6 ± 6,46	60,6 ± 4,21
GC II	45°	71,6 ± 8,69	70,4 ± 7,53	82,3 ± 17,90	81,9 ± 23,93
	60°	75,7 ± 15,73	67,7 ± 9,12	75,5 ± 19,73	70,5 ± 18,10
	90°	75,6 ± 18,46	66,2 ± 8,61	64,8 ± 6,40	63,0 ± 2,20
GD I	45°	73,6 ± 11,69	68,0 ± 3,27	95,8 ± 20,90	81,0 ± 15,51
	60°	70,8 ± 9,13	63,1 ± 4,81	69,7 ± 11,10	66,7 ± 5,61
	90°	70,1 ± 11,17	63,3 ± 8,11	63,1 ± 7,04	61,2 ± 4,83
GD II	45°	74,1 ± 13,40	67,8 ± 8,87	102,0 ± 37,28	96,0 ± 37,19
	60°	70,0 ± 15,54	66,0 ± 8,06	67,4 ± 5,28	72,0 ± 13,96
	90°	61,4 ± 14,80	67,5 ± 20,30	56,4 ± 4,98	55,5 ± 6,73

Tabela 21 - Valores de p na análise intragrupo (Wilcoxon) para freqüência mediana do sinal eletromiográfico

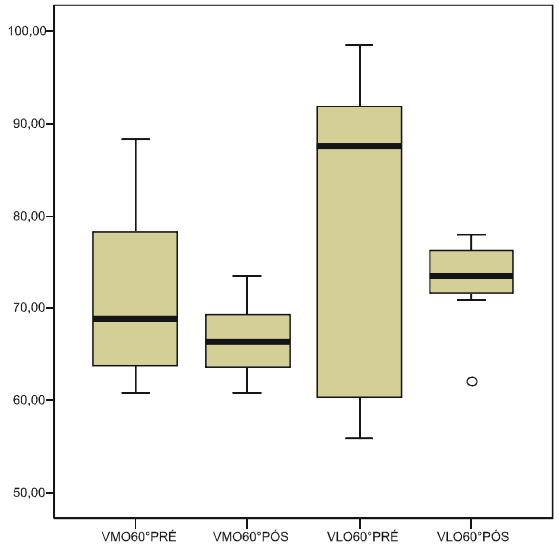
Grupos	Angulação da Articulação do Joelho	Músculo VMO	Músculo VLO
GC I	45°	0,23	0,23
	60°	0,24	0,49
	90°	0,06	0,12
GC II	45°	0,39	0,86
	60°	0,17	0,02*
	90°	0,12	0,10
GD I	45°	0,12	0,02*
	60°	0,06	0,61
	90°	0,01*	0,61
GD II	45°	0,61	0,23
	60°	0,86	0,67
	90°	0,31	0,39

* Valores estatisticamente significativos em relação ao pré-treinamento



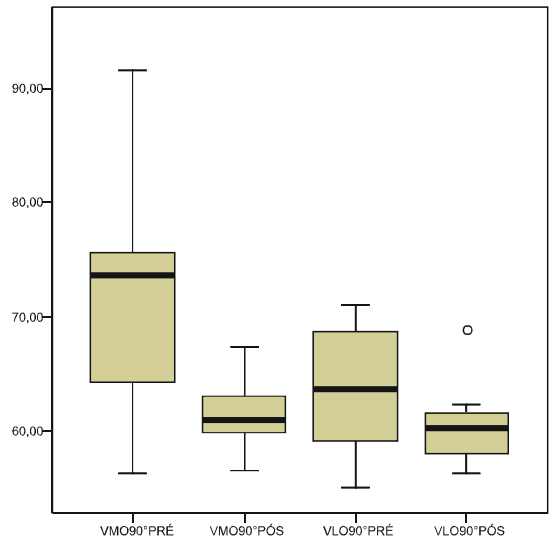
° *Outliers*

Gráfico 21 – Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC I a 45° de flexão da articulação do joelho



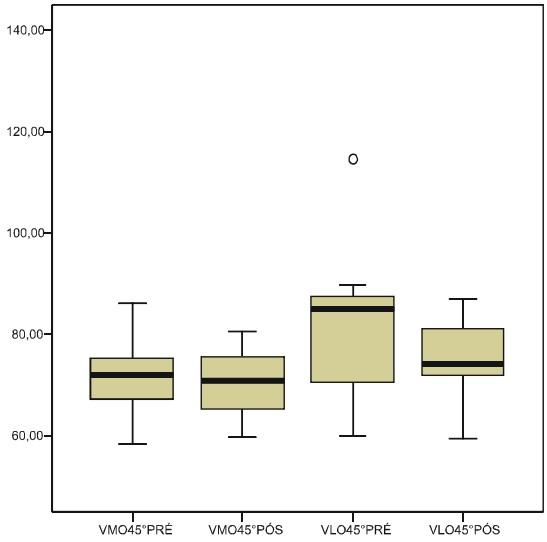
° *Outliers*

Gráfico 22 – Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC I a 60° de flexão da articulação do joelho



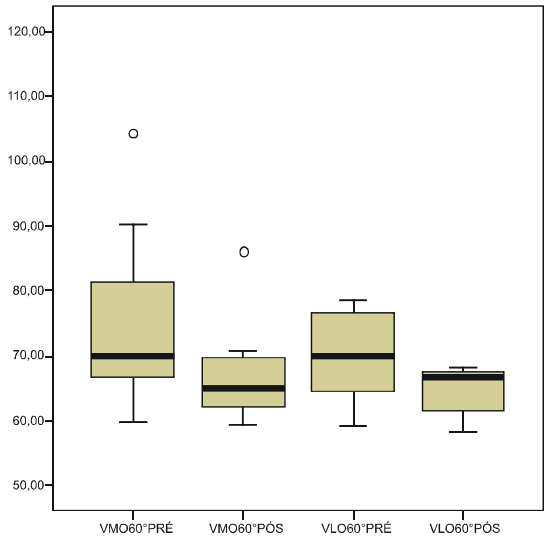
° *Outliers*

Gráfico 23 – Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC I a 90° de flexão da articulação do joelho



° *Outliers*

Gráfico 24 – Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC II a 45° de flexão da articulação do joelho



° *Outliers*

Gráfico 25 – Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC II a 60° de flexão da articulação do joelho

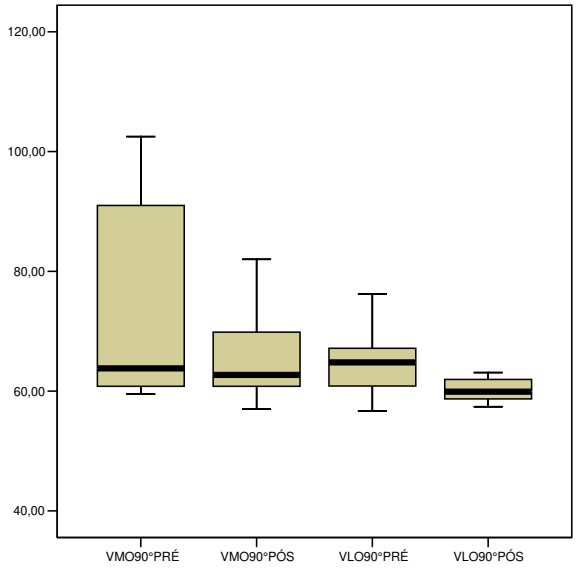
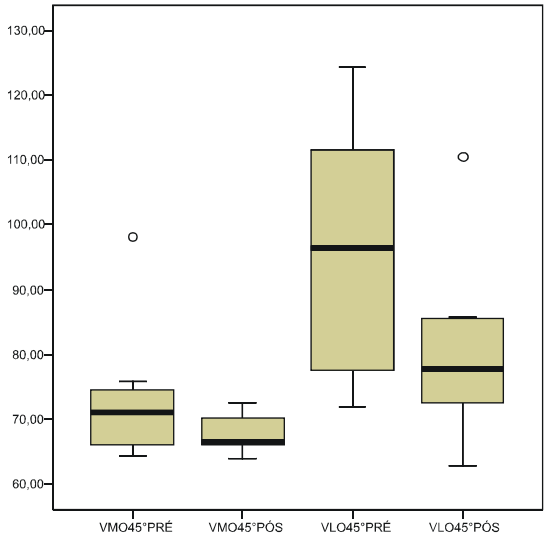


Gráfico 26 – Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GC II a 90° de flexão da articulação do joelho



° *Outliers*

Gráfico 27 – Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD I a 45° de flexão da articulação do joelho

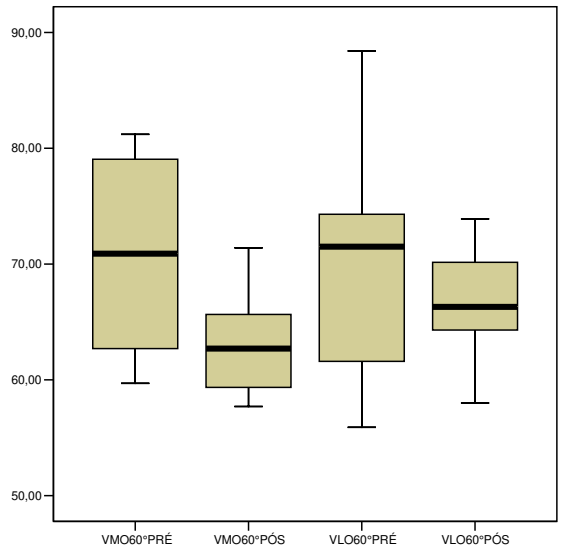
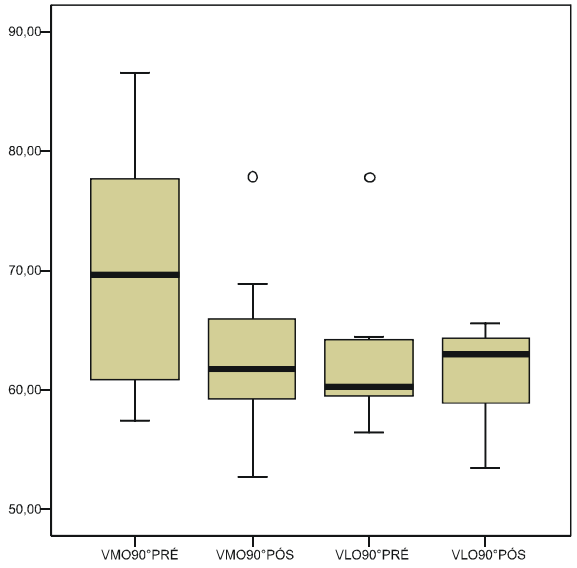
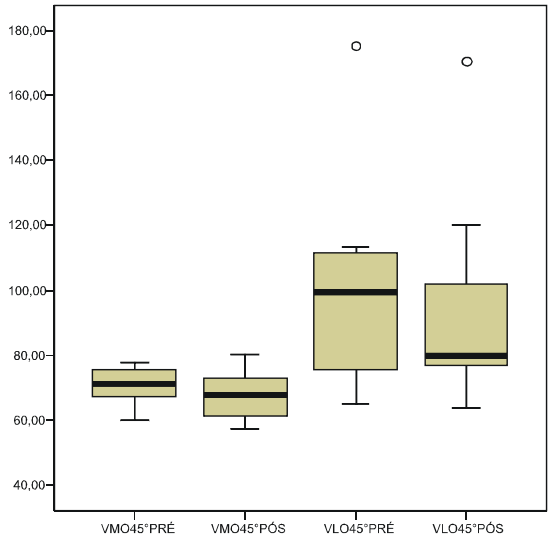


Gráfico 28 – Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD I a 60° de flexão da articulação do joelho



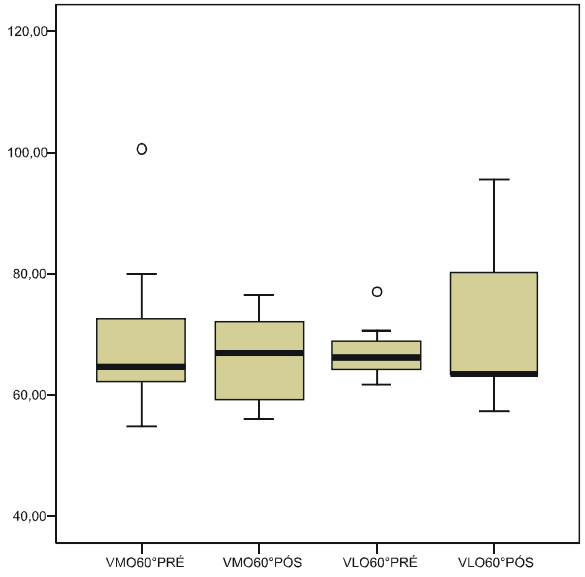
° *Outliers*

Gráfico 29 – Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD I a 90° de flexão da articulação do joelho



° *Outliers*

Gráfico 30 – Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD II a 45° de flexão da articulação do joelho



° *Outliers*

Gráfico 31 – Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD II a 60° de flexão da articulação do joelho

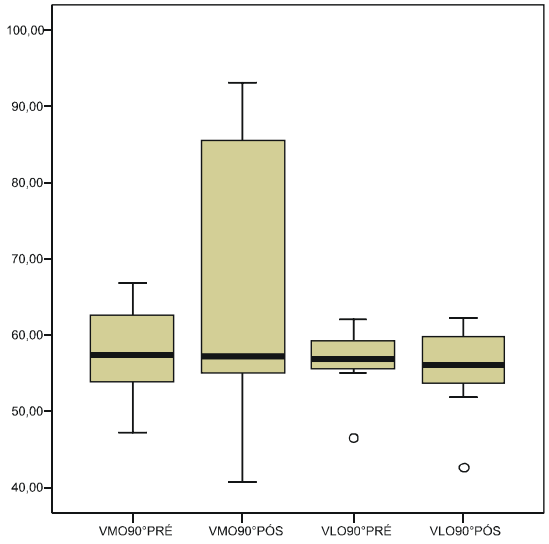


Gráfico 32 – Valores da freqüência mediana (Hz) do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré e pós-treinamento no grupo GD II a 90° de flexão da articulação do joelho

Na análise intergrupo, para a variável de freqüência mediana, houve diferença estatisticamente significativa quando comparado os grupos GC II e GD II, para os músculos VMO e VLO, a 90° de flexão da articulação do joelho, pré-treinamento. O grupo GC II obteve um maior valor de freqüência mediana em ambos os músculos, pré-treinamento. Os demais grupos avaliados não apresentaram diferença estatisticamente significativa, nos diferentes posicionamentos da articulação do joelho, tanto para o músculo VMO quanto para o músculo VLO, pré e pós-treinamento proposto (Tabela 22).

Tabela 22 - Valores de p na análise intergrupo (Teste de Mann-Whitney) para a freqüência mediana do sinal do eletromiográfico

Grupos	Angulação da Articulação do Joelho	Músculo VMO		Músculo VLO	
		Pré-Treinamento	**Pós-Treinamento**	**Pré-Treinamento**	**Pós-Treinamento**
GC / GD	45°	0,91	0,22	0,57	0,76
	60°	0,35	0,28	0,37	0,51
	90°	0,11	0,80	0,06	0,57
GC I / GC II	45°	1,00	0,80	0,25	0,16
	60°	0,62	1,00	0,90	0,09
	90°	0,71	0,31	0,90	0,80
GD I/ GD II	45°	0,80	1,00	1,00	0,62
	60°	0,90	0,62	0,80	0,80
	90°	0,09	1,00	0,07	0,07
GC I/ GD I	45°	0,90	0,38	0,80	0,12
	60°	0,80	0,16	0,45	0,09
	90°	0,90	0,80	0,90	0,53
GC II/ GD II	45°	1,00	0,53	0,45	0,31
	60°	0,25	0,71	0,53	0,80
	90°	0,05*	0,80	0,01*	0,09

* Valor estatisticamente significativo quando comparado intergrupos

7.4 – INTENSIDADE DA CORRENTE

Com relação a intensidade da corrente, utilizada no treinamento proposto, pode-se notar que a amplitude desta em miliampère (mA) foi aumentada a cada sessão de tratamento, tanto para o GC como para GD durante a realização das 24 sessões. O grupo GD II alcançou o maior valor de intensidade na última sessão de treinamento, enquanto o grupo GD I obteve a maior média de intensidade durante o treinamento (31 mA) quando comparado aos grupos GC I (28 mA), GC II (29 mA) e GD II (29 mA) (Gráfico 33).

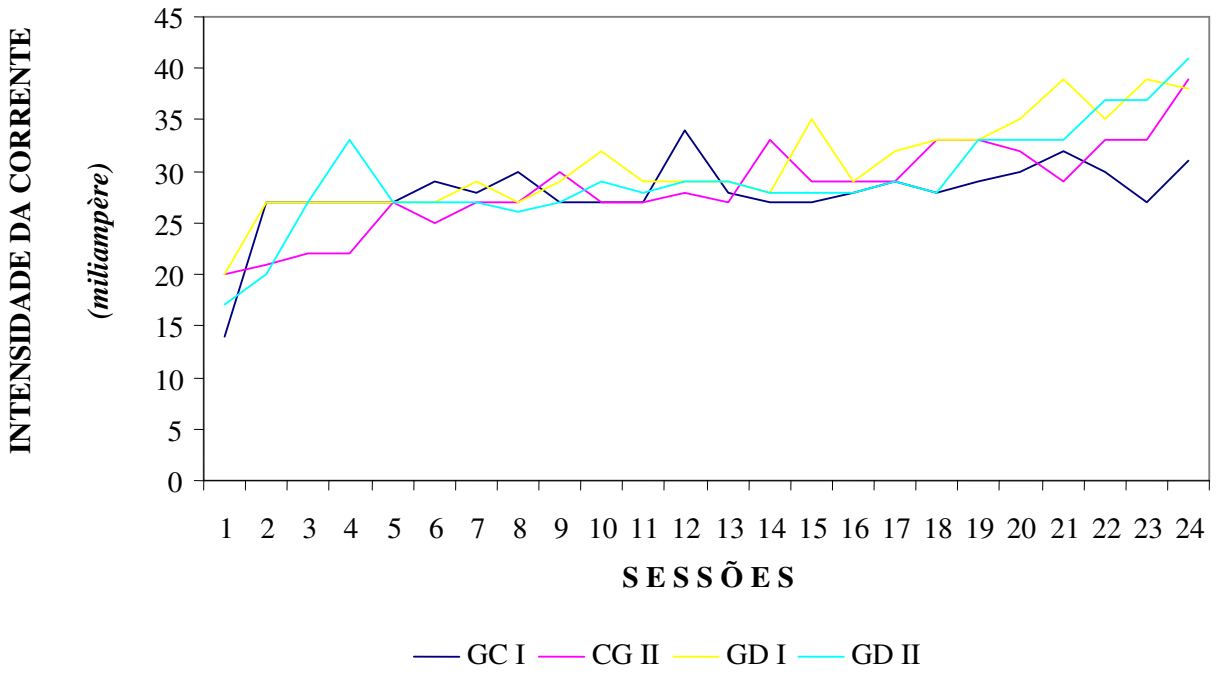


Gráfico 33 – Intensidade da corrente nas sessões de treinamento

7.5 – ÍNDICES DE DOR E FADIGA SUBJETIVA

Os valores médios referentes a presença de dor após cada sessão de treinamento, calculados por meio da escala visual analógica, apresentaram-se da seguinte maneira nos grupos analisados, como demonstra a Tabela 23.

Tabela 23 – Médias e desvios padrões dos valores referentes a **dor** calculados na escala visual analógica após cada sessão de treinamento (cm).

Grupos	Dor
GC I	0,34 ± 0,46
GC II	0,59 ± 0,88
GD I	Não apresentaram dor
GD II	0,20 ± 0,38

O grupo GC II apresentou os maiores valores de índice de dor após cada sessão de treinamento, assim como, a maior variabilidade na escala visual analógica, já o grupo GD I não referiu a presença de dor logo após o término da sessão.

Os valores médios referentes a presença de fadiga subjetiva após cada sessão de treinamento, calculados por meio da escala visual analógica, apresentaram-se da seguinte maneira nos grupos analisados, como demonstra a Tabela 24.

Tabela 24 – Médias e desvios padrões dos valores referentes a **fadiga subjetiva** calculados na escala visual analógica após cada sessão de treinamento (cm).

Grupos	Fadiga Subjetiva
GC I	0,51 ± 0,73
GC II	0,84 ± 0,89
GD I	0,53 ± 0,80
GD II	1,30 ± 1,24

O grupo GD II apresentou os maiores índices de fadiga subjetiva após o treinamento, assim como, a maior variabilidade na escala visual analógica. O grupo C I foi o que apresentou os menores índices de fadiga subjetiva e variabilidade na escala utilizada.

8 - DISCUSSÃO

Neste capítulo serão discutidos alguns dados metodológicos, como também, os resultados encontrados e a aplicabilidade do treinamento proposto para a reabilitação de indivíduos portadores da DFP.

8.1 - AMOSTRA

As voluntárias apresentaram valores antropométricos similares e não houve diferença significativa em relação às médias de altura, peso, dobra cutânea da coxa e percentual de gordura corpórea entre os grupos controle e portador da DFP.

Os critérios de inclusão e exclusão da amostra foram respeitados nos dois grupos, o grupo controle não apresentou mais de dois sinais e/ou sintomas que predispusessem a DFP. Por outro lado, o grupo portador da DPF apresentou no mínimo três sinais e/ou sintomas que predispusessem a patologia.

Dentre esses fatores de inclusão foram considerados o aumento do ângulo Q (100%), torção tibial lateral (85,71%), pronação subtalar excessiva (64,28%), patela alta (7,14), hipermobilidade da patela (50%), presença de crepitação (78,57%), patela medializada (85,71%) e apreensão ao deslocamento (7,14%).

A DFP, como uma patologia multifatorial, apresenta diversos fatores de inclusão, sendo esses analisados por TASKIRAN et al. (1998), LEE et al. (2003), LIVINGSTON & MANDGO (2003) e JOHNSTON & GROSS (2004). Segundo POWERS et al. (2003), esses fatores devem ser associados para o diagnóstico da DFP, pois a presença isolada de alguns deles não caracteriza a presença da disfunção.

Existem algumas controvérsias em relação aos valores do ângulo Q indicativos da DFP. O presente estudo considerou como um fator de inclusão, valores superiores a 16°, como citado por BOUCHER (1992) e DOUCETTE & GOBLE (1992). Entretanto, TASKIRAN et al (1998) e POST (2001) consideraram valores superiores a 18° e 20°, respectivamente.

De acordo com BIZZINI (2003), a descrição inadequada dos fatores predisponentes a DFP pode levar a resultados inadequados. Dessa maneira, a caracterização da amostra deve ser cautelosa, utilizando o maior número de sinais e sintomas na avaliação funcional, explorando o caráter multifatorial da patologia.

Em relação a força muscular do grupo quadríceps, pode-se observar que ambos os grupos, controle e portador da DFP, não apresentaram um déficit significativo no torque extensor da articulação do joelho, pré-treinamento. Entretanto, SOUZA & GROSS (1991) sugerem que o mau alinhamento patelar ocorrido na DFP é, provavelmente, ocasionado por um desequilíbrio muscular entre as porções medial e lateral do músculo quadríceps. Segundo FOX (1975) a DFP causa atrofia e diminuição da força generalizada do músculo quadríceps, especialmente a atrofia do músculo VMO.

O presente estudo não verificou esse desequilíbrio muscular no torque extensor a 45°, 60° e 90° de flexão da articulação do joelho nos grupos examinados. Porém, como exposto anteriormente, a amostra patológica apresentou outros fatores característicos da DFP que foram constatados na avaliação funcional. É importante salientar, que a origem básica e a patogênese exata da DFP é desconhecida, portanto sua etiologia ainda não está bem estabelecida (NATRI et al, 1998; COWAN et al, 2001).

Segundo BIZZINI et al (2003), instrumentos de avaliação e diagnóstico da DFP devem ser desenvolvidos para uma melhor avaliação dos indivíduos e conseqüente caracterização da amostra.

O grupo controle quando comparado ao grupo portador da DFP não apresentou diferença significativa na amplitude do sinal elétrico em RMS dos músculos VMO e VLO pré-treinamento. Entretanto, quando comparado à atividade elétrica do músculo VMO em relação ao músculo VLO, nos grupos controle e portador da DFP, ambos apresentaram uma diferença significativa na amplitude, o músculo VMO apresentou valores inferiores quando comparado ao músculo VLO, a 90° e 60° de flexão da articulação do joelho.

Na subdivisão dos grupos, o grupo portador da DFP foi distribuído de acordo com o tipo de treinamento proposto, sendo que na análise intergrupos, o grupo GC I apresentou valores maiores na amplitude do sinal eletromiográfico do VMO a 90° de flexão da articulação do joelho. Em relação à amplitude elétrica do músculo VLO, o grupo GD II apresentou uma diferença

significativa quando comparado ao grupo GC II, a 90° de flexão da articulação do joelho, e mostrou valores maiores em RMS.

Numerosos estudos têm comparado a atividade do músculo VMO com a do VL, entretanto, não há um consenso geral entre os autores (POWERS, 2000).

Alguns autores apóiam a existência do desequilíbrio no disparo elétrico dos músculos VMO e VL. Observaram também, uma maior ativação do sinal elétrico do músculo VL em relação ao músculo VMO e, consequentemente, um atraso no disparo elétrico do músculo VMO em indivíduos portadores da DFP (WITVROUW et al., 1996; COWAN et al., 2001a; COWAN et al, 2001b; CROSSLEY et al., 2004).

O presente estudo observou uma diferença no sinal eletromiográfico do VMO em relação ao VLO, pré-treinamento, em ambos os grupos analisados, controle e portador da DFP. A atividade elétrica do músculo VMO apresentou-se inferior em relação ao músculo VLO, a 90° e 60° de flexão da articulação do joelho. Entretanto, não foi analisado o início de ativação das unidades motoras, como abordado nos estudos anteriormente citados, mas sim a amplitude do sinal elétrico em RMS.

Alguns pesquisadores questionam essa hipótese, pois não observaram em seus experimentos essa diferença significativa no disparo dos músculos VMO e VL, em diferentes posturas examinadas, verificando contrariamente, uma sincronização dessa musculatura em indivíduos portadores da DFP (KARST & WILLETT, 1995; MORRISH & WOLEDGE, 1997; SHEEHY et al., 1998; POWERS 2000; TANG et al., 2001; BEVILAQUA-GROSSI et al., 2005; PULZATTO et al., 2005; McCLINTON et al., 2007). Com isso, apoiando a teoria de que a ausência de diferenças no disparo elétrico dos músculos VMO e VL não seja um fator primordial da DFP, devido ao caráter multifatorial da disfunção (COWAN et al, 2002).

Em estudo recente, STENSDOTTER et al (2007) investigaram se essa discrepância notada na literatura, em relação a atividade elétrica do músculo VMO em indivíduos portadores da DFP, depende da natureza do teste aplicado. O objetivo do estudo foi analisar o comportamento elétrico do músculo VMO em exercícios de CCA e CCF. Porém, o estudo não foi capaz de explicar diferenças encontradas na literatura, mais especificamente, o atraso e diminuição da atividade elétrica do músculo VMO em pacientes portadores da DFP. Os indivíduos portadores da DFP apresentaram um pequeno atraso e grande ativação da musculatura

do quadríceps no exercício de CCF, entretanto, a coordenação intramuscular era similar ao do grupo controle no teste em questão.

Contudo, é de suma importância compreender que algumas alterações biomecânicas podem predispor um indivíduo a DFP apesar da atividade elétrica simultânea dos músculos vastos (RADIN, 1983).

8.2 - ÁREA DE SECÇÃO TRANSVERSA

A força muscular tem uma forte relação com o tamanho muscular, em resposta a exercícios intensos de sobrecarga muscular, como nos exercícios contra-resistidos, o que acarreta numa hipertrofia do músculo esquelético. Isso ocorre devido o aumento do número de miofibrilas contráteis que compõe a fibra muscular. Consequentemente, aumentando o diâmetro muscular e a capacidade de produção de força contrátil (MINAMOTO & SALVINI, 2001).

Segundo GOODMAN (1988), a hipertrofia é o resultado de um aumento da síntese protéica, a qual parece estar mais evidente durante o período de recuperação, pois durante o exercício, a síntese protéica diminui, e a degradação proteíca, aparentemente, parece aumentar.

Existem algumas evidências que sugerem o aumento do número de fibras musculares, fenômeno conhecido como hiperplasia (McCALL et al., 1996). GONYEA (1980) realizou estudo com gatos e verificou que após um treinamento intenso de força ocorreria a divisão das fibras musculares dando origem a duas novas fibras que, posteriormente, atingiriam o tamanho normal. GONYEA et al. (1986), em estudo adicional, com gatos treinados por meio do treinamento de força, ou seja, sobrecarga alta e poucas repetições confirmaram a ocorrência da hiperplasia das fibras musculares com aumento de 9% no número total de fibras.

Porém outros autores, em estudos subseqüentes sugeriram que o aumento da força era decorrente apenas do aumento da área de secção transversa da fibra muscular (GOLLNICK et al., 1983 e TIMSON et al., 1985). Em seres humanos alguns estudos apresentam evidências de hiperplasia somente após treinamento contra-resistido realizado com intensa sobrecarga muscular (LARSSON & TESCH, 1986 e McCALL et al., 1996).

De acordo com VAUGHAN & GOLDSPINK (1979), a fragmentação das fibras musculares não é uniforme em músculos submetidos à sobrecarga. Isso ocorre somente em porções do músculo e não no músculo como um todo. Portanto, a hiperplasia pode ocorrer no músculo esquelético dos mamíferos mediante uma tensão imposta a este durante o treinamento.

O presente estudo observou um aumento significativo na área de secção transversa do músculo quadríceps, em dois grupos, após o treinamento proposto. O grupo GC II apresentou um aumento a 4 e 16 cm acima da borda superior da patela e o grupo GD I, a 12 cm acima da borda superior da patela.

Também foi observada uma diferença significativa quando comparados os grupos GD I e GD II, a 16 cm da borda superior da patela, pré –treinamento, e entre os grupos GC I e GD I, a 12 e 16 cm da borda superior da patela, pré-treinamento. Após o treinamento, os grupos GD I e GD II mantiveram uma diferença significativa, a 12 e 16 cm da borda superior da patela. Quando comparado o grupo GD I e GD II a 12 cm, pós-treinamento, o grupo GD II apresentou uma diferença significativa em sua área muscular pós-treinamento provavelmente ocasionada pela associação da EENM à contração voluntária, porém, quando comparado os valores pré e pós-treinamento do grupo em questão, esse aumento não foi significativo.

O grupo GD II apresentou uma área de secção maior em relação ao grupo GD I a 16 cm acima da borda superior da patela, e a 12 e 16 cm em relação ao grupo GC I, pré-treinamento.

A área de secção transversa do músculo VM apresentou um aumento significativo nos grupos GC I, a 8 cm, GC II, a 4 e 8 cm, GD I a 4 cm da borda superior da patela, após o treinamento. Quando comparados os diferentes grupos não foi observada uma diferença significativa entre eles.

Os grupos que realizaram o treinamento isolado por meio da EENM apresentaram uma maior área muscular apenas a 8 cm da borda patelar, entretanto, o grupo GC II, que associou a EENM a contração voluntária obteve um aumento de sua área muscular a 4 e 8 cm da borda patelar, portanto, apresentando maiores áreas de hipertrofia.

O grupo muscular adutor da coxa também apresentou um aumento significativo nos grupos GC II, GD I e GD II, pós-treinamento. Não foram observadas diferenças significativas entre os grupos. Apenas o grupo GC I não apresentou um resultado significativo após treinamento, apesar de ser observado um aumento em sua área de secção transversa.

Pode-se observar, que o aumento significativo na área de secção transversa do grupo quadríceps após o treinamento nos grupos GC II e GD I, corresponde ao aumento na musculatura do VM e grupo adutor no primeiro grupo e apenas do grupo adutor no segundo grupo. Do mesmo modo, os níveis de hipertrofia correspondem as áreas de fixação dos eletrodos para a EENM.

A diferença na hipertrofia entre os constituintes do quadríceps pode ser explicada pela diferença na proporção de fibras do tipo I e II, observada entre os feixes que compõe o músculo (TRAVNIK et al, 1995). Essa diferença também foi observada ao longo do próprio ventre muscular, de cada um dos feixes (NARICI et al, 1996).

A hipertrofia muscular e algum indício de hiperplasia são fatores relacionados ao ganho de força, assim como, o controle neural, ou seja, a força muscular não tem, necessariamente, uma relação direta apenas com o grau de hipertrofia do músculo, podendo ocorrer aumento da força de modo independente do aumento da massa muscular (McDONAGH & DAVIES, 1984 e STARON et al., 1994). Segundo ENOKA (1988) o ganho de força pode ser obtido sem alterações estruturais do músculo, mas não sem adaptações neurais. Desta forma, na ausência de hipertrofia, o ganho de força, é determinado pelo recrutamento de unidades motoras, propriedade do sistema neuromotor.

De acordo com STARON et al. (1994) a integração da ativação neural e da hipertrofia da fibra muscular contribuem para aumentar a produção da força, sendo que nas primeiras 8 a 10 semanas os fatores neurais são os que mais contribuem, enquanto que nas semanas seguintes, a partir da décima semana, a hipertrofia tem maior contribuição (SALE, 1988).

O presente estudo apresentou aumento na área de secção transversa do músculo quadríceps, vasto medial e grupo adutor em alguns grupos após um período de 8 semanas de treinamento por meio da EENM. Esses dados sugeriram que o fenômeno de hipertrofia ocorreu anteriormente ao período citado pelos autores acima, portanto nossos dados indicaram que o fenômeno de hipertrofia ocorreu anteriormente a décima semana, sendo contrários aos achados da literatura. Contudo, é importante salientar que, nem todos os indivíduos respondem da mesma maneira a estímulos semelhantes (WILLMORE & COSTILL, 2001).

A área de secção transversa do músculo quadríceps foi avaliada por CALLAGHAN et al (2004) após um tratamento por meio da EENM em indivíduos portadores da DFP. O grupo

observou um aumento significativo do músculo quadríceps, por meio de imagem de ultra-som, nos voluntários que variaram a freqüência da corrente durante o período de treinamento.

Os resultados de nosso estudo ratificam os resultados expostos por CALLAGHAN et al (2004), os quais demonstraram que os diferentes tipos de protocolos de EENM promovem um efetivo fortalecimento muscular.

Entretanto, há uma escassez na literatura de estudos que envolva os efeitos da EENM isolada e a sua associação à contração voluntária, na área de secção transversa do músculo quadríceps, após a reabilitação dos pacientes portadores da DFP.

8.3 - FORÇA MUSCULAR

A força muscular pode ser definida como sendo a quantidade máxima de força que um músculo ou um grupo muscular consegue gerar, ou seja, seu vigor máximo. A força muscular é um componente importante do desempenho, assim como, a potência muscular, a qual tem um valor significativo. A potência, por sua vez, é o produto da força muscular e da velocidade de um movimento (WILMORE & COSTILL, 2001). Essa é aumentada quase que exclusivamente pelo ganho de força, pois a velocidade, mesmo com o treinamento, tem poucas alterações por ser uma qualidade inata do indivíduo (DESCHENES & KRAEMER 2002). O ganho de força muscular, obtido por meio do treinamento de força, aumenta a capacidade de sustentar ações musculares repetidas ou ações musculares estáticas durante um determinado período de tempo (GABRIEL et al., 2001).

O presente estudo apresentou resultados estatisticamente significativos em relação ao ganho de força muscular pós-treinamento. Tanto o grupo controle como o grupo patológico obtiveram melhora no desempenho de força muscular após os dois tipos de treinamento propostos: a utilização isolada da EENM e a associação da mesma com a contração isométrica voluntária do grupo quadríceps.

A análise intragrupo permitiu observar que a força muscular do grupo quadríceps aumentou significativamente em todos os grupos examinados após o treinamento de oito semanas. Esses dados demonstram a efetividade do treinamento proposto para o aumento do torque extensor da articulação do joelho em indivíduos saudáveis e portadores da DFP.

Na análise intergrupos, quando comparados os grupos GD I e GD II a 60° e 90° de flexão da articulação do joelho, GC I e GD I a 90° de flexão da articulação do joelho, os valores apontaram uma diferença estatisticamente significativa, pré e pós-treinamento. O grupo GD II apresentou maiores valores de carga pré e pós-treinamento quando comparado ao grupo GD I nas duas angulações examinadas e o grupo GC I a 90° de flexão da articulação do joelho quando comparado ao grupo GD I.

A diferença no valor do torque extensor do músculo quadríceps, entre esses grupos, não pode ser atribuída ao tipo de treinamento proposto, EENM isolada e a associação à contração voluntária, pois a mesma já existia na avaliação pré-treinamento, persistindo no pós-treinamento. Assim, não podemos afirmar que a associação da contração isométrica voluntária a EENM gera maiores valores de força muscular pós-treinamento.

O aumento no torque extensor do músculo quadríceps, em todos os grupos treinados, provavelmente ocorreu por uma maior ativação de unidades motoras durante o treinamento com a EENM. Os grupos que realizaram o treinamento por meio da EENM sem a associação da contração voluntária do grupo quadríceps, GC I e GD I, assim como os demais, obtiveram diferença significativa na força muscular do grupo quadríceps pós-estimulação. Esse resultado foi ocasionado pelo fortalecimento seletivo do músculo VMO, visto que os eletrodos para a passagem da corrente, eram posicionados sobre o seu ventre muscular. Na presente investigação, o aumento da intensidade da corrente foi elevado a cada sessão de tratamento, fato este, de grande importância para as adaptações musculares objetivas (CABRIC et al., 1998). Esse procedimento permitiu uma contração muscular uniforme e em nível máximo.

Segundo DELITTO & SNYDER-MACKLER (1990), o aumento da força muscular pela EENM envolve o mesmo mecanismo do exercício voluntário, ou seja, o aumento de força depende do aumento da carga funcional. SELKOWITZ (1989) e SNYDER-MACKLER et al (1994) ressaltaram que o aumento na força isométrica, por meio da EENM, apresenta uma correlação positiva com a intensidade da contração do treino.

Segundo ENOKA (1988) o ganho de força pode ser obtido sem alterações estruturais do músculo, mas não sem adaptações neurais. Desta forma, na ausência de hipertrofia, o ganho de força, é determinado pelo recrutamento de unidades motoras, propriedade do sistema neuromotor.

As unidades motoras freqüentemente são recrutadas de maneira assincrônica por meio de impulsos excitatórios ou inibitórios controlados por diferentes neurônios (HAKKINEN et al., 2003). Assim, quando esses impulsos excitatórios ultrapassam os impulsos inibitórios a unidade motora é ativada, ocorrendo à contração do músculo esquelético (DESCHENES & KRAEMER 2002). No entanto, as unidades motoras adicionais, podem atuar de forma sincrônica, como conseqüência de um bloqueio ou de uma redução de impulsos inibitórios. Esse fator pode levar a uma contração facilitada e, possivelmente a um aumento do ganho de força e, portanto, um aumento da sobrecarga imposta ao músculo. Entretanto, há controvérsias, pois nem todos acreditam na influência do aumento do número de unidades motoras recrutadas no aumento da força muscular (BEHM, 1995).

Alguns estudos apóiam a hipótese de que o efeito do treinamento de força está no aprendizado motor ou na facilitação neuromuscular em função do maior número de unidades motoras ativadas, aumento na taxa de impulsos ou um padrão mais eficiente de recrutamento (MacDONAGH & DAVIES, 1984, RUTHERFORD & JONES, 1986).

O treino de força promove alterações no sistema nervoso central, o qual pode aumentar o número de unidades motoras recrutadas, alterar a freqüência de disparo dos motoneurônios, melhorar a sincronia da unidade motora durante determinado padrão de movimento e reduzir ou cancelar gradativamente os impulsos inibitórios, permitindo que o músculo atinja níveis mais elevados de força, que geralmente acontecem na segunda ou terceira semana, para a partir da sexta semana acontecer a hipertrofia muscular (McARDLE et al, 1998).

No caso da EENM, o aumento da força muscular pode se dar em virtude de adaptações orgânicas, como o aumento do fosfato de creatina, diminuição do consumo de adenosina trifosfato intramuscular e alterações no pH intracelular (POVILONIS & MIZUNO, 1998).

SNYDER-MACKLER et al (1994), PICHON et al (1995) e VILLAR et al (1997) relataram a capacidade de aumentar o torque muscular com a aplicação da EENM.

De acordo com KOTS (1977), o principal fator responsável pelos significativos ganhos de força muscular por meio da utilização da EENM é a capacidade de um maior recrutamento de

unidades motoras durante a estimulação. Esse aumento no recrutamento motor permitiria ao indivíduo exercer maior força contrátil durante a EENM associada à contração voluntária, quando comparado à contração voluntária isolada.

HORTOBÁGYI et al (1992), afirmaram que forças em torno de 50 a 60% da contração voluntária máxima são requeridas para o fortalecimento de músculos saudáveis. Portanto, quanto maior a capacidade de produção de força, maior a vantagem obtida com o uso da EENM (BRASILEIRO & SALVINI, 2004).

Segundo LIEBER & KELLY (1996), apenas em estudos que os músculos foram ativados a mais de 50% da CVM, por meio da utilização da EENM, esses obtiveram ganhos de força significativos.

O uso isolado da EENM proporcionou ganhos de força semelhantes aos exercícios de CVM, em um treinamento realizado em 58 indivíduos saudáveis por LAUGHMAN et al (1983). CURRIER & MANN (1983) compararam o treinamento isométrico por meio da CVM e a associação desse exercício a EENM também em indivíduos saudáveis, os resultados apontaram que ambos os treinamentos produziram um ganho de torque semelhante, não havendo diferenças significativas. Esses estudos corroboram com os nossos achados, pois não foi verificada diferença significativa entre os dois tipos de treinamento proposto.

Assim como em nosso estudo, a associação da EENM a exercícios voluntários alcançou resultados satisfatórios de acordo com OLIVEIRA et al (2002). A carga e o tempo de execução do teste com movimentos na diagonal para ganho de força no músculo bíceps e tríceps braquial apontaram diferença significativa na pós-estimulação.

Os resultados encontrados por BRASILEIRO & SALVINI (2004), também estão de acordo com nossos achados. A avaliação da associação do treinamento voluntário a EENM, realizada em 3 séries de 10 contrações concêntricas voluntárias máximas, duas vezes por semana durante 4 semanas consecutivas, constatou um ganho de força semelhante no grupo que associou a EENM ao treinamento voluntários e o grupo da contração voluntária isolada.

Um programa de reabilitação com a utilização da EENM em indivíduos submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior foi testado por DELITTO et al (1988). Os autores observaram uma maior porcentagem de força no grupo que realizou o treinamento com a utilização da EENM, este grupo apresentava 51% de força para a musculatura extensora e 70%

de força para a musculatura flexora da articulação do joelho. Na avaliação final os índices de força aumentaram para 78% e 94%, respectivamente. O presente estudo também observou o aumento de força muscular após o treino por meio da EENM sugerindo que o programa de reabilitação em questão é eficaz no fortalecimento muscular.

O efeito de dois protocolos de EENM na força do músculo quadríceps foi analisado por GUIRRO et al (2000) em 18 mulheres saudáveis após 15 sessões de treinamento. O protocolo da EENM constou de duas correntes, uma de baixa freqüência (50 Hz) e outra de média freqüência (2500 Hz modulada em 50 Hz). Os resultados apontaram um aumento significativo na força do músculo quadríceps nos grupos eletroestimulados, tanto em baixa (40,5%) como em média freqüência (44,6%). Como podemos observar o grupo de média freqüência obteve um ganho de força superior ao grupo de baixa freqüência, nosso estudo também optou pela utilização da corrente de média freqüência, alcançando, da mesma forma, resultados positivos em relação ao ganho de força.

A comparação do valor absoluto do torque do músculo quadríceps com estudos prévios é limitada, devido à escassez de pesquisas que tenham observado o efeito da EENM na força do muscular em pacientes portadores da DFP.

Um protocolo de treinamento para pacientes com condromalácia e luxação patelar foi proposto por VENGUST et al (2001). O músculo VM foi estimulado por meio da EENM durante 7 semanas. Os resultados demonstraram não haver diferença significativa, na avaliação clínica e neurofisiológica após estimulação. Esses resultados desfavoráveis do protocolo de estimulação podem ser explicados pela ocorrência de dor durante o treinamento dos indivíduos. A dor, que ocorreu em todos os pacientes com condromalácia patelar, pode ter inibido diretamente o efeito da estimulação no músculo quadríceps. O mesmo não ocorreu em nosso estudo, pois todos os indivíduos não apresentavam dor ou desconforto na articulação do joelho. Esse cuidado na metodologia possibilitou ao nosso grupo de estudos resultados favoráveis após o protocolo de estimulação, não havendo inibição de seu efeito.

Posteriormente, CALLAGHAN et al. (2004), compararam um regime de EENM, comercialmente disponível, com uma nova forma de estimulação para a reabilitação do músculo quadríceps em indivíduos portadores da DFP. Para a realização do estudo foram utilizados dois geradores de pulso portáteis com corrente bifásica, balanceada, assimétrica, com amplitude

máxima de 90 mA, 10:50 t_{on}-t_{off}, largura de pulso de 200 μs, em dois canais, sendo utilizadas em um protocolo com freqüências de 83, 50, 2.5 e 2 Hz, com início de pulso em 125 Hz e intervalos interpulsos de 8, 12, 20, 20, 20, 400 e 500 ms. Para a outra forma de estimulação, comercialmente disponível, foi utilizada uma corrente bifásica assimétrica com forma de onda retangular, amplitude de 100mA, 10:50 t_{on}-t_{off} com freqüência de 35Hz. Ambos protocolos foram realizados com eletrodos auto-adesivos por um período de 60 minutos.

O estudo anterior constatou que não houve diferença significativa entre a força muscular nos diferentes protocolos de aplicação para os dois grupos, porém ambos os grupos apresentaram maiores valores de força muscular no grupo quadríceps após o período de treinamento por meio da EENM. Portanto, podemos afirmar que o protocolo utilizado em nosso estudo está dentro dos parâmetros aceitos pela literatura para o fortalecimento muscular, estando entre as freqüências de 30 e 50 Hz como citado por CALLAGHAN et al. (2004).

Existem inúmeras tentativas para a correção das disfunções do mecanismo extensor, assim como, na fraqueza muscular do quadríceps (CALLAGHAN et al., 2004). KANNUS, et al. (1992) e KANNUS & NIITTYMAKI (1993) afirmaram que os exercícios são componentes cruciais do tratamento conservador. Entretanto, DYE & VAUPEL (1994) relataram que, freqüentemente, os exercícios podem aumentar a irritação patelar, piorando assim, subseqüentemente, a algia femoropatelar.

De acordo com DELITTO et al, (2001), o exercício voluntário no caso de uma incapacidade na ativação do recrutamento neuromuscular, ocasionado por uma inibição reflexa pode não ser efetivo e outra abordagem terapêutica pode ser utilizada. Desse modo, a EENM oferece assistência aos indivíduos que possuem alguma alteração ou déficit muscular, pois esses indivíduos possuem uma limitação para a realização de treinamentos cujos exercícios utilizem altas intensidades de contração.

Portanto, os resultados presentes são favoráveis à utilização da EENM associada ou não ao exercício voluntário, sendo de grande valia no tratamento de patologias específicas, como é o caso da DFP.

8.4 - ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA

Os dados encontrados no presente estudo não evidenciaram diferença significativa na amplitude do sinal elétrico (RMS) dos músculos VMO e VLO após o período de treinamento, tanto nos indivíduos normais como portadores da DFP. Entretanto na análise intergrupos, houve diferença significativa quando comparados os grupos GD I com o GD II e GC I com o GD I, a 90° de flexão da articulação do joelho para o músculo VMO, pré-treinamento.

Sendo que, o grupo GD II e o GC I apresentaram maiores valores de amplitude do sinal elétrico (RMS) para o músculo VMO a 90° de flexão da articulação do joelho, pré-treinamento.

O grupo GC II quando comparado ao grupo GD II, a 90° de flexão da articulação do joelho para o músculo VLO, também apresentou uma diferença significativa, pré-treinamento. O grupo GD II obteve os maiores valores de amplitude do sinal elétrico (RMS) para o músculo VLO a 90° de flexão da articulação do joelho, pré-treinamento.

Os grupos GC e GD apresentaram diferença significativa, quando comparado o valor de amplitude do sinal elétrico (RMS), dos músculos VMO em relação ao VLO, nas duas angulações examinadas, pré-treinamento. O músculo VMO apresentou menor atividade elétrica quando comparado ao músculo VLO em todos os grupos analisados.

Após o treinamento proposto ambos os grupos persistiram com essa diferença no sinal eletromiográfico, exceto o grupo GD, a 60° de flexão da articulação do joelho. Assim, o grupo patológico após o treino não apresentou uma diferença significativa na amplitude de seu sinal elétrico, do músculo VMO em relação ao músculo VLO.

Não foram encontrados na literatura consultada, trabalhos que avaliassem o efeito da EENM na amplitude do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO em indivíduos saudáveis e portadores da DFP.

Entretanto, BOLING et al (2006) analisaram o efeito do treinamento com pesos na reabilitação de pacientes portadores da DFP. A atividade elétrica dos músculos quadríceps e glúteo médio, o índice de dor e funcionalidade da articulação do joelho foram verificados. O programa de reabilitação foi executado durante 6 semanas e os exercícios objetivavam o fortalecimento da musculatura do quadríceps e abdutores do quadril. Os resultados revelaram uma diferença no tempo de disparo dos músculos VM e VL após o treinamento, sendo que o

músculo VM foi ativado 39,04 ms anteriores ao músculo VL. Não foram observadas diferenças significativas na atividade elétrica do músculo glúteo médio. Os indivíduos também apresentaram uma diminuição significativa nos índices de dor e aumento da funcionalidade da articulação observada por meio de um questionário específico. A investigação em questão defende a hipótese que de a atividade mioelétrica do VM e VL sofre alterações após um treinamento com a utilização de pesos em indivíduos portadores da DFP. Entretanto, nossos resultados não apontaram diferença significativa no sinal elétrico dos músculos VMO e VLO após o treino, sendo que, o protocolo utilizado não incluía o uso de pesos adicionais na terapia.

As respostas eletromiográficas e funcionais de um tratamento de terapia física para pacientes portadores da DFP também foi observado por SACCO et al (2006). A intervenção consistia de 25 sessões durante o período de 5 semanas. O protocolo visava a melhoria clínica e sintomática dos pacientes, bem como, a restauração da coordenação na atividade muscular e continha exercícios de alongamento para o membro inferior e fortalecimento do músculo quadríceps. Após o tratamento, os pacientes apresentaram uma alta eficiência no músculo VM, diminuição na atividade elétrica dos músculos VM e VL, melhora no alinhamento postural do membro inferior e na funcionalidade da articulação do joelho. A diminuição na amplitude do sinal elétrico em RMS após a terapia física, se deve a uma menor ativação das unidades motoras ocasionada por uma melhora na coordenação muscular e consequentemente um menor esforço na realização da tarefa mecânica. Os resultados referentes a amplitude do sinal elétrico pertinentes a este trabalho revelaram uma tendência de diminuição do RMS após o tratamento, entretanto, essa diminuição em quase todos os grupos examinados não foi significativa como apontado por SACCO et al (2006).

Os resultados referentes a variável de freqüência média do sinal eletromiográfico apontaram uma diferença significativa no grupo GD I a 45° e 90° de flexão da articulação do joelho no músculo VMO após o treinamento por meio da EENM. Esse grupo obteve uma diminuição em sua freqüência média após o treino.

Também foi observada diferença significativa quando comparados os grupos GD I e II, a 90° de flexão da articulação do joelho, no músculo VLO, pré-treinamento. O grupo GD I obteve um valor de freqüência média maior em relação ao grupo GD II.

A investigação da freqüência mediana do sinal eletromiográfico evidenciou uma diferença significativa, nos grupos GC II, para o músculo VLO, a 60° de flexão da articulação do joelho, no grupo GD I, para o músculo VMO a 90° flexão da articulação do joelho e para o músculo VLO a 45° de flexão do joelho após o treinamento. Ambos os grupos apresentaram uma diminuição na freqüência mediana pós-treinamento.

Os dados revelaram uma diferença significativa quando comparado os grupos GC II e GD II, para os músculos VMO e VLO, a 90° de flexão da articulação do joelho, pré-treinamento. O grupo GC II obteve um maior valor de freqüência mediana em ambos os músculos, pré-treinamento.

Os dados de diminuição da freqüência do sinal eletromiográfico do presente estudo indicaram um quadro de fadiga muscular sendo confirmada pelas hipóteses de MASUDA et al (1989) e OLIVEIRA et al (2005) onde a diminuição da freqüência do sinal mioelétrico, mais especificamente, da freqüência mediana, indicou um estado de fadiga.

Essa análise indica de maneira confiável e não tendenciosa, o espectro de freqüência, sendo definida como a freqüência do espectro acima e abaixo, do qual o poder espectral é igual (STULEN & DE LUCA, 1981).

Alguns trabalhos clássicos defendem a hipótese de elevação da amplitude do eletromiograma nos casos de fadiga localizada após contrações repetidas (MIYASHITA, KANEHISA & NEMOTO, 1981, MASUDA et al,1989). A elevação na amplitude do sinal ocorreria por um disparo, de ordem crescente, das unidades motoras para compensar a queda da força de contração das fibras fadigadas na tentativa em manter o nível de tensão ativa, sendo evidentes em contrações submáximas (BIGLAND-RITCHIE & LIPPOLD, 1954, DEVRIES, 1968).

A diminuição da freqüência do sinal eletromiográfico pode ser atribuída às mudanças decorrentes de uma alteração no pH intracelular pelo acúmulo de íons de hidrogênio, o que interferiria no funcionamento das bombas de sódio e potássio e, conseqüentemente, a permeabilidade da membrana da célula muscular. Este fenômeno provoca um desequilíbrio na concentração de íons, reduzindo a velocidade de condução dos potenciais de ação da unidade motora (ENOKA, 1992 e FITTS, 1994). Além disso, a restrição do fluxo sanguíneo também pode influenciar o controle no acúmulo de metabólitos (BRODY et al, 1991 e VÖLLESTAD, 1997).

Estas alterações podem provocar mudanças no processo de acoplamento entre os miofilamentos, pela incapacidade do retículo sarcoplasmático de liberar íons cálcio no interior da fibra muscular, comprometendo também, a mecânica contrátil e levando a uma queda na capacidade de produção de força (VÖLLESTAD, 1997 e MURTHY et al, 2001).

As variações metabólicas vão depender do tipo de fibra que será trabalhada, por exemplo, fibras do tipo IIb encontram-se com o volume de mitocôndrias e concentração enzimática mitocondrial reduzidas (MACKLER et al, 1992, ARTHUR & GUYTON, 1996, SCOTT, 1998). Alguns autores afirmam que sustentações prolongadas podem levar a fadiga mais facilmente (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001; BRASILEIRO, 2002).

A observação do tempo de repouso e contração em EENM é um fator importante, BRASILEIRO (2002) verificou que o esgotamento da fosfagenase é de 10 segundos, sendo necessário 60 segundos para a sua reposição. Entretanto, KARLSSON (1970) defende a hipótese que esse tipo de contração muscular não seria suficiente para depledar todo o estoque de ATP-CP e que a exaustão não pode ser atribuída a concentrações criticamente baixas de fosfagenase.

A fadiga após o exercício, incluindo os exercícios induzidos eletricamente, pode ser um estímulo necessário para o fortalecimento muscular, mas se a estimulação de um músculo já fadigado é danoso ou não, ainda não se sabe. Se a EENM e suas características forem selecionadas adequadamente com base em uma avaliação cuidadosa da debilidade neuromuscular, a sua aplicação poderá alcançar êxito (EVANGELISTA et al, 2003).

Segundo MOURSELAS & GRANAT (1998) a maior limitação da EENM é a queda precoce da força muscular, devido à fadiga, seja nas estimulações de alta ou nas de baixa freqüência. MATSUNAGA et al (1999) observaram que as estimulações de alta freqüência (100 Hz) causaram menor fadiga muscular. Entretanto, GUIRRO (2000) observou que a EENM de 2500 Hz modulada em 50 Hz, promove diminuição da freqüência mediana e maior fadiga muscular, quando comparada com a freqüência de 50 Hz, concordando parcialmente com os nossos resultados, uma vez que, não foram realizadas comparações entre diferentes correntes de estimulação.

Esse autor ainda ressaltou que durante o treinamento com a EENM, a corrente de baixa freqüência (50 Hz) promoveu aumento na freqüência mediana, mas por outro lado, o grupo estimulado com média freqüência (2.500 Hz modulada a 50 Hz) promoveu decréscimo da

freqüência mediana. Portanto, ocorreu maior fadiga muscular que foi comprovada pelas alterações significativas no espectro de freqüência do sinal eletromiográfico, como apontado em nosso estudo.

Porém, PIRES (2004) relatou que a EENM de baixa freqüência gerou maior fadiga muscular comparada a EENM de média freqüência. Os voluntários foram eletroestimulados por um período de 30 minutos, sendo que a cada 10 minutos foram realizadas aquisições do sinal eletromiográfico. O mesmo procedimento foi realizado após 15 minutos e 24 horas da aplicação. Portanto, preconiza-se a utilização de protocolos de média freqüência para tratamentos de reabilitação, como o utilizado no presente estudo.

Os resultados desse estudo referentes a freqüência mediana do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO se comportaram de maneira inesperada. Sabe-se que a velocidade de condução da fibra muscular é proporcional ao seu diâmetro. Assim, músculos com fibras de diâmetro maiores, tais como aquelas pertencentes as unidades motoras de limiar mais alto, teriam maiores velocidades de condução, que, por sua vez, mudariam o espectro de freqüência em direção as altas taxas. Consequentemente, o valor da freqüência mediana aumentaria. (De LUCA, 1997).

Esse aumento da freqüência mediana indicaria maior velocidade de condução da fibra muscular ocasionada pela hipertrofia muscular, como esperado por nosso grupo de pesquisa. Entretanto, é importante salientar que diversos fatores afetam o sinal eletromiográfico, entre eles, podemos destacar a composição do tipo de fibra muscular, que determina a mudança no pH do fluído intersticial muscular durante uma contração, o fluxo sanguíneo no músculo, que determina a taxa de remoção de metabólitos durante a contração, o diâmetro da fibra, que influencia a amplitude e a velocidade de condução dos potenciais de ação que constituem o sinal além da superposição dos potenciais de ação. Existem ainda duas propriedades principais do sinal eletromiográfico que afetam diretamente o espectro de freqüência, são elas, o comportamento do disparo das unidades motoras e a forma do potencial de ação dessas unidades (De LUCA, 1997).

Alguns autores acreditam que a estrutura da fibra muscular sofre alterações por meio da EENM após longos períodos (PETTY, 1980; HOWARD et al, 1985; STEFANOVSKA & VODOVINIK, 1985; HOOGLAND, 1988) pois a plasticidade é uma propriedade inerente das células musculares (PETTY, 1980; HOOGLAND, 1988). Acredita-se que mudanças na estrutura

das fibras são determinadas pelo uso funcional do músculo (STEFANOVSKA & VODOVINIK, 1985).

De acordo com HOOGLAND (1988) as fibras musculares podem ser modificadas quando recebem estímulos elétricos sobre os motoneurônios correspondentes ao tipo de fibra. Essa modificação depende da freqüência de despolarização do nervo motor. As freqüências de 50 a 150 Hz são ideais para a estimulação de músculos dinâmicos ou fásicos, garantindo que as fibras se tornem brancas. Já as freqüências de 20 a 30 Hz visam os músculos estáticos ou tônicos, garantindo que as fibras brancas tornem-se vermelhas.

O tipo de estímulo que as fibras musculares recebem de seus respectivos motoneurônios está intimamente relacionado com as suas características (PETTE & VRBOVÁ, 1985). Assim, uma fibra lenta estimulada com freqüências próximas daquelas específicas de uma unidade motora rápida pode adquirir características de uma fibra muscular rápida. Portanto, treinamentos que objetivem o ganho de força muscular devem utilizar protocolos de estimulação com freqüências elevadas (PIAZZI et al, 2004).

As correntes de média freqüência são capazes de despolarizar fibras motoras profundas devido a reduzida impedância da pele (EVANGELISTA et al, 2003). Segundo KOTS (1977), é preferível utilizar uma corrente de média freqüência modulada em baixa freqüência para a estimulação muscular. Esse tipo de corrente impõe um padrão de despolarização ao axônio promovendo alterações morfológicas, dependendo da freqüência modulada aplicada, no caso, 50 Hz para as fibras brancas (LONGO, 1999).

Diversos autores defendem a capacidade da EENM de média e alta freqüência em produzir elevação na força muscular (STEFANOVSKA & VODOVNIK, 1985; CABRIC et al, 1988; PORTMANN & MONPETIT, 1991; MARTIN et al, 1993) e na velocidade de contração das fibras musculares (KARBA et al, 1990).

DELITTO et al. (1989) observaram que após o período de treinamento com a EENM, houve uma queda no percentual de fibras do tipo I e elevação no percentual de fibras do tipo II a e II b. Entretanto, quando analisado o valor médio da área de secção transversa de cada tipo de fibra, observou-se aumento de 13% nas fibras tipo I e redução de 25% e 33% nas fibras de tipo II a e II b, respectivamente. A elevação da força muscular e do percentual das fibras do tipo II com a concomitante redução de sua área de secção transversa, segundo os autores, pode ser explicado

por uma possível conversão de fibras do tipo I em fibras do tipo II, fato esse observado também após treinamento voluntário (ADAMS et al., 1993).

As características quanto à composição dos tipos de fibras são diferentes para os músculos VL e VM, o músculo VL é constituído por maior proporção de fibras do tipo II em relação ao músculo VM (JOHNSON et al, 1973; EDGERTON et al, 1975; TRAVNIK et al, 1995).

Em síntese, os resultados apontados por nosso estudo são insuficientes para afirmar com clareza, o comportamento da freqüência mediana após a EENM, uma vez que, inúmeros fatores podem provocar alterações no sinal EMG, sendo a fadiga e a proporção do tipo de fibras musculares alguns dessas variáveis que afetam a freqüência do sinal.

No intuito de elucidar os efeitos da EENM, CALLAGHAN et al. (2004) compararam um regime de eletroestimulação, comercialmente disponível, com uma nova forma de estimulação para a reabilitação do músculo quadríceps em indivíduos portadores da DFP. Foram utilizados dois geradores de pulso portáteis com corrente bifásica, balanceada, assimétrica, com amplitude máxima de 90 mA, 10:50 T_{on}-T_{off}, largura de pulso de 200 μs, em dois canais, sendo utilizadas em um protocolo com freqüências de 83, 50, 2.5 e 2 Hz, com início de pulso em 125 Hz e intervalos interpulsos de 8, 12, 20, 20, 20, 400 e 500 ms. Para a outra forma de estimulação, comercialmente disponível, foi utilizada uma corrente bifásica assimétrica com forma de onda retangular, amplitude de 100 mA, 10:50 T_{on}-T_{off} com freqüência de 35 Hz. Ambos os protocolos foram realizados com eletrodos auto-adesivos por um período de 60 minutos. Os indivíduos recrutados para este estudo foram avaliados pré e pós-estimulação em relação ao torque isocinético e isométrico, fadiga muscular, sinal eletromiográfico, área de secção transversa muscular por imagem de ultra-som, funcionalidade muscular, análise da dor por meio da escala analógica visual, além de testes clínicos. O estudo constatou que não houve diferença significativa entre a força muscular nos diferentes protocolos de aplicação para os dois grupos. Na avaliação da dor, houve diferença significativa pré e pós- tratamento intragrupo e ausência de diferença intergrupo. Em relação à resistência a fadiga muscular também não houve diferença significativa. A função do mecanismo extensor obteve melhora para ambos os grupos e a área de secção transversa obteve diferença significativa para o grupo de variação da freqüência da corrente.

Contudo, os resultados expostos por CALLAGHAN et al. (2004) demonstraram que os diferentes tipos de protocolos de EENM promovem um efetivo fortalecimento muscular do quadríceps que foram confirmados pelos nossos resultados.

Anteriormente, CÔRREA et al (1996) analisaram o resultado de uma proposta de tratamento para a DFP a partir do treinamento com EENM, que, associada a técnicas cinesioterápicas, visava a estabilização medial da patela por meio do fortalecimento do músculo VMO. O protocolo de treinamento constituía de treinamento do músculo VMO por meio da EENM, exercícios específicos e alongamento muscular. O tratamento foi realizado diariamente durante um período de 6 semanas. Os autores verificaram uma melhora significativa dos aspectos objetivos e subjetivos analisados, comprovando a eficácia do tratamento nas avaliações clínicas, radiológicas e funcionais. Portanto, os resultados comprovaram que a terapêutica proposta foi totalmente viável e eficaz, mostrando-se de grande valia no tratamento da instabilidade femoropatelar, com uma porcentagem de melhora significativa, em curto período de tempo.

Nesse aspecto, ALBERTINI et al (2001) verificaram as possíveis alterações elétricas dos músculos VM e VL após o uso da EENM aplicada no músculo VM, em indivíduos normais. Os indivíduos foram submetidos a 15 sessões diárias de EENM, no período de três semanas, utilizando correntes de baixa e média freqüência. Para a análise eletromiográfica dos músculos VM e VL, foram consideradas a medida do tempo de início de ativação elétrica e o comportamento sentar e levantar, antes e após a EENM. Os resultados apontaram uma tendência do músculo VM em ser ativado anteriormente ao músculo VL no início da tarefa testada, entretanto, não houve diferença no comportamento elétrico dos músculos VM e VL após o programa de EENM, concordando com nossos achados pós-treinamento.

De acordo com COWAN et al (2002) a terapia física como regime de tratamento para pacientes portadores da DFP altera o controle motor do músculo VMO em relação ao músculo VL em testes funcionais e está associada a resultados clínicos positivos. Após a terapia física baseada no método “McConnel”, a ativação do músculo VMO foi anterior ao músculo VL na fase excêntrica e similar na fase concêntrica durante a subida e descida no *step*.

Devido à ausência de estudos, na literatura consultada, que avaliassem a efetividade da EENM por meio da estimulação isolada do músculo VMO e associação à contração voluntária

isométrica no tratamento de indivíduos portadores da DFP, a comparação de nossos resultados com estudos prévios tornou-se escassa. Entretanto, é importante salientar a relevância de trabalhos posteriores que associem a metodologia proposta para melhor embasamento científico.

8.5 - ÍNDICES DE DOR E FAGIDA SUBJETIVA

Por meio da escala visual analógica, foi também examinado durante a proposta de treinamento a dor e fadiga subjetiva. Os resultados apontam que o grupo GC II obteve os maiores valores de índice de dor após cada sessão de treinamento, assim como, a maior variabilidade na escala visual analógica. Já o grupo GD I não referiu a presença de dor logo após o término da sessão.

O grupo GD II apresentou os maiores índices de fadiga subjetiva após o treinamento, assim como, a maior variabilidade na escala visual analógica. O grupo GC I foi o que apresentou os menores índices de fadiga subjetiva e variabilidade na escala utilizada.

A ocorrência de dor e fadiga subjetiva pode estar relacionada à magnitude da contração muscular, pois a intensidade da corrente foi ajustada de acordo com a tolerância de cada voluntária. A incrementação da intensidade da corrente durante a estimulação não permitiu o efeito de acomodação muscular.

Os grupos que realizaram a EENM associada à contração voluntária apresentaram um índice de dor e fadiga subjetiva relativamente maior quando comparado ao grupo da EENM isolada.

Entretanto, os índices de dor e fadiga subjetiva foram mínimos tanto no grupo clinicamente normal como no grupo patológico após o treino. Portanto, podemos afirmar que a utilização da EENM gera índices de dor e fadiga subjetiva mínimos aos usuários.

Contudo**,** no tratamento fisioterapêutico de indivíduos portadores da DFP deve ser indicado à utilização da EENM, associado ou não a contração isométrica voluntária, visto que, a mesma mostrou-se efetiva para o fortalecimento do músculo quadríceps femoral, hipertrofia do músculo quadríceps em dois grupos examinados (GC I e GD II). O aumento na área de secção transversa ocorreu mais especificamente no músculo VMO para os grupos GC I, GC II e GD I e

na musculatura adutora para os grupos GC II, GD I e GD II. Quanto ao protocolo proposto, este apresentou níveis mínimos de dor e fadiga subjetiva em pacientes após a estimulação.

9 – CONSIDERAÇÕES FINAIS

De acordo com os resultados do presente trabalho, pode-se sintetizar que:

Em relação a área de secção transversa do músculo quadríceps pré-treinamento:

- O grupo GD II apresentou uma área de secção maior em relação ao grupo GD I a 16 cm acima da borda superior da patela, e a 12 e 16 cm em relação ao grupo GC I, pré-treinamento.

Em relação a área de secção transversa do músculo quadríceps pós-treinamento:

- A área de secção transversa do músculo quadríceps aumentou significativamente, nos grupos GC II, a 4 e 16 cm acima da borda superior da patela e GD I, a 12 cm acima da borda superior da patela, pós-treinamento proposto. Os demais grupos examinados não apresentaram diferença significativa na área muscular após o treinamento;
- A área de secção transversa do músculo VM aumentou significativamente, nos grupos GC I, a 8 cm, GC II, a 4 e 8 cm, GD I a 4 cm da borda superior da patela, pós-treinamento proposto. Não foi verificada diferença significativa entre os grupos analisados;
- A área de secção transversa do grupo muscular adutor da coxa aumentou significativamente, nos grupos GC II, GD I e GD II, pós-treinamento proposto. Não houve diferença significativa, entre os grupos examinados, pré e pós-treinamento;
- O grupo GC I não apresentou diferença significativa após o treinamento.

Em relação a força muscular do grupo quadríceps pré e pós-treinamento:

- A força muscular do grupo quadríceps aumentou significativamente, em todos os grupos analisados, após o treinamento proposto, sendo que, o grupo GD II responsável pelos maiores valores de torque muscular isométrico;
- O grupo GD II apresentou maiores valores de carga pré e pós-treinamento quando comparado ao grupo GD I a 60° e 90° de flexão da articulação do joelho;
- O grupo GC I também apresentou maiores valores de carga pré e pós-treinamento quando comparado ao grupo GD I a 90° de flexão da articulação do joelho;
- Não foi observada diferença significativa quando comparados os grupos GC e o GD nas diferentes angulações da articulação do joelho, pré e pós-treinamento, bem como na subdivisão de grupos, GC I e GC II, nas diferentes angulações examinadas, assim como, nos grupos GD I e GD II a 45° de flexão da articulação do joelho, GC I e GD I a 45°e 60° de flexão da articulação do joelho, GC II e GD II nas duas angulações examinadas, pré e pós-treinamento.

Em relação a amplitude do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré-treinamento:

- Não houve diferença significativa, quando comparados os grupos GD I com o GD II e GC I com o GD I, a 90° de flexão da articulação do joelho para o músculo VMO, pré-treinamento;
- O grupo GD II e o GC I apresentaram maiores valores de amplitude do sinal elétrico (RMS) para o músculo VMO a 90° de flexão da articulação do joelho, pré-treinamento;
- O grupo GC II quando comparado ao grupo GD II, a 90° de flexão da articulação do joelho para o músculo VLO, apresentou maiores valores de amplitude do sinal elétrico (RMS), pré-treinamento;
- Os grupos GC e GD apresentaram diferença significativa, quando comparado o valor de amplitude do sinal elétrico (RMS), dos músculos VMO em relação ao VLO, a 60° e 90° de flexão da articulação do joelho, pré-treinamento.

Em relação a amplitude do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pós-treinamento:

- Os valores da atividade elétrica em RMS dos músculos VMO e VLO, a 60° e 90° de flexão da articulação do joelho, em todos os grupos analisados, não apresentaram diferença significativa, pós-treinamento proposto;
- Os grupos GC e GD apresentaram diferença significativa, quando comparado o valor de amplitude do sinal elétrico (RMS), dos músculos VMO em relação ao VLO, a 60° de flexão da articulação do joelho para o grupo GC e a 60º e 90º para o grupo GD.

Em relação a freqüência média do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré-treinamento:

- O grupo GD I obteve um valor de freqüência média maior em relação ao grupo GD II, a 90° de flexão da articulação do joelho, para o músculo VLO, pré-treinamento.
- Os demais grupos não apresentaram diferença significativa, nos diferentes posicionamentos da articulação do joelho, tanto para o músculo VMO quanto para o VLO, pré e pós-treinamento proposto.

Em relação a freqüência média do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pós-treinamento:

- Apenas o grupo GD I apresentou uma diminuição significativa na freqüência média do sinal elétrico do músculo VMO, a 45° e 90° de flexão da articulação do joelho, pós-treinamento proposto;

Em relação a freqüência mediana do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pré-treinamento:

- O grupo GC II obteve um maior valor de freqüência mediana, para os músculos VMO e VLO, a 90° de flexão da articulação do joelho, quando comparado ao grupo GD II, pré-treinamento. Os demais grupos avaliados não apresentaram diferença estatisticamente significativa.

Em relação a freqüência mediana do sinal elétrico dos músculos VMO e VLO pós-treinamento:

- O grupo GC II apresentou uma diminuição na freqüência mediana do sinal elétrico do músculo VLO, a 60° de flexão da articulação do joelho, pós-treinamento;
- O grupo GD I apresentou uma diminuição na freqüência mediana do sinal elétrico nos músculos VMO e VLO, a 90° e 45° de flexão da articulação do joelho, pós-treinamento. Os demais grupos analisados não apresentaram diferença significativa.

Em relação a intensidade da corrente utilizada durante o treinamento:

- O grupo GD II alcançou o maior valor de intensidade na última sessão de treinamento, enquanto que o grupo GD I obteve a maior média de intensidade durante o treinamento quando comparado aos demais grupos.

Em relação ao índice de dor e fadiga subjetiva logo após a estimulação das voluntárias:

- O grupo GC II apresentou os maiores valores de índice de dor após cada sessão de treinamento, assim como, a maior variabilidade na escala visual analógica, já o grupo GD I não referiu a presença de dor logo após o término da sessão;

- O grupo GD II apresentou os maiores índices de fadiga subjetiva após o treinamento, assim como, a maior variabilidade na escala visual analógica. O grupo GC I foi o que apresentou os menores índices de fadiga subjetiva e variabilidade na escala utilizada.

10 – CONCLUSÃO

A terapia por meio da EENM isolada e a sua associação a contração isométrica voluntária mostrou-se viável e satisfatória. Uma vez que, os resultados encontrados apontaram um aumento do torque isométrico do grupo extensor da articulação do joelho e hipertrofia muscular na região do músculo VM e grupo adutor. Esses achados são extremamente favoráveis para a reabilitação física de pacientes portadores da DFP. Entretanto, não foram observados resultados significativos que atestassem à eficácia da EENM no recrutamento das unidades motoras.

11 – PERSPECTIVAS FUTURAS

As desordens femoropatelares são provavelmente as causas mais comuns de patologias na articulação do joelho diagnosticadas em clínicas de ortopedia e medicina desportiva (ESCAMILLA et al, 1998). Um dos maiores desafios na medicina de reabilitação é o tratamento de pacientes portadores da DFP, por esse motivo, existem muitos estudos com o intuito de elucidar a patogênese e o tratamento dessas patologias que afetam a articulação do joelho (WILK & REINOLD, 2001).

O presente estudo teve como objetivo avaliar a efetividade de uma proposta de treinamento com a utilização da EENM, associada ou não a contração voluntária em indivíduos normais e portadores da DFP.

Não foi encontrado na literatura consultada, o mesmo protocolo experimental utilizado nesse estudo, podemos considerá-lo pioneiro no que se diz respeito a avaliação da força e área de secção transversa do músculo quadríceps e eletromiografia dos músculos VMO e VLO, pré e pós-treinamento com o uso da EENM, associada ou não a contração voluntária, em indivíduos normais e portadores da DFP. Este fator dificultou a comparação dos resultados obtidos com estudos prévios, revelando algumas limitações na discussão do protocolo.

Nosso grupo de estudo sugere a realização de análises eletromiográficas durante a execução de uma determinada tarefa funcional, como subir e descer degraus ou durante a execução do exercício de agachamento. Acreditamos que possa haver diferenças nas respostas alcançadas nesse tipo de avaliação, principalmente pela dificuldade encontrada na normalização dos dados eletromiográficos, em tarefas isométricas, após a realização de tratamentos.

A comparação de diferentes protocolos de EENM em pacientes portadores da DFP também seria de grande valia para os profissionais que atuam nessa área, assim como, a comparação da EENM isolada com outros métodos de reabilitação física como o *biofeedback*.

Neste aspecto, mais estudos são necessários, com uma amostra suficiente, para a comprovação da eficiência da EENM no comportamento motor de pacientes com DFP. Também é de suma importância analisar criteriosamente os efeitos decorrentes da EENM na proporção dos

tipos de fibras musculares. Contudo, o presente estudo conduz a especulações futuras a cerca dessa patologia que afeta uma grande parcela da população.

12 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAMS, G.R.; HATHER, B.M.; BALDWIN, K.M.; DUDLEY, G.A. Skeletal muscle myosin heavy chain composition and resistance training. **J Appl Physiol**. v.74, n.2, p.911-915, 1993.

ALBERTINI, R.; MOLCK, L.M.; NEGRÃO FILHO, R.F. Análise eletromiográfica dos músculos vasto medial e vasto lateral após eletroestimulação do músculo vasto medial – estudo preliminar. **Rev Bras Fisioterapia,** v.5 n.1, p. 25-33, 2001.

ALBERTINI, R.; MOLCK, L.M.; NEGRÃO FILHO, R. F. Análise eletromiográfica dos músculos vasto medial e vasto lateral após eletroestimulação do músculo vasto medial – estudo preliminar. **Rev Bras Fisioterapia**, v. 5, n. 1, p. 25-33, 2001.

AMIS, A.A. Current Concepts on Anatomy and Biomechanics of Patellar Stability. **Sports Med Arthrosc Rev**, v. 15, n.2, p. 48-56, 2007.

ARENDT, E.A. Musculoskeletal Injuries of the Knee are Females at Greater Risk? **Clinical & Health Affairs**. June, v. 90, p. 10-15, 2007.

ARTHUR, C.; GUYTON, M. D. **Fisiologia Humana**. Rio de Janeiro: Guanabara, 1996.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 14714**: informação e documentação: trabalhos acadêmicos: apresentação. Rio de Janeiro, 2005.

AVRAHAM, F.; AVIV, S.; YA´AKOBI, P.; FRAN, H.; FISK, Y.; NEEMAN, G.; CARMELI, E. The efficacy of treatmente of different intervention programs for patellofemoral syndrome – A single blinded randomized clinical trial, pilot study. **The Scientific World Journaul**, v. 7, p. 1256-1262, 2007.

BAKER, V.; BENNEL, K.; STILMAN, B.; COWAN, S.; CROSSLEY, K. Abnormal kneee joint position sense in individuals with patellofemoral pain syndrome. **J. Orthop Res**, v.20, p. 208-214, 2002.

BAKER, L.L.; YEH, C.; WILSON, D.; WATERS, R.L. Electrical stimulation of wrist and fingers for hemiplegic patients. **Phys. Ther**., v.59, p.1495-1499, 1979.

BASMAJIAN, J.V. & DeLUCA C.J. **Muscle alive: their function revealed by electromyography**. 5th edn. Williams & Wilkins, Baltimore, 1985.

BEHM, D.G. Neuromuscular implications and applications of resistance training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.9, p.1-73, 1995.

BEVILAQUA-GROSSI, D.; FELICIO, L.R.; SIMÕES, R.; COQUEIRO, K.R.; MONTEIRO-PEDRO, V. Avaliação eletromiográfica dos músculos estabilizadores da patela durante exercício isométrico de agachamento em indivíduos com síndrome da dor femoropatelar. **Rev Bras de Medicina do Esporte**, v. 11, n. 3, p.159-163, 2005.

BEVILAQUA-GROSSI, D.; MONTEIRO-PEDRO, V.; BÉRZIN, F. Análise funcional dos estabilizadores patelares. **Acta Ortop. Bras**. v. 12, p.99-104, 2004.

BICKEL, C.S.; SLADE, J.M.; WARREN, G.L.; DUDLEY, G.A. Fatigability and variable-frequency train stimulation of human skeletal muscles. **Phys Ther**, v. 83, p. 366-373, 2003.

BIGARD, A.; LIENHARD, F.; MERINO, D.; SERRURIER, B.; GUEZZENNEC, C.Y. Efects of surface electrostimulation on the structure and metabolic proprieties in monkey skeletal muscle. **Med Sci Sports Exerc.** v25, n.3, p.355-362, 1993.

BIGLAND-RITCHIE, B.; LIPPOLD, O.C.J. The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. **Journal of Physiology**, v.123, p.214-24, 1954.

BIZZINI, M.; CHILDS, J. D.; PIVA, S. R.; DELITTO, A. Systematic review of the quality of randomized controlled trials for patellofemoral syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 1, n.33, p. 4-20, 2001.

BOLING, M.C.; BOLGLA, L.A.; MATTACOLA, C.G.; UHL, T.L.; HOSEY, R.G. Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 87, p. 1428-1435, 2006.

BOSE, K., KANAGASUNTHERAM, R., OSMAN, M.B.I.I. Vastus medialis oblique: an anatomic and physiologic study. **Orthopedics**. v.3, p.880-883, 1980.

BOUCHER, J.P.; KING, M.A.; LEFEBVRE, R.; PEPIN, A. Quadriceps femoris muscle activity in patellofemoral pain syndrome. **American Journal of Sports Medicine**, v. 20, n.5, p. 527-532, 1992.

BOWMAN, B.R., BAKER, L.L., WATERS, R.L. Positional feedback and eletrical stimulation: na automated treatment for the hemiplegic wrist. **Arch. Phys. Med. Rehabil**., v.60, p.497-502, 1979.

BRASILEIRO, J.S. Parâmetros manipuláveis clinicamente na estimulação elétrica neuromuscular. **Fisioterapia Brasil**, v. 3, n.1, p. 20- 25, 2002.

BRASILEIRO, J.S.; SALVINI, T.F. Limites da estimulação elétrica neuromuscular no fortalecimento de músculos esqueléticos saudáveis e com déficit de força. **Fisioterapia Brasil**, v. 5, p. 224-230, 2004.

BRODY, L.R.; POLLOCK, M.T.; ROY, S.H.; DE LUCA, C.J.; CELLI, B. pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal. **J Appl Physiol**, v. 7, p.1878-1885, 1991.

BROWNSTEIN, B.A., LAMB, R.L., MANGINE, R.E. Quadríceps torque and integrated electromyography. Journal **of Orthopedic and Sports Physical Therapy**. v.6, p.309-314, 1985.

CABRAL, C.M.N. & MONTEIRO-PEDRO, V. **Efeito dos exercícios em cadeia cinética fechada realizados no step na atividade elétrica dos componentes medial e lateral do músculo quadríceps femoral**. Dissertação. São Carlos: Universidade Federal de São Carlos, 2001.

CABRIC, M.; APPELL, H. J.; RESIC, A. Fine structural changes in electrostimulatated human skeletal muscle. **Eur J Appl Physiol**, n. 57, p. 1-5, 1988.

CABRIC M; APPELL HJ. Effect of electrical stimulation of high and low frequency on maximum isometric force and some morphological characteristics in men. **Int J Sports Med.** 1987a; 8(4): 256-60.

CALLAGHAN M.J. & JAQUELINE, A. O. Eletric muscle stimulation of the quadriceps in the treatment of patellofemoral pain. **Arch Phys Med Rehabil**., v. 85, p. 956-962, 2004.

CERNY, K. Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activy ratiofor selected exercises in persons with and without patellofemoral patellofemoral pain syndrome. **Physical Therapy**.v. 75, p. 672-683, 1995.

CHRISTOFORAKIS, J.; BULL, A.M.; STRACHAN, R.K.; SHYMKIW, R.; SENAVONGSE, W.; AMIS, A.A. Effects of lateral retinacular release o the lateral stability of the patella. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, v. 14, p. 273-277, 2006.

CLAMANN, H.P., GILLIES, J.D., SKINNER, B., HENNEMAN, E. Quantitative measures of output of a motoneuron pool during monosynaptic reflexes. **J. Neurophysiol**. v.37, n.6, p.1328-1337, 1974.

CONLAN, T.; GARTH, W.P.Jr.; LEMONS, J.E. Evaluation of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. **J Bone Joint Surg Am**,v. 75, p. 682-693, 1993.

COQUEIRO, K.R; BEVIAQUA-GROSSI, D.; BERZIN, F.; SOARES, A.B.; CANDOLO, C.; MONTEIRO-PEDRO, V. Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 6, n.15. p. 596-603, 2005.

CÔRREA, J.C.F., FILHO, R.F.N., FILHO, A.J.D., QUIALHEIRO, J.J.A. Tratamento da Instabilidade Fêmoro-Patelar por meio da Estimulação Elétrica Neuromuscular Associada a Cinesioterapia. **Rev. Bras. Fisioterapia**, v.1, no. 1, p. 37-43, 1996.

COWAN, S.M.; BENNELL, K.L.; HODGES, P.W.; CROSSLEY, K.M.; McCONNELL, J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. **Arch Phy Med Rehab**, v. 82, p. 183-189, 2001.

COWAN, S.M.; HODGES, P.W.; BENNELL, K.L.; CROSSLEY, K.M. Anticipatory activity of vastus medialis obliquus delayed when subjects with patelofemoral pain syndrome (PFPS) complete a postural task. **Arch. Phy. Med. Rehabil**., v.82, p. 183-189, 2001.

COWAN, S.M.; HODGES, P.W.; BENNELL, K.L.; CROSSLEY, K.M. Altered vastii recruitment when people with patellofemoral pain syndrome complete a postural task. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 83, p. 989-995, 2002.

COWAN, S.M.; BENNEL, K.M.; CROSSLEY, K.M.; HODGES, P.W.; MCCONNEL, J. Physical therapy alters recruitment of the vasti in patellofemoral pain syndrome. **Med Sci Spots Exerc**, v. 34, n. 12, p. 1879-1885, 2002.

CROSSLEY, K.M.; COWAN, S.M.; BENNEL, K.L.; McCONNELL, J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 22, p. 267-274, 2004.

CROSSLEY, K.M.; COWAN, S.M.; MCCONNELL, J.; BENNEL, K.L. Physical therapy improves knee flexion during stair ambulaton in patellofemoral pain. **Medicine & Science in Sports & Exercise,** v 37, n 2, 2005.

CURRIER, D.P. & MANN, R. Muscular strength development by electrical stimulation in healthy individuals. **Phys Ther**, v. 63, n. 6, p. 915-921, 1983.

CURRIER, D.P.; RAY, J.M.; NYLAND, J et al. Effects os electrical and electromagnectic stimulation after anterior cruciate ligament reconstruction. **J. Orthop Sports Phy Ther**, v. 17, p. 177-184, 1993.

De LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**. v. 13, p.135-63, 1997.

DELITTO, A.; ROSE, S.J.; MCKOWEN, J.M.; et. al. Electrical stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. **Physical Therapy**, v. 68, p. 660-663, 1988.

DELITTO, A.; BROWN, M.; STRUBE, M.J. et al. Electrical stimulation of quadriceps femoris in an elite weight lifter: a single subject experiment. **Int J Sports Med**, v. 10, p. 187-191, 1989.

DELITTO, A. & SNYDER-MACKLER, L. Two Theories of Muscle Strength augmentation using percutaneous electrical stimulation. **Physical Therapy**. v. 70, n.3, p.158 - 164, 1990.

DELITTO, A.; SNYDER-MACKLER L.; ROBINSON, A. J. Estimulação elétrica do músculo: técnicas e aplicações. In: Robinson A. J., Snyder-Mackler. **Eletrofisiologia clínica**, 2.a edição.Porto Alegre: Artmed, 2001.

DELITTO, A. Introduction to " Russia electrical stimulation": putting this perspective into perspective. **Physical Therapy**, Editorial Board Member, v.82, p.1017-1018, 2002.

DESCHENES, M.R.; KRAEMER, W.J. Performance and physiologic adaptations to resistance training. **Am. J. Phys. Med. Rehabil**., 81(Suppl), S3-S16, 2002.

DEVEREAUX, M.D. & LACHMANN, S.M. Patellofemoral arthralgia in athletes attending a Sports Injury Clinic. **Br J Sports Med**. v. 18, p. 18-21, 1984.

DEVRIES, H.A. Method for evaluation of muscle fatigue and endurance from electromyographic fatigue curves. **American Journal of Physical Medicine**, v. 47, n. 3, p.125-35, 1968.

DOUCETTE, S.A. & CHILD, D.D. The effect of open and closed chain exercise and knee joint position on lateral patellar compression syndrome. **J. Orthop. Sports Physical Therapy**. v.23, n.2, p.104-110, 1996.

DOUCETTE, S.A. & GOBLE, M. The effect of exercise on patellar tracking im lateral patellar compression syndrome. **Am J Sports Med**, n. 20, p. 434-440, 1992.

DYE, S.F.;VAUPEL, G.L. The pathophysiology of patelofemoral pain. **Sports Med Arthroc**. **Rev**. v. 2, 202-203, 1994.

EDGERTON, V.R.; SMITH, J.L.; SIMPSON, D.R. Muscle fibre type populations of human leg muscles. **The Histochemical Jornau**l, v. 7, n.3, p. 256-266, 1975.

ELIAS, D.A. & WHITE, LM. Imaging of patellofemoral disorders. **Clin Radiol**. v. 59, p. 543-557, 2004.

ENGLE, R. **Dynamic stabilizers of the knee, part II: facilitation approaches and concepts of anterior knee instabilities**. Presented at the Shoulder and Knee Injury Seminar of the Cincinnati Sports Medicine Institute, June 12-14, 1987, Cincinnati, Ohio.

ENOKA, R.M. Muscle strength and its development: New perspectives. **Sports Medicine**, v. 6, p.146-168, 1988.

ENOKA, R. M. & STUART, D. G. Neurobiology of muscle fatigue. **J Appl Physiol**, v.72, p. 1631-1648, 1992.

ERIKSSON, E.; HAGGMARK, T.; KIESSLING, K.H.; KARLSSON, J. Effect of eletrical stimulation on human skeletal muscle. **Int. J. Sports Med**., v. 2, p.18-22, 1981.

ESCAMILLA, R.F.; HOISING, G.S.; ZHONG, N.; BARRONTINO, S.W.; WILK, K.E.; ANDROWS, J.A. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. **Med Sci Sports Exerc**, v. 30, p. 556-569, 1998.

EVANGELISTA, A.R.; GRAVINA, G.A.; BORGES, F.S.; VILARDI Jr, N.P. Adaptação da característica fisiológica da fibra muscular por meio de eletroestimulação. **Fisioterapia Brasil**, v. 4, n. 5, p. 326-334, 2003.

FELLER, J. A.; AMIS, A.A.; ANDRISH, J.T.; ARENDT, E.A.; EURASMMUS, P.T.; POWERS, C.M. Surgical Biomechanics of the Patellofemoral Joint. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 23, n. 5, p. 542-553, 2007.

FITTS, R.H. Cellular mechanisms of muscle fatigue. **Physiol Rev**, v. 74, p. 49-74, 1994.

FOX, TA. Dysplasia of the quadriceps mechanism: hypoplasia of the vastus muscle as related to the hypermobile patella syndrome. **Surgical Clinics of Noth America**, v. 55, n. 1, p. 199-226, 1975.

FULKERSON, J.P. & GOSSLING, H.R. Anatomy of the knee joint lateral retinaculum. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.154, p. 183-188, 1980.

FULKERSON, J.P. & HUNGERFORD, D.S. Disorders of the patellofemoral joint. Baltimore, MD: Williams & Wilkins, 1990 – apud Wilson T. 2007
GABRIEL, D.A.; BASFORD, J.R.; AN, K.N. Neural adaptations to fatigue: implications for muscle strength and training. **Med. Sci. Sports. Exerc**., v.33, n.8, p. 1354 – 1360, 2001.

GERBER, C.; HOPPELER, H.; CLAASSEN, H. The lower-extremity musculature in chronic symptomatic instability of the anterior cruciate ligament. **Journal of Bone and Joint Surgery** - Series A, v. 67, n. 7, p. 1034-1043, 1985.

GOLLNICK, P.D.; PARSONS, D.; RIEDY, M.; MOORE, R.L. Fiber number and size in overloaded chicken anterior latissimus dorsi muscle. **Journal of Applied Physiology**, v. 54, p.1292-1297, 1983.

GONEYA, W.J. Role of exercise in inducng increases in skeletal muscle fiber number. **Journal of Applied Physiology**, v. 48, p.421-426, 1980.

GONEYA, W.J.; SALE, D.G.; GONEYA, F.B.; MIKESKY, A. Exercise induced increases in muscle fiber number. **European Journal of Applied Physiology**, v.55, p.137-141, 1986.

GOODFELLOW, J.; HUNGERFORD, D.S.; ZINDEL, M. Patello-femoral joint mechanics and pathology. 1. Functional anatomy of the patello-femoral joint. **J. Bone Joint Surg Br**, v. 58, n.3, p. 287-90, 1976.

GOODMAN, M.N. Amino acid and protein metabolism. In E.S. Horton, R.L. Terjung (Eds), **Exercise, nutricion, and energy metabolism**. New York: Macmillan, p.89-99, 1988.

GORMAN, P.H.; MORTIMER, J.T. The effect of stimulus parameters on the recruitment characteristics of direct nerve stimulation. I.E.E.E. **Transaction on Biomedical Engineering**, vol. B.M.E. v.30(7), p.407-417, 1983.

GRANA, W.A. & KRIEGSHAUSER, L.A. Scientific basis of extensor mechanism disorders. **Clin Sports Med**. v.4, p. 247-257, 1985.

GREGORY, C.M. & BICKEL, C.S. Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. **Physical Therapy,** v. 85, n. 4, p. 358-364, 2005.

GRELSAMER, R.P. Patellar nomenclature: the Tower e Babek revisited. **Clin Orthop Relat Res**. p. 60-65, 2005.

GUIRRO, A.R. **Análise da atividade elétrica e da força dos músculos flexores da mão após estimulação neuromuscular**. Piracicaba; 2000. Tese de Doutorado - Universidade de Campinas.

GUIRRO, R; NUNES, C. V.; DAVINI, R. Comparação dos efeitos de dois protocolos de estimulação elétrica neuromuscular sobre a força muscular isométrica do quadríceps. **Rev Fisioterapia Univ São Paulo** , v. 7, n.1/2, p. 10-15, 2000.

HAKKINEN, K.; GOROSTIAGA, E.; MIKKOLA, J.; et al. Neuromuscular adaptations during concurrent during strength and endurance training versus strength training. **Eur. J. Appl. Physiol**., v.89, p.42 – 52, 2003.

HANTEN W.P. & SCHULTHIES, S.S. Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. **Physical Therapy**. v. 70, p. 561-565, 1990.

HAUTAMAA, P.V.; FITHIAN, D.C.; KAUFMAN, K.R.; DANIEL, D.M.; POHLMEYER, A.M. Medial soft tissue restraints in lateral patellar instability and repair. **Clin Orthop Relat Res**, p.174-182, 1998.

HEINO BRECHTER, J. & POWERS, C.M. Patellofemroal stress during walking in persons with and without patellofemoral pain. **Med Sci Sports Phys Ther**. v. 33, p. 1582-1593, 2002.

HENNEMAN, E. & MENDELL, L.M. **Functional organization of motoneuron pool and its inputs**. In: Handbook of Physiology. The Nervous System. Motor Control. Bethesda. American Physiological Society, p. 423-507, 1981.

HEWETT, T.E.; LINDENFELD, T.N.; RICCOBENE, J.V.; NOYES, F.R. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. **Am J Sport Med**, v. 27, n. 6, p. 699-706, 1999.

HILYARD, A. Recent developments in the management of patellofemoral pain: the McConnell Programme. **Physiotherapy**, v.76, n.9, p.559-565, 1990.

HOOGLAND, R. Strengthening and stretching of muscles using electrical current. Delft, Holanda: **Enraf Nonius**, 1988.

HORTOBÁGYI, T.; LAMBERT, N. J.; TRACY, SHINEBARGER, M. Voluntary and electromyostimulation forces in trained and untrained men. **Med Sci Sports Exerc**, v. 24, p. 702-707, 1992.

HOWARD, H. et al. Influence of endurance training on the ultra structural composition of the different muscle fiber types in humans. Pflugers Arch, v. 403, p. 369-376, 1985.

HULTMAN, E.; SJOHOLM, H.; JADERHOLM-EK, I.; KRYNICKI, J. Evaluation of methods for electrical stimulation of human skeletal muscle in situ. **Pflügers Arch**., v.398, p.139-141, 1983.

HUSTON, L.J.; GREENFIELD, M.L.; WOJTYS, E.M. Anterior cruciate ligament injuries in the female athlete. Potential risk factors. **Clin Orthop Rel Res**. v. 372, p. 50-63, 2000.

JOHNSON, M.A.; POLGAR, J.; WEIGHTMAN, D.; APPLETON, D. Data on the distribution fibre types in thirthy-six human muscles. An autopsy study. Journal of the Neurological sciences, Amsterdam, v. 18, n.1, p. 11-129, 1973.

JOHNSTON, L.B. & GROSS, M.T. Effects of foot orthoses on quality of life for individuals with patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther**, n. 34, p. 440-448, 2004.

KANNUS, P.; NATRI A.; NIITTYMAKI, S.; JARVINEN, M. Effect of intraarticular glycosamingycan polysulfate treatment of patelofemoral pain syndrome. **Arthritis Rheum**., v.35, p.1053-1061, 1992.

KANNUS, P. & NIITTYMAKI, S. which factors predict outcome in the nonoperative treatment of patelofemoral pain syndrome? A prospective follow-up study. **Med Sci Sport Exerc**., v.26, p. 289 – 296, 1993.

KARBA, R.; STEFANOVSKA, A.; DORDEVIC, S. Human skeletal muscle: phasic type of electrical stimulation increases its contractile speed. **Ann Biomed Eng, v.** 18, n.5, p. 479-90, 1990.

KARLSSON, J. Lactate, ATP and CP in working muscles during exhaustive in man. **J Appli Physiol**, v. 29, n.5, p. 598-602, 1970.

KARST, G.M. & WILLETT, G.M. Onset timing of electromyographic activity in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. **Phys. Ther**., v. 75, p.813-823, 1995.

KNAFLITZ, M.; MERLITTI, R.; DeLUCA, C.J. Inference of motor unit recruitment order in voluntary and electrically elicited contractions. **J. Appl. Physiol**. v.68, p.1657-1667, 1990.

KOH, T.J.; GRABINER, M.D.; De SWART, R.J. In vivo tracking of the human patella. **J. Biomech**, v.25: 637- 43, 1992.

KOTS, Y.M. Electrostimulation (Canadian-Soviet exchange symposium on electrostimulation of skeletal muscles, Concordia University, Montreal, Quebec, Canada, December 6-15, 1977). Quoted in: Kramer J., Mendryk S.W. Electrical stimulation as a strength improvement technique. **J Orthop Sports Physical Therapy**, v.4, p. 91-98, 1982.

KOTS, Y.M.; XVILON, V.A. Trenirovka mishechnoj sili metodom elektro-stimuliatsii: soobschenie 2, trenirovka metodom elektricheskogo razdrazenii mishechi. **Teor. Pract. Fis. Cult**., v.4, p.66-72, 1971.

LABELLA, C. Patellofemoral pain syndrome: evaluation and treatment. **Prim Care Clin Office Pract**, v. 31, p. 977-1003, 2004.

LAPRADE, J.; CULHAM, E.; BROUWER, B. Comparison of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without patellofemoral pain syndrome. **J. Orthop. Sports Phys Ther**. v.27, n.3, p.197-204, 1998.

LARSSON, L. & TESCH, P.A.. Motor unit fibre density in extremely hypertrophied skeletal muscle in man: Eletrophysiological signs of muscle fiber hyperplasia. **European Journal of Applied Physiology**, v.55, p.130-136, 1986.

LATARJET. M. & LIARD, R.A. **Anatomia Humana**, 2.ª Edição, Panamericana: São Paulo, 1993.

LAUGHMAN, R.K.; YOUDAS, J.M.; GARRET, T.R.; CHAO, E.Y.S. Strength changes in the normal quadriceps femoris muscle as a result of electrical stimulation. **Phys Ther**, n. 4, v. 62, p. 494-499, 1983.

LEE, T.Q.; MORRIS, G.; CSINTALAN, R.P. The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. **J Orthop Sports Phys Ther**, n. 33, p. 686-693, 2003.

LIEB, F.J. & PERRY, J. Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs. **Journal of Bone and Joint Surgery** - Series A 50, n. 8, p. 1535-1548, 1968.

LIEBER, R. L.; KELLY, M. J. Factors influencing quadriceps femoris muscle torque using transcutaneous neuromuscular electrical stimulation. **Phys Ther**, v. 71, n.10, p. 715-723, 1996.

LIVINGSTON, L.A. & MANDIGO, J.L. Bilateral rearfoot asymmetry and anterior knee pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther**, n. 33, p. 48-55, 2003.

LONGO, G. J. Estimulação elétrica para fortalecimento e alongamento muscular. **KLD Biosistemas Eq Eletrônicos**, Amparo SP, 1999.

MARTIN, L.; COMETTI, G.; POUSSON, M.; MORLON, B. Effect of electrical stimulation training on the contractile characteristics of the triceps surae muscle. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 67, n.5, p. 457-61, 1993.

McCALL, G.E.; BYRNES, W. C.; DICKINSON, A.; PATTANY, P.M.; FLECK, S.J. Muscle fiber hypertrophy, hyperplasia, and capillary density in colloege men after resistance training. **J. Appl. Physiological Society**, v.81, p.2004-2012, 1996.

McDOUGALL, J.D.; DAVIES, C.T.M. Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads. **Eur J Appl Physiol**, v. 52, p. 139-155, 1984.

MACKLER, W.D.; KATCH, FI.; KATCH, V. I. **Fisiologia do esforço – Energia, nutrição e desempenho humano**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1992.

MANSKE, R.C. & DAVIES, G. J. A nonsurgery approach examination and treatment of the patellofemoral joint, part 1: examination of the patellofemoral joint. **Critical Review in Physical and Rehabilitation Medicine,** v. 25, n. 2, p. 141-166, 2003.

MARK, S.J. Patello femoral pain syndrome: a review and guidelines for treatment. **American Family Physician,** v.60, n. 7, 1999.

MASCAL, C.L.; LANDAL, R.; POWERS, C.M. Manegement of patellofemoral pain targeting hip, pelvis and trunk muscle function: 2 cases reports. **J Orthop Sports Phy Ther**. v. 33, p. 647-660, 2003.

MASUDA, K.; MASUDA, T.; SADOYAMA, T.; INAKI, M.; KATSUTA, S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. **J. Electromyogr. Kinesiol**., v.9, n.1, p.39-46, 1989.

MATSUNAGA, T.; SHIMADA, Y.; SATO, K. Muscle fatigue intermittent stimulation with low and high frequency electrical pulses. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 80, p. 48-53, 1999.

McARDLE, W.D.; KATCH, F.I.; KATCH, V.L. **Fisiologia do exercício**: energia e nutrição e desempenho humano. Rio de Janeiro: Editora Guanabara,1998.

McCALL, G.E.; BYRNES, W. C.; DICKINSON, A.; PATTANY, P.M.; FLECK, S.J. Muscle fiber hypertrophy, hyperplasia, and capillary density in colloege men after resistance training. **J. Appl. Physiological Society**, v. 81, p. 2004-2012, 1996.

McCLINTON, S.; DONATELL, G.; WEIR, J.; HEIDERSCHEIT, B. Influence of step height on quadriceps onset timing and activation during stair ascent in individuals with patellofemoral pain syndrome. **J of Orthop Sports Phy Ther**, n. 5, v. 37, p. 239-244, 2007.

McDONAGH, M.J.; DAVIES, C.T. Adaptative response of mammalian skeletal muscle to exercise with higth loads. **Eur. J. Appl. Physiological**, v.52 (2), p.139-155, 1984.

MELLOR, R. & HODGES, P. Motor unit synchronization of the vasti muscles in closed and open chain tasks. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 86, p. 716-721, 2005.

MERLETTI, R. & PARKER, P. **Eletromyography. Physiology, engineering, and noninvasive applications**. IEEE Press: Publication Wiley Interscience, 2004.

MESSIER, S.P.; DAVIS, S.E.; CURL, W.W.; LOWERY, R.B.; PACK, R.J. Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 23, n. 9, p. 1008-1015, 1991.

MINAMOTO, V.B. & SALVINI, T.F. O músculo como um órgão de secreção hormonal regulado pelo estímulo mecânico. **Rev. Bras. Fisioterapia**, v.5, n.2, p.87-94, 2001.

MIYASHITA, M.; KANEHISA, H., NEMOTO, I. EMG related to anaerobic threshold, **J. Sports Med.,** v.21, n.3, p.209-15, 1981.

MOHR,K.J.; KVITNE,R.S.; PINK,M.M.; FIDELER, B.; PERRY, J. Electromyography of the quadriceps in patellofemoral pain with patellar subluxation. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 415, p. 261-271, 2003.

MOLLER, B.N.; JURIK, A.G.; TIDEMAND-DAL, C.; KREBS, B. et.al. The quadríceps function in patellofemoral disorders: a radiographic and electromyographic study. **Arch. Orthop. Trauma Surg**. v.106, p.195-198, 1986.

MONTEIRO-PEDRO, V.; VITTI, M.; BÉRZIN, F.; BEVILAQUA-GROSSO, D. The effect of free isotonic and maximal isometric contraction exercises of the hip adduction on vastus medialis oblique muscle: an eletromyographic study. **Eletromyographic Clin. Neurophysiol**. v. 39, p. 435-444, 1999.

MOORE, K.L. & DALLEY, A.F. **Anatomia orientada para a clínica**. Quarta edição, Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 2001.

MORRISH, G.M. & WOLEDGE, R.C. A comparison of the activation of muscles moving the patella in normal subjects and in patients with chronic patelofemoral proplems. Scand. **J. Rehabil. Med**., v 29 p.43-48, 1997.

MOURSELAS, N. & GRANAT, M.H. Evaluation of patterned stimulation for use in surface functional electrical stimulation systems. **Med Eng Phys**, v.20, p. 319-324, 1998.

MURTHY, G.; HARGENS, A. R.; LEHMAN, S.; REMPEL, D. M. Ischemia causes muscle fatigue. **J Orthop Res**, v. 19, p. 436-440, 2001.

NARICI, M.V.; HOPPELER, H.; KAISER, B.; CERRETILLI, P. Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strenght training. **Acta Physiol Scand**, v. 157, p. 175-186, 1996.

NATRI, A.; KANNUS, P.; JÄRVINEN, M. Which factors predict the long-term outcome in chronic patellofemoral pain syndrome (chondromalacia patellae)? **Med. Sci. Sports Exerc**., v.30, n.11, p.1572-1577, 1998.

NEPTURE, R.R. & KAUTZ, S.A. Knee joint loading in forward versus backward pedaling: implications for rehabilition strategies. **Clin Biomech**, v. 15, p.528-535, 2000.

NG, G.Y.F., ZHANG, A.Q.; LI, C.K. Biofeedback exercise improved the EMG activity ratio of the medial and lateral vasti muscles in subjects with patellofemoral pain syndrome. **Journal of Electromyography and Kinesilogy**, 2006.

NUNES, C.V. **Efeito do exercício isométrico de extensão do joelho associado a adução do quadril e a rotação da tíbia no *Leg Press* na atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo, vasto lateral longo e vasto lateral oblíquo**. São Carlos, 2002. 81p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos.

NUNES, C. V.; GUIRRO, R. & DAVINI, R. Efeito da estimulação elétrica neuromuscular na atividade eletromiográfica e na força dos músculos extensores da perna. **Disponível em: http://www.geocities.com/doug_unesp/efeito.htm**. Acesso em 30 de maio de 2008.

NUNES, C.V & MONTEIRO-PEDRO,V. Efeito do exercício isométrico de extensão do joelho associado à adução do quadril na atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral oblíquo em indivíduos com disfunção fêmoro-patelar. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.7, n.2, p. 145-150, 2003.

OBER, F. E. Recurrent dislocation of the patella. **Am J Surg**, v. 43, p. 497, 1939.

OLIVEIRA, A.S.C.; GONÇALVES, M.; CARDOZO, A.C.; BARBOSA, F.S.S. Electromyographic fatigue threshold of the biceps brachii muscle during dynamic contraction. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol**., v.45, p.167-75, 2005.

OLIVEIRA, F.; MAKI, T.; CALONEGO, C. A.; NASCIMENTO, N. H.; REBELATTO, J. R. Estimulação elétrica neuromuscular e exercícios com movimentos na diagonal para ganho de força em bíceps e tríceps braquial. **Rev Bras Fisioterapia**, v. 6, n. 3, p. 156-165, 2002.

PATEL, V.V.; HALL, K.; RIES, M.; LINDSEY, C.; OZHINSKY, E.; LU, Y.; MAJUMDAR, S. Magnetic Resonance Imaging of Patellofemoral Kinematics with Weight-Bearing. **Journal of Bone and Joint Surgery** - Series A, v. 85, n. 12, p. 2419-2424, 2003.

PEELER, J. & ANDERSON, J.E. Effectiveness of static quadríceps stretching in individuals with patellofemoral joint pain. **Clin Sport Med** , v.17, n. 4, p. 234- 241, 2007.

PETTE, D. & VRBOVÁ, G. Neural control of phenotypic expression in mammalian muscle fibers. **Muscle Nerve**. v. 8, p. 676-689, 1985.

PETTY, D. Plasticity of muscle. Berlin/ New York: **De Gruyter**, 1980.

PIAZZI, A. F.; UGRINOWITSCH, C.; TRICOLI, V. Mecanismos de adaptação ao treinamento com eletroestimulação transcutânea a altas e médias freqüências. **Journal of Exercise and Sport Sciences**, v. 3, n. 2, p. 1-12, 2005.

PICHON, F.; CHATARD, J. C.; MARTIN, A.; COMETTI, G. Electrical stimulation and swimming performance. **Med Sc Sports Exerc**, , v. 27, n. 12, p. 1671-1676, 1995.

PIRES, K.F. Análise dos efeitos de diferentes protocolos de eletroestimulação neuromuscular através da freqüência mediana. **Rev Bras Ci e Mov Brasília**, v. 12, n. 2, p. 25-28, 2004.

PIRES, K. F. & GROSSO, D. B. Correlação entre a fadiga subjetiva o objetiva na eletroestimulação neuromuscular. **Fisioterapia Brasil**. v. 3, n.4, p. 16-22, 2002**.**

PORTMANN, M. & MONPETIT, R. Effets de l'entrainement par electrostimulation isométrique et dynamique sur la force de contraction musculaire. **Science & Sport,** v**.** 6, p.193-203, 1991.

PORTNEY, L. **Electromiografia e testes de velocidade de condução nervosa**. In: O´SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J. Fisioterapia: avaliação e tratamento. São Paulo: Manole, p. 183-223, 1993.

POST, W.R. Clinical assessment of malalignment: does it correlate with the presence of patellofemoral pain? **Sports Med Arthrosc**, v. 4, n. 9, p. 301-305, 2001.

POVILONIS, E. & MIZUNO, M. Energy metabolism of the gastrocnemius and soleus muscles during isometric voluntary and electrically induced contractions in man. **J Physiology**, v. 2, p. 593-602, 1998.

POWERS, C.M.; CHEN, Y.J.; FARROKHI, S.; LEE, T.Q. Role of peripatellar retinaculum in transmission of forces within the extensor mechanism. **J Bone Sur Br**, v. 88, p. 2042-2048, 2006.

POWERS, C.M.; WARD, S.R.; FREDERICSON, M.; GUILLET, M.; SHELLOCK, F.G. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. **J Orthop Sports Phys Ther**. v. 33, p. 677-685, 2003.

POWERS, C.M. The influence of altered lower extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. **J Orthop Sports Phys Ther**. v.33, p. 639-646, 2003.

POWERS, C.M. Patellar Kinematics, Part I: The influence of vastus muscle activity in subjects with and without patellofemoral pain. **Physical Therapy**, v. 80, n. 10, p. 956-954, 2000.

POWERS, C.M. Patellar kinematic, part II: The influence of the depth of the trochlear groove in subjects with and without patellofemoral pain. **Phys Ther**, v. 80, n. 10, p. 965-973, 2000.

POWERS, C.M.; SHELLOCK, F.G.; PFAFF, M. Quantification of patellar tracking using kinematic MRI. **J Magn Reson Imaging**, n. 8, p. 724-732, 1998.

POWERS, C.M.; LANDEL, R.F.; PERRY, J. Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. **Phys Ther**. v. 56, p. 946-955, 1996.

POWERS, C.M.; MAFFUCCI, R.; HAMPTON, S. Rearfoot porture in subjects with patellofemoral pain. **J. Orthop. Sports Phys. Ther**. v. 22, p. 155-160, 1995.

PULZATTO, F.; GRAMANI-SAY, K.; SIQUEIRA, A.C.B.; SANTOS, M.; BEVILAQUA-GROSSI, D.; OLIVEIRA, A.S.; MONTEIRO-PEDRO, V. A influência da altura do step no exercício de subida posterior: estudo eletromiográfico em indivíduos sadios e portadores da síndrome da dor femoropatelar. **Acta Ortop Bras**, v. 13, n.4, p. 168-170, 2005.

RADIN, E. **Does chondromalacia patella exist?** PicketJ, Radin E, editores. Chondromalacia of the patella. Baltimore, William & Wilkins, 68-82, 1983.

REID, D.C. Sports injury assessment and rehabilitation. **New York: Churchill Livingstone**, p. 345-398, 1992.

REIDER, B.; MARSHALL, J.L.; RING, B. Patellar tracking. **Clin Orthop**, v.157, p. 143-148, 1981.

REYNOLDS, L.; LEVIN, T.A.; MEDEIROS, J.M.; et. al. EMG activity of the vastus medialis oblique and the vastus lateralis in their role in patellar alignment. **Am. J. Physical Therapy Med**., v.62, p.61-70, 1983.

RIBEIRO, D.C.; LOSS, J.F.; CANEIRO, J.P.T.; LIMA, C.S.; MARTINEZ, F.G. Análise eletromiográfica do quadríceps durante a extensão do joelho em diferentes velocidades. **Acta Ortop. Bras**. v. 13, n. 4, p. 189-193, 2005.

RISBERG, M.A.; HOLM, I.; MYKLETBUST, G.; ENGEBRESTSEN, L. Neuromuscular training versus strength training during first 6 months after anterior cruciate ligmant reconstruction: a randomized clinical trial. **Phys Ther,** v. 87, p. 1-14, 2007.

ROBINSON, A. J.; SNYDER-MACKLER, L. **Eletrofisiologia clínica – Eletroterapia e teste eletrofisiológico**. Porto Alegre: Artmed, p. 105-108; 115- 126; 137-147, 2001.

RUFFIN, M.T. & KININGHAM, R.B. Anterior knee pain: the challenge of patellofemoral syndrome. **Am. Fam. Physician**. v. 47, n. 1, p.185-194, 1993.

RUTHERFORD, O. & JONES, D. The role of learning and coordination in strength training. **Eur J Appl Physiol**, v. 55, p. 100-105, 1986.

SACCO, I.C.N.; KONNO, G.K.; ROJAS, G.B.; ARNONE, A.C.; PÁSSARO, A.C.; MARQUES, A.P.; CABRAL, C.M.N. Functional and EMG responses to a physical therapy treatment in patellofemoral syndrome patients. **J of Electromyography and Kinesiology**, v. 16, p. 167-174, 2006.

SAKAI, N.; LUO, Z.P.; RAND, J. A.; AN, K.N. The influence of weakness in the vastus medialis oblique muscle on the patellofemoral joint: An in vitro biomechanical study. **Clinical Biomechanics**, v. 15, n.5, p. 335-339, 2000.

SALE, D.G. Neiral adaptation to resistance training. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 20, p. S135-S145, 1988.

SANCHIS-ALFONSO, V.; ROSELLO-SASTRE, E.; MARTINEZ-SANJUAN, V. Pathogenesis of anterior knee pain syndrome and functional patellofemoral instability in the active young. **Am J Knee Surg**. v. 12, p. 29-40, 1999.

SANDOW ,M.J. & GOODFELLOW, J.W. The natural history of anterior knee pain in adolescents. **J Bone Joint Surg**, v. 67, n. 1, p. 36-38, 1985.

SCOTT, O. **Ativação dos nervos motores e sensitivos**. In: Eletroterapia de Clayton. In: Kitchen S.; Bazin, S. São Paulo, Manole, p. 69; 73-74; 113-117, 1998.

SELKOWITS, D.M. High frequency electrical stimulation in muscle strengthening. Am **J Sports Med**., v.17, p.103-111, 1989.

SENAVONGSE, W. & AMIS, A.A. The effects of articular, retinacular or muscular deficiencies on patellofemoral joint stability. **J Bone Sur Br.,** v.87, p. 577-582, 2005.

SHEEHY, P.; BURDTT, R.G.; IRRGANG, J.J.; VANSWEARINGE, E. In electromyographic study of vastus medialis oblique and vastus lateralis activity while ascending and descending steps. **J. Orthop. Sports Physical Therapy**. v. 27, p. 423-429, 1998.

SHIH, Y.F.; BULL, A.M.; AMIS, A.A. The cartilaginous and osseous geometry of the femoral troclear groove. **Knee surg Sports Traumatol Arthroscopy,** v. 12, p. 300-306, 2004.

SINACORE, D.R.; DELITTO, A.; KING, D.S.; ROSE, S.J. Type II fiber activation with electrical stimulation: a preliminary report. **Phys. Ther**., v.70, p.416-422, 1990.

SIVINI, S.C.L. & LUCENA, A.C.T. Desenvolvimento da força muscular através da corrente russa em indivíduos saudáveis. **Fisioterapia Brasil**, p.12-14, 1999.

SLADE, J.M.; BICKEL, C.S.; WARREN, G.L.; DUDLEY, G.A. Variable frequency trains enhance torque independent of stimulation amplitude. **Acta Physiol Scand.,** v. 177, p. 87-92, 2003.

SLOCUM, D.B. & LARSON, R.L. Rotary instability of the knee. **J. Bone Joint Surg Am.** v.50, p.211-225, 1968.

SNYDER-MACKLER, L.; DELITTO, A.; STRALKA, S. W.; BAILEY, S. L. Use of electrical stimulation to enhance recovery of quadriceps feoris muscle force production in patients following anterior cruciate ligament reconstruction. **Phys Ther**, v. 74, n. 10, p. 901-906, 1994.

SODEBERG, G.L.P. & COOK, T.M. Electromyography in Biomechanics. **Phys Ther.,** v. 64, n.12, p.:1813-1820, 1984.

SODERBERG, G.L.P. & COORITI, M. An electromygraphic analysis of quadriceps femoris muscle setting and strainght leg raise. **Phys Ther**. v. 63, p.1434-1438, 1983.

SOMMER, H.M. Patellar chondropathy and apicitis, and muscle imbalances of the lower extremities in competitive sports. **Sports Med**. v.5, p. 386-394, 1988.

SOUZA, D.R. & GROSS, M.T. Comparison of vastus medialis obliquus: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain. **Physical Therapy**. v.71, p. 310-320, 1991.

STARON, R.S.; KARAPONDO, D.L.; KRAEMER, W.J.; FRY, A.C.; GORDON, S.F.; FALKEL, J.F.; HAGERMAN, F.C.; HIKIDA, R.S. Skeletal muscle adaptations during early phase of heavy resistence training in men and women. **Journal of Applied Physiology**, v.76, p.1247-1255, 1994.

STAUBLI, H.U.; DURRENMATT, U.; PORCELLINI, B.; RAUSCHNING, W. Anatomy and surface geometry of the patellofemoral joint in the axial plane. **J Bone Sur Br**, v. 81, p. 452-458, 1999.

STEFANOVSKA, A. & VODOVINIK, L. Change in muscle force following electrical stimulation. Scand J Rehab Med, v. 17, p. 141-146, 1985.

STENSDOTTER, A.N.; HODGES, P.; ÖHBERG, F.; HÄGER-ROSS, C. Quadriceps EMG in open and closed kinetic chain tasks in women with patellofemoral pain. **J of Motor Behavior**,.v. 39, n. 3, p. 194-202, 2007.

STIENE, H.A.; BROSKY, T.; REINKING, M.F.; NYLAND, J.; MASON, M.B. A comparison closed kinetic chain aond isokinetic isolation exercise in patients with patellofemoral dysfuction. **J. Orthop. Sports Phy. Ther**., v.26, p.136-141, 1996.

STULEN, F.B. & DE LUCA C. I. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure os muscle conduction velocity. **IEEE Transactions on Biom. Eng**. v. 26, p.515-523, 1981.

SWENSON, E.J.; HOUGH, D.O.; McKEAG, D.B. Patellofemoral dysfunction. How to treat, when to refer patients with problematic knees. **Postgrad Med**, v. 82, p. 125-129, 1987.

TANG, S.F.T.; CHEN, C.K.;HSU, R.; SHIH-WEI CHOU; WEI-HSEN HONG; LEW, H.L. Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercise in patients with patellofemoral syndrome: an electromyographic study. **Arch. Phy. Med. Rehabil**., v. 82, p. 1441-1445, 2001.

TASKIRAM, E.; DINERDUGA, Z.; YAGZ, A.; ULUDAG, B.; ERTEKIN, C.; LOK, V. Effect of the vastus medialis obliquus on the patellofemoral joint. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc,** n. 6, p 173-180, 1998.

THOMEÉ, R.; RENSTROM, P.; KARLSSON, J.; GRIMBY, G. Patellofemoral pain syndrome in young women. II. Muscle function in patients and healthy controls. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 5, n. 4, p. 245-251, 1995.

THOMÉE, R. Rasch analysis of visual analogue scale measurements before and after treatment of patellofemoral pain syndrome in women. **Scand. J. Rehab. Med**., v. 27,p. 145-151, 1995.

THOMÉE, R.; AUGUSTSSON, J.; KARLSSON, J. Patellofemoral pain syndrome. A review of current issues. **Sports Med**. v.28, n.4, p.245-262, 1999.

TIMSON, B.F.; BOWLIN, B.K.; DUNDENHOEFFER, G.A.; GEORGE, J.B. Fiber number, area, and composition of mouse soleus muscle following enlargement. **Journal of Applied Physiology**, v.58, p.619-624, 1985.

TRACY, B.L.; IVEY, F.M.; METTER, E.J.; FLEG, J.L. ; SIEGEL, E.L.; HURLEY, B.F. A More Efficient Magnetic Resonance Imaging-Based Strategy for Measuring Quadriceps Muscle Volume. **Med. Sci. Sports Exerc**. v.35, p.425-433, 2003.

TRAVINIK, L.; PERNUS, F.; ERZEN, I. Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquus muscles. **J Anat**, v. 187, p. 403-411, 1995.

TRIMBLE, M.H.; ENOKA, R.M. Mechanisms underlying the training effects associated with neuromuscular electrical stimulation. **Phys. Ther**., v.71, p.273-282, 1991.

TURKEY, K.S. Electromyography: some methodological problems and issues. **Phys. Ther.** v.73, n.10, p.698-710,1993.

VAN KAMPEN, A.; HUISKES, R. The three-dimensional tracking pattern of the human patella. **J Orthop Res**, v. 8 , n.3, p. 372-82, 1990.

VAUGHAN, H. S.; GOLDSPINK, G. Fibre number and fibre size in a surgically overloaded muscle. **J Anat**, v. 129, p. 293-303, 1979.

VENGUST, R.; STROJNIK, V.; PAVLOVCIC, V.; ANTOLIC, V.; ZUPANC, O. The effect of electrostimulation and high load exercises in patients with patelofemoral joint dysfunction. A preliminary report. **Eur. J. Physiol**.v.442, p.153-154, 2001.

VILLAR, F.A.S.; MENDONÇA, G.L.F.; SANTOS, H.H.; BRASILEIRO, J.S.; ALENCAR, J.F.; FERREIRA, J.J.A.; LEITE, J.T.F. **Avaliação da capacidade de aferir torque voluntários da cadeira de bonnet adaptada e comparação de torques gerados por dois tipos de estimulação elétrica neuromuscular.** In; congresso Brasileiro de Biomecânica, 7, Anais, p. 465-472, 1997.

VÖLLESTAD, N. K. Measurement of human fatigue. **J Neurosci Methods**, v.74, p. 219-227, 1997.

ZAJAC, F.E.; FADEN, J.S. Relationship among recruitment order, axonal conduction velocity, and muscle-unit properties of type-identified motor units in cat plantaris muscle. **J. Neurophysiol**., v.53, p.1303-1322, 1985.

WERNER, S. An evaluation of knee extensor and knee flexor torques and EMGs in patients with patellofemoral pain syndrome in comparison with matched controls. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 3, n. 2, p. 89-94, 1995.

WILK, K.E. & REINOLD, M.M. Principles of patellofemoral rehabilitation. **Sports Medicine and Arthroscopy Review**, v. 9, p. 325-336, 2001.

WILLIAMS, P.L.; WARWICK, R.; DYSON, M.; BANNISTER, L.H. **GRAY Anatomia**. 37a. edição, v. 1, Guanabaea Koogan, 1995.

WILMORE, J. H. & COSTILL, D. L. **Fisiologia do Esporte e do Exercício**. São Paulo, Manole, 2001.

WISE, H.H.; FIEBERT, I.M.; KATES, J.L. EMG biofeedback as treatment for patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther**. v. 2, n. 6, p. 95-103, 1984.

WITONSKI, D. & GÓRAJ, B. Patellar motion analyzed by kinematic and dynamic axial magnetic resonance imaging in patients with anterior knee pain syndrome. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery,** v. 119, n 1-2, p. 46-49, 1999.

WITONSKI, D. Anterior knee pain syndrome. **International Orthopaedics** v.23, n.6, p. 341-344, 1999.

WITVROUW, E.; LYSENS, R.; BELLEMANS, J.; CAMBIER, D.; VANDERSTRAETEN, G. Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population; a two-year prospective study. **AM J Sports Med**, v. 28, n. 4, p. 480-489, 2000.

WITVROUW, E. Reflex response times of vastus medialis oblique and vastus lateralis in normal subjects and in subjects with patelofemoral pain syndrome. **J Orthop. Sports Phys. Ther**., n. 3, v.24, p.160-165, 1996.

APÊNDICES

APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO FORMAL PARA PARTICIPAÇÃO NO PROJETO DE PESQUISA:

"ALTERAÇÕES DO MÚSCULO QUADRÍCEPS SOB O PONTO DE VISTA ELETROMIOGRÁFICO PÓS-ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR EM INDIVÍDUOS NORMAIS E PORTADORES DA DISFUNÇÃO FEMOROPATELAR."

Responsável pelo projeto: Mestranda Camila Adalgisa Oliveira

Orientadora Prof.ª Dr.ª Evanisi Teresa Palomari

Local do desenvolvimento do projeto: Laboratório de Eletromiografia da Universidade Estadual de Campinas - Instituto de Biologia -Departamento de Anatomia.

Eu, ..., ...anos, RG nº....., residente a rua (Av.).....,voluntariamente concordo em participar do projeto de pesquisa acima mencionado, como será detalhado a seguir, sabendo que para a sua realização as despesas monetárias serão de responsabilidade da presente instituição.

É de meu conhecimento que este projeto será desenvolvido em caráter de pesquisa científica tendo como objetivo verificar a efetividade da estimulação elétrica neuromuscular na perimetria e força muscular da porção oblíqua do músculo vasto medial em pacientes portadores de disfunção femoropatelar.

Tenho pleno conhecimento da justificativa, objetivos, benefícios esperados e dos procedimentos a serem executados, pois recebi por parte dos pesquisadores todas as informações necessárias para a compreensão do estudo (objetivos e possíveis resultados esperados), previamente a assinatura deste documento. Será mantido sigilo quanto à identificação de minha pessoa e zelo à minha privacidade e a qualquer momento tenho total liberdade para não mais participar da investigação se assim desejar. Também tenho conhecimento que este termo de consentimento consta em duas vias, assim sendo, uma via ficará em meu poder.

Estou ciente de que antes do início das intervenções propostas serei submetido a uma detalhada avaliação de minhas condições físicas.

Como se trata de um projeto de pesquisa, os resultados não podem ser previstos, e desta forma não conseguimos determinar de forma prévia as dimensões dos resultados positivos da aplicação das técnicas, porém, é certo que o voluntário não correrá riscos de sofrer nenhum tipo de efeito colateral negativo em função da eletroestimulação neuromuscular, eletromiografia e exame de ressonância magnética.

Aceito que após o período de avaliação serei submetido à realização da análise eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral oblíquo, da força muscular e área de secção transversa do músculo quadríceps (Exame de Ressonância Magnética), para posterior aplicação da eletroestimulação neuromuscular sobre o ventre do músculo vasto medial oblíquo e adutor magno.

Estou ciente de que para a minha participação neste projeto de pesquisa será extremamente necessária a dedicação de certa quantidade de horas e pontualidade com os horários firmados com os pesquisadores de forma prévia. Caso estes pré-requisitos não sejam respeitados de forma assídua, é de direito dos pesquisadores não mais realizar as intervenções propostas pela investigação no presente voluntário.

Ao mesmo tempo, o voluntário deve assumir o compromisso de retornar nos períodos de controle e seguir as recomendações estabelecidas pelos pesquisadores.

Está claro que a qualquer momento se for da vontade do voluntário este pode não mais participar da investigação proposta sem que para isso sofra qualquer tipo de represália por parte das duas instituições participantes e, também, por parte dos pesquisadores envolvidos.

Estou ciente da necessidade e concordo em permitir o registro da evolução do protocolo a que serei submetido por meio de perimetria, avaliação da força por célula de carga, avaliação eletromiográfica, mensuração da área de secção transversa por meio de ressonância magnética e avaliação da dor/fadiga subjetiva. Tais atitudes são justificadas pela necessidade de se buscar de forma plena um maior rigor metodológico para futuras publicações em entidades de caráter científico.

Concordo que os dados obtidos ou quaisquer outras informações permaneçam como propriedade exclusiva do pesquisador. Dou pleno direito da utilização desses dados e informações para uso em pesquisa e divulgação em periódicos científicos.

Por se tratar de uma pesquisa com riscos menores que os mínimos previstos pela Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, não há previsão de pagamento de indenizações aos participantes da pesquisa.

No entanto, os pesquisadores assumirão a responsabilidade de dar assistência integral a eventuais complicações e/ou danos decorrentes de riscos não previstos, assim como, ressarcirão os custos referentes ao transporte dos voluntários.

É importante salientar que qualquer dúvida não esclarecida ou insatisfação o voluntário deverá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa para apresentar recursos ou reclamações em relação ao ensaio. Telefone do CEP: 019-3521-8936.

Mestranda Camila Adalgisa Oliveira – Telefone: 119592 34346 / 11 4033 6899
Orientadora Evanisi Teresa Palomari – Telefone 19 3521 6105

Campinas____ de _____2006

Assinatura do voluntário _____;

Assinatura do pesquisador_____.

APÊNDICE B – TERMO DE COMPROMISSO

TERMO DE COMPROMISSO COM A RESOLUÇÃO 196/96
CONSELHO NACINAL DE SAÚDE

Eu, Camila Adalgisa Oliveira, portador do RG nº 32.631.775-2, residente à Rua Buarque Macedo, apartamento 101, Jardim Brasil, Campinas - SP, mestranda responsável pelo projeto de pesquisa: "ALTERAÇÕES DO MÚSCULO QUADRÍCEPS SOB O PONTO DE VISTA ELETROMIOGRÁFICO PÓS-ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR EM INDIVÍDUOS NORMAIS E PORTADORES DA DISFUNÇÃO FEMOROPATELAR", que será realizado na Universidade Estadual de Campinas, representada pela orientadora do Programa de Pós-Graduação em Biologia Celular e Estrutural, nos comprometemos com a observação e cumprimento das diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa em seres humanos, aprovadas na Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196/96 de 10 de outubro de 1996.

Por ser verdade, firmo o presente

Campinas, ___de _____de 2006.

_____
Mestranda Camila Adalgisa Oliveira

_____

Orientadora Prof.ª Dr.ª Evanisi Teresa Palomari

APÊNDICE C – FICHA DE ANAMNESE

FICHA DE AVALIAÇÃO FISIOTERÁPICA

Voluntário número: _____

Data de avaliação: ___/___/__

Examinador: _____

Nome:_____

Idade: _____anos

Peso: _____kg

Altura: _____m

Membro dominante:_____

Atividade física: ( )sim

( )não

modalidade:_____

freqüência: _____

História de lesão ou trauma na articulação do joelho:

( )sim, qual?_____

( )não

Presença de dor na articulação do joelho ou em alguma parte do corpo?

( ) sim, local:_____

( ) não

AVALIAÇÃO POSTURAL - Observações mais relevantes

- vista anterior:
- vista lateral:
- vista posterior:

MEDIDA DE COMPRIMENTO DOS MEMBROS INFERIORES

	Membro inferior direito	Membro inferior esquerdo
Real (cm)		
Aparente (cm)		

JOELHO:

- TESTES ESPECIAIS:

	Joelho direito	Joelho esquerdo
Ângulo Q	- graus	- graus
Stress valgo	-0° -30°	-0° -30°
Stress varo	-0° -30°	-0° -30°
Gaveta anterior	- rotação neutra: - rotação interna: - rotação externa:	- rotação neutra: - rotação interna: - rotação externa:

Gaveta posterior	- rotação neutra: - rotação interna:	- rotação neutra: - rotação interna:

PATELA

	patela direita	patela esquerda
Normal		
Hipermóvel		
Hipomóvel		
Presença de crepitação		
Alta		
Medializada		
Lateralizada		

TESTES ESPECIAIS:

	patela direita	patela esquerda
Palpação das facetas		
Apreensão/deslocamento		
Compressão		

PROVA DE RETRAÇÕES MUSCULARES

	Membro inferior direito	Membro inferior esquerdo
Gastrocnêmio		
Isquiotibiais		
Prova de Thomas		
Prova de Ober		

APÊNDICE D – FICHA DE AVALIAÇÃO DA INTENSIDADE DE CORRENTE

Nome: _____ ( ) destro ( ) sinistro Horário: _____ Fone: _____

INTENSIDADE INICIAL E FINAL PARA CADA DIA DE ELETROESTIMULAÇÃO

Sessões	1º	2º	3º	4º	5º	6º
Semana 1 e 2	/	/	/	/	/	/
Semana 3 e 4	/	/	/	/	/	/
Semana 5 e 6	/	/	/	/	/	/
Semana 7 e 8	/	/	/	/	/	/

APÊNDICE E - FICHA DE AVALIAÇÃO – MEDIDAS INDIVIDUAIS

Nome:_____ Idade:____anos

Peso:_____Kg Altura:_____m IMC:_____

Grupo:_____

Mesa Extensora

Segmento	***Regulagens***
Encosto/Banco	
Apoio Distal (MI)	

APÊNDICE F - VAS (*VISUAL ANALOGIC SCALE*)

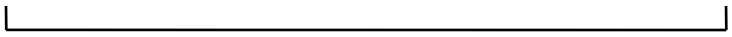
FICHA DE AVALIAÇÃO DE DOR

Voluntário:_____

Data: _____/_____/_____ Horário:_____

Pesquisador:_____

Localização da dor:_____



nenhuma dor maior dor possível

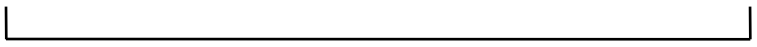
FICHA DE AVALIAÇÃO DE FADIGA SUBJETIVA

Voluntário:_____

Data: _____/_____/_____ Horário:_____

Pesquisador:_____

Localização da Fadiga Subjetiva:_____



nenhuma fadiga maior fadiga possível

ANEXO

ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA

FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html

CEP, 26/06/07.
(**PARECER PROJETO:** N° 192/2006)

PARECER

I-IDENTIFICAÇÃO:

PROJETO: **"EFEITO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR NA FORÇA E ÁREA DE SECÇÃO TRANSVERSA DO MÚSCULO QUADRÍCEPS E ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DA PORÇÃO OBLÍQUA DOS MÚSCULOS VASTO MEDIAL EM INDIVÍDUOS NORMAIS E COM DISFUNÇÃO FEMOROPATELAR"**

PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Camila Adalgisa Oliveira

II - PARECER DO CEP

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP aprovou o Relatório Parcial, apresentado em junho de 2007, do protocolo de pesquisa supracitado.

O conteúdo e as conclusões aqui apresentados são de responsabilidade exclusiva do CEP/FCM/UNICAMP e não representam a opinião da Universidade Estadual de Campinas nem a comprometem.

Recomendação: quando da publicação enviar cópia ao CEP/FCM.

Homologado na VI Reunião Ordinária do CEP/FCM, em 26 de junho de 2007

Profa. Dra. Carmen Silvia Bertuzzo
PRESIDENTE do COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FCM / UNICAMP

Comitê de Ética em Pesquisa - UNICAMP
Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126
Caixa Postal 6111
13084-971 Campinas – SP

FONE (019) 3788-8936
FAX (019) 3788-7187
cep@fcm.unicamp.br

DECLARAÇÃO

Declaro para os devidos fins que o conteúdo de minha **Tese de Mestrado** intitulada "Alterações do músculo quadríceps sob o ponto de vista eletromiográfico pós-estimulação elétrica neuromuscular em indivíduos normais e portadores da disfunção femoropatelar":

( ) não se enquadra no Artigo 1º, § 3º da Informação CCPG 002/06, referente a bioética e biossegurança.

( ) está inserido no Projeto CIBio (Protocolo nº _____), intitulado _____

( ) tem autorização da Comissão de Ética em Experimentação Animal (Protocolo nº _____).

(X) tem autorização do Comitê de Ética para Pesquisa com Seres Humanos (FCM - Unicamp) (Protocolo nº 192/2006).

_____
Aluna: Camila Adalgisa Oliveira

_____
Orientadora: Profa. Dra. Evanisi Teresa Palomari

Para uso da Comissão ou Comitê pertinente:

(X) Deferido ( ) Indeferido

_____
Nome:
Função: Profa. Dra. Carmen Silvia Bertuzzo
Matrícula 17484-0
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa
Faculdade de Ciências Médicas - UNICAMP