

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

**JAMILSON SIMÕES BRASILEIRO**

**ALTERAÇÕES FUNCIONAIS E MORFOLÓGICAS  
DO MÚSCULO QUADRÍCEPS INDUZIDAS  
PELO TREINAMENTO EXCÊNTRICO  
APÓS RECONSTRUÇÃO DO LCA**

**São Carlos – SP**

**2004**

**JAMILSON SIMÕES BRASILEIRO**

**ALTERAÇÕES FUNCIONAIS E MORFOLÓGICAS  
DO MÚSCULO QUADRÍCEPS INDUZIDAS  
PELO TREINAMENTO EXCÊNTRICO  
APÓS RECONSTRUÇÃO DO LCA**

**Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia do Centro de Ciências Biológicas e da Saúde da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Fisioterapia, área de concentração em Plasticidade do Músculo Esquelético.**

**Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Tânia de Fátima Salvini**

**Agências Financiadoras: FAPESP, CAPES**

**São Carlos – SP**

**2004**

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da  
Biblioteca Comunitária/UFSCar**

B823af

Brasileiro, Jamilson Simões.

Alterações funcionais e morfológicas do músculo quadríceps induzidas pelo treinamento excêntrico após reconstrução do LCA / Jamilson Simões Brasileiro. -- São Carlos : UFSCar, 2005.

112 p.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2004.

1. Exercícios terapêuticos. 2. Exercícios excêntricos. 3. Quadríceps femoral. 4. Ligamento cruzado anterior. 5. Eletromiografia. I. Título.

CDD: 615.824 (20<sup>a</sup>)

**JAMILSON SIMÕES BRASILEIRO**

**ALTERAÇÕES FUNCIONAIS E MORFOLÓGICAS  
DO MÚSCULO QUADRÍCEPS INDUZIDAS  
PELO TREINAMENTO EXCÊNTRICO  
APÓS RECONSTRUÇÃO DO LCA**

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Tânia de Fátima Salvini  
UFSCar - SP

---

Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio  
USP - SP

---

Prof. Dr. Moisés Cohen  
UNIFESP - SP

---

Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca  
UFMG - MG

---

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Stela Márcia Mattiello G. Rosa  
UFSCar - SP

**São Carlos – SP**

**2004**

## DEDICATÓRIA

*Aos meus pais, João e Luzia,  
meus maiores mestres*

*A Deus, em retribuição  
a tudo que sou e que tenho*

*A todo o povo do nordeste  
brasileiro*

## AGRADECIMENTO ESPECIAL

### **À Tânia:**

Que bom que você existe!

Que bom foi ter convivido contigo por todos esses anos, e assim, ter aprendido tanto. Mais do que teorias neuromusculares aprendi contigo a orientar. Aprendi, por exemplo, que disciplina combina com risos e alegria, que concentração é compatível com àquela hora do café e que a responsabilidade pode ser atribuída depositando-se confiança.



Tu és um exemplo a ser seguido de docente, de pesquisadora e, sobretudo, de pessoa. A tua vontade de transformar o mundo, transforma a todos que estão a tua volta. Teus ensinamentos, acredito, serão seguidos pelos que hoje te rodeiam e também pelos que virão.

Levo de volta, uma vontade enorme de orientar alunos, de fazer pesquisa e de publicar. Mas levo também, uma disposição enorme pra falar um “entra!”, cada vez que um orientando bater a minha porta. Levo de volta um compromisso gigantesco com a fisioterapia ciência, apoiada em ensaios científicos, nossa única forma reconhecimento.

Levo também de volta um modelo união, com “Chicos, Laurinhas e Pedros”, cada um com responsabilidades e com um direito enorme de ser feliz, dentro de uma família.

Levo a certeza que o mundo é mais feliz, porque você existe.

*“Já te falei de tudo, mas tudo isso é pouco,  
diante do que sinto” (R.Carlos)*

## AGRADECIMENTOS

- Ao Prof. **Nivaldo Parizotto**, o homem que “inventou” minha passagem por São Carlos. No início, uma boa conversa em Salvador; depois orientador; em seguida, parceiro de cursos e idéias e hoje, um grande amigo.
- A outros professores do programa, que tanto me ensinaram dentro e fora das salas de aula: à **Rosana** (eterna companheira, da política à boemia), à **Stela** (mistura de simpatia e bom senso), ao **José Rubens** (objetividade e bom gosto), à **Helenice** (competência e dedicação), à **Vanessa** (a “mãe de todos nós”), ao **Dirceu** (disposição e serenidade), ao **Orivaldo** (sabe muito!) e ao **Carlão** (a genialidade em pessoa).
- Aos **nossos pacientes**. Obrigado por confiarem tanto em mim! Aqui vocês serão chamados (perdoem-me) de indivíduos, sujeitos ou voluntários. Mas sei exatamente quem é cada um de vocês, por qual time torce, quais os sonhos que almejam. Mais do que dados para um estudo encontrei em vocês grandes amizades.
- Aos meus coleguinhas de laboratório: **Fabinho, Tiago e Dório**, e as musas do mesmo lab: **Anna, Quel, Eliane, Lúcia, Dri, Karina, Paulinha**. Que ambiente de trabalho privilegiado eu tive! Quanta descontração, aliada a um bom rendimento. Quantos risos, lidando com discussões tão sérias. Perdoem-me o “eventual” barulho por mim produzido, mas fazia parte da minha alegria em ter vocês ao lado.

- À **Fabiana**, Fazinha, ou simplesmente FÁ, minha mais nova irmã. Quanta afinidade! Desde as representações discentes, passando pela política, pelas pesquisas e pelo social, incluindo a música e o bar. Estávamos juntos da preocupação ao alívio, do choro ao riso, do desconhecimento à descoberta. Que o universo continue conspirando em favor de ti, e que milhões de pessoas possam te descobrir, pois assim elas serão mais felizes, como hoje eu sou.
- À **Dilma**, minha mana, a primeira a investir de fato na minha carreira, ainda nos tempos de graduação. Devagarinho, estamos chegando lá...
- À **Karolzinha**, que via Embratel aturou as minhas “neuras” de doutorando durante um ano inteiro: valeu a maturidade, o carinho e a capacidade de manter-se tão perto, apesar de tão longe. Agora vem a melhor parte: estou voltando...
- Às minhas “pupilas”, **Mariana e Olga**. Que bom foi trabalhar com vocês. Sintam-se parte deste trabalho, pois ele é nosso. Espero vê-las em breve como pós-graduandas, pois acho que vocês estão prontas para isso.
- A **todo o pessoal da graduação**. Como foi legal conviver com vocês: nas palestras, nos laboratórios e, é claro, nas festas. Pensei em citar alguns de vocês, mas isso produziria uma outra tese...
- Aos **funcionários** da instituição: **Tereza, Iolanda, Léo, e Aninha**, nossa secretária, com sua eterna disposição em “dar um jeito”.

- Ao Prof. **Jorge Oishi**, pela orientação estatística e pelas discussões sobre a origem do universo e dos fundamentos matemáticos que justificam o “efeito borboleta”...
- Aos meus **colegas de departamento** e aos **alunos de graduação da UFRN**, que “seguraram as pontas” durante a minha ausência.
- Ao **Luiz** (do “**Bar do Toco**”) e a todos os bêbados e sóbrios que por ali vagueiam.
- Ao **Bernd**, pela amizade, pela paciência na aquisição das imagens de Ressonância Magnética, e também pelas explicações de como as coordenadas  $x$ ,  $y$  e  $z$  interagem com um campo magnético de alta frequência...
- A **Túlio**, meu companheiro de chegada, por todo o apoio (inclusive filosófico) recebido no início da minha estada em São Carlos: valeu a profundidade!
- A **Galileu Galilei, Isaac Newton e Albert Einstein**, por instigarem os homens a pensar.
- À **banca examinadora**, titulares e suplentes. Temos conhecimento das diversas atividades que cada um de vocês desenvolvem, e sabemos, não são poucas. Dedicar vosso tempo a leitura e discussão deste estudo só engrandece o seu conteúdo, e por conseguinte, a nós mesmos. Somos sinceramente gratos a isso.
- A **todos** e a **cada um**, que ajudaram na construção de cada pedaço deste sonho, o meu **MUITO OBRIGADO!**

## RESUMO

O Ligamento Cruzado Anterior (LCA) é o mais freqüentemente ligamento lesado do joelho e a sua ruptura resulta em dor, instabilidade, atrofia e fraqueza muscular. A disfunção do músculo quadríceps é comum antes e após a reconstrução do LCA, podendo persistir por anos. Um detalhado conhecimento da função neuromuscular após reconstrução do LCA é crítico para a otimização das estratégias de reabilitação. O propósito deste estudo foi avaliar as contribuições dos fatores funcionais e morfológicos na recuperação da força muscular, após reconstrução do LCA. Os efeitos de dois métodos terapêuticos usualmente utilizados na reabilitação também foram avaliados: a Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) e o exercício excêntrico. Oito indivíduos ( $31.3 \pm 5.8$  anos) os quais foram submetidos a reconstrução do LCA (média de  $9.4 \pm 0.7$  meses de pós-operatório) foram aleatoriamente designados para o grupo exercício excêntrico com EENM (utilizando a corrente russa) ou apenas exercício excêntrico. Apenas o membro envolvido foi treinado, 2 vezes por semana, durante 12 semanas. O membro não envolvido foi avaliado como referência. A função do músculo quadríceps foi avaliada por medidas do torque extensor do joelho durante contrações isométricas e isocinéticas excêntricas (30 e 120°/s) e por meio da eletromiografia (EMG) de superfície dos músculos Vasto Medial Oblíquo (VMO), Vasto Lateral (VL) e Reto Femoral. A Área de Secção Transversa (AST) do quadríceps foi mensurada em seis regiões, por meio de imagens de Ressonância Nuclear Magnética (RNM). A avaliação inicial demonstrou significativo déficit no torque extensor do membro acometido, quando comparado ao não acometido, tanto nas avaliações isométricas como nas excêntricas. Houve significativa atrofia muscular ao longo do quadríceps, sobretudo na região distal. A atividade EMG mostrou-se reduzida no VMO, em todas as situações avaliadas. A EENM não interferiu no ganho de força muscular, em nenhuma das funções mensuradas. O treinamento excêntrico aumentou significativamente o torque isométrico (de  $198 \pm 37$  para  $228 \pm 48$  Nm,  $p < 0.05$ ) e excêntrico em 30 e 120°/s (de  $227 \pm 56$  para  $291 \pm 65$ ,  $p < 0.01$  e de  $199 \pm 51$  para  $240 \pm 63$ ,  $p < 0.05$ , respectivamente). A área de secção transversa também aumentou em todas as regiões avaliadas do membro acometido, sendo que a maior hipertrofia ocorreu na região proximal da coxa (de  $169 \pm 27$  para  $189 \pm 25,8$  cm<sup>2</sup>,  $p < 0.01$ ), quando comparada a região distal (de  $31,5 \pm 5,9$  para  $35,1 \pm 6,1$  cm<sup>2</sup>,  $p < 0.01$ ). A atividade EMG do VMO foi recuperada após as primeiras seis semanas de treinamento excêntrico. No mesmo período, o aumento no torque extensor demonstrou correlação direta com o aumento na área de secção transversa ( $r=0.81$ ) e com a recuperação na ativação das unidades motoras ( $r=0.69$ ). Após doze semanas de treinamento, houve correlação apenas entre o aumento do torque e a área de secção transversa ( $r=0.78$ ). Em conclusão: 1) o treinamento excêntrico mostrou-se um potente recurso tanto na recuperação dos fatores morfológicos como funcionais do músculo quadríceps, após reconstrução do LCA; 2) a EENM não interferiu na reabilitação desses indivíduos.

**Palavras chave:** exercício excêntrico, ligamento cruzado anterior, estimulação elétrica neuromuscular, eletromiografia, ressonância nuclear magnética, quadríceps femoral.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS.

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA.

Autor: Jamilson Simões Brasileiro.

Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Tania de Fatima Salvini.

Título: Alterações funcionais e morfológicas do músculo quadríceps induzidas pelo treinamento excêntrico após reconstrução do LCA.

Tese de doutorado em Fisioterapia.

São Carlos, dezembro de 2004.

## ABSTRACT

The anterior cruciate ligament (ACL) is the most commonly injured ligament in the knee and its rupture results in pain, instability, muscle atrophy and weakness. The quadriceps femoris muscle dysfunction is common before and after ACL reconstruction and can persist over years. A detailed understanding of neuromuscular function after ACL reconstruction is critical to the development of optimal rehabilitation strategies. The purpose of this study was to investigate the contributions of functional and morphological factors, in the muscle recovery, after ACL reconstruction. The effects of two therapeutic methods, usually utilized to recover muscle strength were also evaluated: Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) and eccentric exercise. Eight subjects (age =  $31.3 \pm 5.8$  years) who had undergone ACL ligament reconstruction (mean  $9.4 \pm 0.7$  months after the surgery) were randomly assigned to either an eccentric exercise associated with NMES (russian current) or only an eccentric exercise group. Only the involved limb was trained 2 days a week, for 12 weeks. The uninvolved one was also evaluated as reference. The quadriceps muscle function was evaluated by the measurement of the knee extensor torque during isometric and eccentric isokinetic contractions (30 and 120°/s) and by surface electromyography (EMG) of the Vastus Medialis Obliquos (VMO), Vastus Lateralis (VL) and Rectus Femoris (RF) muscles. The quadriceps cross-sectional area (CSA) was measured in six regions using Nuclear Magnetic Resonance Imaging (MRI-I). The initial evaluation showed significant extensor torque deficit both in isometric and eccentric conditions of the involved limb, compared to the contralateral one. There was significant muscle atrophy along the quadriceps extension, mainly in the distal thigh region. The EMG activity was lower for the VMO in all tested situations. NMES did not interfere in the gain of muscular strength, in any of the evaluated functions. The eccentric training increased significantly the isometric (from  $198 \pm 37$  to  $228 \pm 48$  Nm,  $p < 0.05$ ) and eccentric torque at 30 and 120°/s (from  $227 \pm 56$  to  $291 \pm 65$ ,  $p < 0.01$  and from  $199 \pm 51$  to  $240 \pm 63$ ,  $p < 0.05$ , respectively). Quadriceps cross-sectional area also increased at all the evaluated regions for the involved limb, and the highest hypertrophy was at the thigh proximal region (from  $169 \pm 27$  to  $189 \pm 25,8$  cm<sup>2</sup>,  $p < 0.01$ ), when compared to the distal region (from  $31,5 \pm 5,9$  to  $35,1 \pm 6,1$  cm<sup>2</sup>,  $p < 0.01$ ). The EMG activity of VMO was recovered after the first six weeks of eccentric training. In the same period, the increased extensor torque showed correlation with the increased quadriceps cross-sectional area ( $r=0,81$ ) and with the recovery of motor unit activation ( $r=0,69$ ). After twelve weeks of training, there was correlation only between increased torque and cross-sectional area ( $r=0,78$ ). In conclusion: 1) eccentric training showed to be a potent resource in the recovery of both morphological and functional factors of quadriceps, after ACL reconstruction; 2) NEMS did not interfere in the rehabilitation of these individuals.

**Key words:** eccentric exercise, anterior cruciate ligament, neuromuscular electrical stimulation, electromyography, nuclear magnetic resonance, quadriceps femoris.

## LISTA DE FIGURAS

**Figura 01.** Equipamento de Ressonância Nuclear Magnética utilizado no experimento...35

**Figura 02.** Dinamômetro Isocinético Computadorizado utilizado para avaliação...36

**Figura 03.** Conversor analógico/digital para a captação dos registros eletromiográficos...36

**Figura 04.** Eletrodos de referência (A) e de captação (B) utilizados durante as avaliações...37

**Figura 05.** Gerador de corrente utilizado para o treinamento dos sujeitos submetidos à estimulação elétrica...38

**Figura 06.** Posicionamento do indivíduo para avaliação do quadríceps femoral por RNM-I...39

**Figura 07.** Localizadora no plano sagital demonstrando os níveis utilizados para mensuração da área de secção transversa (setas – em cm), utilizando-se o bordo supra-patelar (BSP) como referência anatômica...40

**Figura 08.** Imagens de RNM demonstrando a área de secção transversa do músculo quadríceps, 12,8 cm acima do bordo superior da patela. A região demarcada representa a área mensurada dos músculos Vastos Medial (VM), Intermédio (VI) e Lateral (VL). Neste nível identifica-se também o fêmur...41

**Figura 09.** Posicionamento do sujeito no dinamômetro isocinético para os procedimentos de teste...43

**Figura 10.** Voluntário realizado a Contração Isométrica Voluntária Máxima, com o joelho posicionado a 60°...44

**Figura 11.** Posicionamento do indivíduo para a avaliação excêntrica voluntária máxima: (A) posição inicial e (B) posição final, com o joelho fletido a 90 graus...45

**Figura 12.** Estímulo visual oferecido pelo monitor do dinamômetro durante os testes...46

**Figura 13.** Posicionamento dos eletrodos de captação para os músculos RF, VL e VMO do quadríceps femoral...47

**Figura 15:** Avaliação pré-treinamento. Pico de Torque extensor para os membros acometidos e não acometidos, registrados durante as contrações isométricas e nas excêntricas máximas a 30°/s e a 120°/s (\*\* p<0,01)...50

**Figura 16:** Área de secção transversa (em cm<sup>2</sup>) para os membros acometido e não acometido, nos seis níveis mensurados, sendo o nível 1 o mais distal (3,2 cm acima da patela) e o nível 6 o mais proximal (19,2 cm acima da patela). \*\*p<0.01, quando o membro acometido foi comparado ao não acometido...53

**Figura 17:** Imagens da área de secção transversa nos membros envolvido (A e C) e não envolvido (B e D), do mesmo sujeito, para o Reto Femoral (RF) e os Vastos Medial (VM), Lateral (VL) e Intermédio (VI). As imagens foram adquiridas a 6,4 (A e B) e 19,2 cm (C e D) do bordo suprapatelar. Observe a atrofia no membro acometido, especialmente do VM...54

**Figura 18:** Avaliação pré-treinamento. Valor de RMS no Vasto Medial Obliquo (VMO), Vasto Lateral (VL) e do Reto Femoral (RF) dos membros acometido e não acometido em microvolts, durante as contrações isométricas máximas (\* p<0.05, quando o membro acometido foi comparado ao não acometido)...55

**Figura 19:** Valor de RMS do Vasto Medial Obliquo (VMO), Vasto Lateral (VL) e do Reto Femoral (RF) nos membros acometido e não acometido, em microvolts, durante as contrações isocinéticas a 30°/s (\* p<0.05, quando o membro acometido foi comparado ao não acometido)...56

**Figura 20:** Variação no Pico de Torque verificado *a cada sessão*, entre os grupos treinados apenas com exercício e com a estimulação elétrica sobreposta ao exercício (\*p<0.05, quando comparado ao valor inicial)...57

**Figura 21:** Variação no Pico de Torque extensor registrado entre as avaliações inicial (1) intermediária (2) e final (3) para os grupos treinados com exercícios e com exercícios associados a EENM, durante as contrações isométricas e excêntricas a 30 e 120°/s (\*p<0.05, \*\*p<0.01, quando comparado aos valores iniciais)...58

**Figura 22:** Área de secção transversa do quadríceps do membro acometido treinado com exercício excêntrico e com exercício excêntrico associado a EENM (em  $\text{cm}^2$ ), nas avaliações inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3)  $**p<0.01$ , quando comparados aos valores iniciais...**59**

**Figura 23:** Valores do RMS para os músculos Vasto Medial Obliquo (VMO), Vasto Lateral (VL) e Reto Femoral (RF), nas avaliações inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3), nos membros treinados com e sem EENM, durante a contração isométrica ( $*p<0.05$ , quando comparado aos valores iniciais)...**60**

**Figura 24:** Valores médio do Pico de Torque em cada sessão, ao longo do treinamento ( $*p<0.05$ ,  $**p<0.01$ , quando comparado á média da sessão 1)...**61**

**Figura 25:** Variação no PT extensor registrado nas avaliações inicial (AV1) intermediária (AV2) e final (AV3) nos membros acometidos, durante as contrações isométricas e excêntricas a 30 e 120°/s ( $*p<0.05$ ,  $**p<0.01$ , quando comparado aos valores da AV1)...**62**

**Figura 26:** Variação no PT registrado entre as avaliações inicial (AV1) intermediária (AV2) e final (AV3) nos membros não acometidos, durante as contrações isométricas e excêntricas a 30 e 120°/s ( $*p<0.05$ , quando comparado aos valores da AV1)...**62**

**Figura 27:** Comparação do Pico de Torque entre os membros acometidos e não acometidos nas avaliações inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3), durante as contrações isométricas ( $**p<0.01$ , quando o membro acometido foi comparado ao não acometido)...**63**

**Figura 28:** Comparação do Pico de Torque entre os membros acometidos e não acometidos nas avaliações inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3), durante as contrações excêntrica a 30°/s ( $*p<0.05$ ,  $**p<0.01$  quando o membro acometido foi comparado ao não acometido)...**64**

**Figura 29:** Comparação do Pico de Torque entre os membros acometidos e não acometidos nas avaliações inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3), durante as contrações excêntricas a 120°/s ( $**p<0.01$  quando o membro acometido foi comparado ao não acometido)...**64**

**Figura 30:** Área de secção transversa (em  $\text{cm}^2$ ) para os membros acometido na avaliação inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3), nos seis níveis mensurados, sendo o nível 1 o mais distal (3.2 cm acima do Bordo Superior da Patela) e o nível 6 o mais proximal (19.2 cm acima do BSP), ( $**p<0.01$ , quando comparado aos valores iniciais)...**65**

**Figura 31:** Média da Área de Secção Transversa (em  $\text{cm}^2$ ) no corte 1 para os membros acometidos e não acometidos, na avaliação inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3), (\* $p < 0.05$ , quando comparado aos valores iniciais do membro acometido)...66

**Figura 32:** Média da Área de Secção Transversa (AST- em  $\text{cm}^2$ ) no corte 3 para os membros acometidos e não acometidos, na avaliação inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3), (\* $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0,01$ , quando comparado aos valores iniciais do membro acometido)...67

**Figura 33:** Média da Área de Secção Transversa (AST- em  $\text{cm}^2$ ) no corte 5 para os membros acometido e não acometido, na avaliação inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3),\*\*  $p < 0,01$  quando comparado aos valores iniciais do membro acometido...67

**Figura 34:** Valor do RMS para o Vasto Medial Obliquo (VMO), Vasto Lateral (VL) e Reto Femoral (RF), nas avaliações inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3) no membro acometido, durante as contrações isométrica (\* $p < 0.05$ , quando comparado aos valores iniciais)...69

**Figura 35:** Valor do RMS para o Vasto Medial Obliquo (VMO), Vasto Lateral (VL) e Reto Femoral (RF), nas avaliações inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3) no membro acometido, durante as contrações isocinéticas a  $30^\circ/\text{s}$  (\* $p < 0,05$  quando comparado aos valores iniciais)...70

**Figura 36:** Avaliação pós-treinamento. Pico de Torque extensor para os membros acometido e não acometido, registrados durante as contrações isométricas e nas excêntricas máximas a  $30^\circ/\text{s}$  e a  $120^\circ/\text{s}$  (\*  $p < 0,05$ )...72

**Figura 37:** Área de secção transversa (em  $\text{cm}^2$ ) para os membros acometido e não acometido, nos seis níveis mensurados, sendo o nível 1 o mais distal (3,2 cm acima da patela) e o nível 6 o mais proximal (19,2 cm acima da patela). \* $p < 0.05$ , quando o membro acometido foi comparado ao não acometido...72

**Figura 38:** Avaliação pós-treinamento. Valor de RMS no Vasto Medial Obliquo (VMO), Vasto Lateral (VL) e do Reto Femoral (RF) dos membros acometido e não acometido em microvolts, durante as contrações isométricas máximas. Não houve diferença entre os membros...73

## LISTA DE TABELAS

**Tabela 01:** Dados antropométricos dos indivíduos incluídos no estudo...34

## SUMÁRIO

1 – Introdução	17
2 – Revisão da Literatura	20
2.1 – O déficit de força após reconstrução do LCA	20
2.2 – Os exercícios excêntricos no fortalecimento muscular	23
2.3 – A EENM no fortalecimento dos músculos esqueléticos	26
2.4 – Adaptações morfológicas e neurais ao treinamento contra-resistido	29
3 – Objetivos	33
3.1 – Geral	33
3.2 – Específicos	33
4 – Materiais e Métodos	34
4.1 – Sujeitos	34
4.2 – Instrumentação	35
4.3 – Procedimentos	40
4.4 – Análise estatística	52
5 – Resultados	53
6 – Discussão	75
7 – Conclusões	97
8 – Referências	98
9 – Anexos	107
10–Apêndices	115

## 1 - Introdução:

O Ligamento Cruzado Anterior (LCA) é o ligamento mais freqüentemente lesado do joelho (Ernest et al, 2000). Diversos estudos têm identificado que, mesmo após o indivíduo receber alta da reabilitação, ainda há significativos déficits de força e de massa muscular no quadríceps, após a reconstrução do LCA. Esses déficits podem persistir por meses ou anos (Lephart et al, 1993, Bach et al, 1994, McHugh et al, 2001, Hiemstra *et al*, 2000, Brasileiro et al, 2001, Konishi, 2002).

Foi observado que, antes da reconstrução, os indivíduos apresentam moderada fraqueza muscular que se torna mais pronunciada no período pós-operatório (Snyder-Mackler et al, 1993, Lieber et al, 1996). Estudos que avaliaram as alterações de força nas reconstruções que utilizaram o terço médio do tendão patelar, revelaram que o torque extensor apresenta-se reduzido na grande maioria dos estudos realizados (Hiemstra et al, 2000).

Por outro lado, a recuperação da força extensora é essencial para a reabilitação funcional do membro inferior, após reconstrução do LCA. Alguns estudos têm demonstrado que o retorno às atividades funcionais tem uma relação direta com a capacidade de geração de força do quadríceps femoral (Bach et al, 1994, Wilk et al, 1994, Hiemsta et al, 2000). Entretanto, a etiologia desta fraqueza do quadríceps não esta completamente elucidada.

Elmqvist *et al* (1988) não identificaram, em indivíduos com reconstrução do LCA, correlação direta entre a área de secção transversa do quadríceps e o déficit de torque extensor do joelho. Young (1993) e Snyder-Mackler et al (1994a) observaram uma substancial perda de força no quadríceps, até mesmo na ausência de qualquer atrofia, sugerindo que a perda de massa não seria a causa primária deste déficit.

Compreender as bases fisiológicas da recuperação da força muscular em pacientes submetidos à reconstrução do LCA é essencial, para subsidiar o programa de reabilitação a que esses indivíduos serão submetidos. Sem a correta identificação dos fatores envolvidos no déficit de força é difícil eleger os recursos terapêuticos mais adequados.

Este estudo se propõe a avaliar os efeitos de dois procedimentos bastante utilizados na recuperação da força muscular: o exercício excêntrico contra-resistido e a estimulação elétrica neuro-muscular (EENM). Embora essa forma de exercício seja a que mais rapidamente recupera a força e o volume muscular, há ainda uma enorme escassez de estudos que enfoquem o uso do treinamento excêntrico nos procedimentos de reabilitação (LaStayo et al, 2003). Por outro lado, a EENM constitui-se hoje em um dos mais controversos recursos terapêuticos, haja vista a grande divergência nos resultados dos experimentos que a envolvem (para revisão, Brasileiro e Salvini, 2004).

Neste estudo foi realizada uma detalhada avaliação da contribuição dos fatores morfológicos e neurais, na recuperação da força do músculo quadríceps, associada ao treinamento excêntrico contra-resistido. Lieber (2002) tem chamado atenção para a urgente necessidade de estudos que determinem as bases fisiológicas da restauração da força em portadores de afecções neuro-musculares. Segundo o autor, se a recuperação for devida primariamente a fatores neurais (aumento no recrutamento motor), a ênfase do tratamento deveria ser dada aos métodos que priorizem a ativação muscular, tais como a EENM, o uso de reflexos miotáticos ou as reações de equilíbrio. Se, entretanto, a recuperação for devida primariamente a fatores morfológicos (hipertrofia), a ênfase deveria ser dada aos exercícios de fortalecimento muscular.

Os recursos de avaliação neuro-muscular disponíveis atualmente possibilitam esse tipo de estudo. Os ganhos de torque podem ser mensurados por meio da dinamometria isocinética, o

recrutamento neural pelos registros eletromiográficos (EMG) e a área muscular pode ser mensurada por meio de imagens de Ressonância Nuclear Magnética (RNM). Não encontramos na literatura estudos que tenham avaliado os efeitos do treinamento excêntrico em indivíduos submetidos a reconstrução do LCA, com os detalhes aqui apresentado.

Assim, o presente estudo investigou os efeitos da EENM e do treinamento excêntrico contra-resistido, na recuperação dos fatores neurais e morfológicos do quadríceps de pacientes submetidos à reconstrução do LCA, em sua etapa tardia de reabilitação.

## **2 – Revisão da Literatura**

### **2.1 – O déficit de força após reconstrução do LCA**

O déficit de força muscular, em indivíduos submetidos à reconstrução do LCA, pode persistir por anos (Urbach et al, 1999). Hiemstra et al (2000) descrevem em sua revisão, déficits de força que variaram de 5 a 34%, quando o membro acometido foi comparado ao não acometido. As diferenças variaram em função do tempo de reconstrução, da técnica cirúrgica utilizada e do grupo muscular avaliado. Em um estudo anterior, verificamos um déficit médio de 48% no torque extensor do membro acometido de indivíduos com reconstrução do LCA, quando esses foram avaliados entre a 7<sup>a</sup> e a 11<sup>a</sup> semana de pós-operatório (Brasileiro, 2001). Sabe-se que antes das reconstruções os indivíduos apresentam uma moderada fraqueza do quadríceps, que se torna mais pronunciada no período pós-operatório (McHugh et al, 2001).

O restabelecimento da força, após reconstrução do LCA, tem uma justificativa: os melhores resultados funcionais têm correlação positiva com as medidas de torque, o que significa que a recuperação da força na musculatura extensora do joelho é um pré-requisito para a recuperação funcional (Rosenberg et al, 1992, Wilk et al, 1994, Bach et al, 1994).

A etiologia destas alterações na força tem sido alvo de muitas controvérsias, tanto em trabalhos experimentais como clínicos. Fatores anatômicos, particularmente a perda de massa muscular embora presentes, não estariam diretamente correlacionados com quedas tão significativas na capacidade de geração de torque.

Elmqvist et al (1988) demonstraram, em indivíduos após reconstrução do LCA, uma falta de correlação entre a área de secção transversa do quadríceps e o déficit de força muscular.

Snyder-Mackler et al (1994a) acreditam que a atrofia seria um fator secundário nestes indivíduos, já que significativas reduções no pico de torque do membro acometido foram observados até mesmo na ausência de qualquer atrofia mensurável. Kennedy et al (*apud* Barrack, 1994), propõem que essa limitação inicial na capacidade contrátil do quadríceps seria atribuída a presença de uma efusão na articulação do joelho. Hiemstra et al (2000), sugerem que a redução na força seria o resultado de uma série de estímulos ao qual o membro foi submetido, tais como o trauma inicial, o período de descondicionamento, a intervenção cirúrgica e o retardo no retorno às atividades físicas.

Barrack (1994) avaliou diversos receptores especializados no joelho, em estruturas tais como o LCA, o Ligamento Colateral Medial, o Ligamento Colateral Lateral, o menisco medial e na própria cápsula articular. Segundo ele, os elementos neurais constituem cerca de 1% da área total do LCA e estão localizados em maior número próximos as suas inserções ósseas. Johansson et al (1991) afirmam que quando o LCA rompido é substituído por um enxerto, a função sensorial destes elementos não é restaurada. Uma ruptura no *feedback* oferecido por esses receptores pode intervir na capacidade contrátil da musculatura circundante, e, conseqüentemente, reduzir a contração ativa durante os exercícios de reabilitação.

Draper (1990) sugeriu que a dificuldade na realização de exercícios após reconstruções do LCA pode ser o resultado de uma perda temporária do *feedback* proprioceptivo da articulação envolvida. Esse *feedback* ofereceria informações acerca do comprimento muscular, da tensão nos tendões e da posição articular, sendo um componente essencial na aquisição de habilidades motoras. O trauma tecidual, associado aos procedimentos cirúrgicos que envolvem o joelho, pode causar uma distorção na atividade dos receptores articulares. Como a facilitação desses receptores é importante para a recuperação das unidades motoras do quadríceps, uma alteração nos mesmo poderia reduzir o controle e o recrutamento deste músculo. Desta forma, modificações na

ativação dos mecanorreceptores, localizados nos tecidos moles que envolvem o joelho, estariam associadas a uma diminuição na ativação das unidades motoras dos músculos que agem sobre esta articulação.

Mais recentemente, Konishi et al (2002) propuseram que uma alteração na via conhecida como “alça gama” seria a responsável pelas alterações nas propriedades contráteis do quadríceps, após reconstrução do LCA. Através de injeções de agentes anestésicos na cavidade do joelho, os autores demonstraram uma disfunção no motoneurônio alfa, que inerva o quadríceps. Isso demonstraria a forte relação existente entre os aferentes articulares e o motoneurônio gama, que, por sua vez, modularia a atividade do motoneurônio alfa, via fuso muscular.

Assim, apesar da morfologia normal das unidades motoras do quadríceps, haveria uma redução no torque gerado, bem como um comprometimento nas habilidades estáticas e dinâmicas da articulação (Snyder-Mackler et al, 1993). Se esta inibição fosse reduzida, os exercícios ativos poderiam ser iniciados precocemente em um ambiente controlado, o que protegeria a articulação acometida de futuras lesões. Isso também reduziria os efeitos negativos do desuso, diminuiria o tempo de reabilitação e facilitaria o retorno às atividades (Hopkins et al, 2001).

Por outro lado, Urbach et al (1999), avaliando 22 pacientes submetidos a reconstruções do LCA entre um e 22 meses de pós-operatório, encontraram uma distribuição não uniforme no déficit de ativação voluntária do quadríceps, o que o fez concluir que a atrofia por desuso também estava presente na maioria dos indivíduos, além do déficit de ativação.

Assim, possíveis associações entre fatores neurais e tróficos podem estar envolvidas nos déficits de força muscular após a reconstrução do LCA.

## **2.2 – Os exercícios excêntricos no fortalecimento muscular**

As contrações excêntricas ocorrem sempre que uma força externa excede a produzida pelo músculo, e desta forma, este é alongado (LaStayo et al, 2003). As forças resultantes deste tipo de contração muscular produzem trabalho negativo e normalmente estão associadas a geração de grandes tensões musculares (Lindstedt et al, 2001).

Diversos estudos demonstram que durante as contrações excêntricas máximas gera-se mais tensão por unidade muscular do que durante as isométricas ou concêntricas (Kellis e Baltzopoulos, 1998, Komi et al, 2000, Aagaard et al, 2000, Hermann e Barnes, 2001, Hortobagyi, 2001, Lindstedt et al, 2001, LaStayo et al, 2003). Além disso, os exercícios excêntricos geram menor gasto metabólico (Enoka, 1996a, Lindstedt et al, 2001, LaStayo et al, 2003) e são mais eficientes, tanto para induzir adaptações neurais, como para estimular a síntese protéica, e conseqüentemente, a hipertrofia muscular (Higbie et al, 1996, Enoka, 1996a, Lindstedt et al, 2001, Kraemer et al, 2002).

Três mecanismos têm sido associados a maior tensão gerada durante as contrações excêntricas máximas (Rowinski, 1988). O primeiro refere-se ao reflexo de estiramento: como este é sensível à variações no comprimento do músculo, o alongamento produzido durante as contrações excêntricas ativaria esse reflexo, com conseqüente aumento no recrutamento motor. Vários estudos contestam essa hipótese atualmente, já que os registros de EMG tendem a estarem diminuídos durante as contrações excêntricas, quando comparados às concêntricas, sugerindo assim, um menor recrutamento de unidades motoras (Kellis e Balzopoulos, 1998, Komi et al, 2000, Aagaard et al, 2000, Herman e Barnes, 2001).

O segundo mecanismo refere-se a fatores motivacionais: como durante os exercícios excêntricos a resistência imposta é sempre maior do que a força gerada pelo indivíduo, esse tipo de contração produziria sempre um esforço voluntário máximo, com maior recrutamento de

unidades motoras. Novamente, estudos mais recentes questionam esta argumentação, apoiados em registros eletromiográficos. Possíveis mecanismos inibitórios de proteção, mediados pelo Órgão Tendinoso de Golgi, seriam ativados, reduzindo a descarga neural (Higbie et al, 1996, Aagaard et al, 2000).

O terceiro e mais provável mecanismo proposto apoia-se nos elementos passivos em série do músculo. Como esses são alongados durante este tipo de contração, a tensão elástica do músculo aumentaria e elevaria, conseqüentemente, a tensão muscular total (Higbie, 1996, Enoka 1996a, Lindstedt et al, 2002, Lieber, 2002, LaStayo et al, 2003). Lindstedt et al (2001) chamam atenção para o fato de que, como historicamente acredita-se que os tendões constituem-se na principal fonte de tensão passiva, o papel das estruturas intrínsecas do sarcômero tem sido negligenciado. Grande parte da tensão passiva muscular seria produzida na própria miofibrila, particularmente nos filamentos de titina. Embora normalmente estudada em condições de alongamento passivo, a titina contribuiria significativamente para a produção de tensão ativa, quando o músculo é alongado sob contração, em resistência a uma carga externa.

Em uma ampla revisão sobre os modelos de progressão de treinamento contra-resistido, Kraemer et al (2002) têm chamado atenção para a escassez de estudos envolvendo contrações excêntricas. Os autores afirmam que “esta técnica não tem sido extensivamente investigada, mas parece oferecer um novo estímulo na direção dos programas de fortalecimento muscular”. Lindstedt et al (2001) atribui a escassez de trabalhos envolvendo contrações excêntricas à forte associação entre este tipo de contração e os mecanismos de lesão muscular demonstrados experimentalmente.

Lieber (2002) cita três principais razões que justificariam os estudos envolvendo contrações excêntricas: primeiro, que muitas das atividades da vida diária ocorrem enquanto os músculos são ativamente alongados. Assim, as contrações excêntricas são, fisiologicamente, muito comuns. Segundo, os modelos de lesão muscular são seletivamente associados às contrações excêntricas. Finalmente, o fortalecimento muscular é maior usando exercícios que envolvam contrações excêntricas. Vários estudos corroboram com esta última afirmação.

Hotobágyi et al (1996a) avaliaram dois grupos de mulheres sedentárias treinadas com exercícios excêntricos e concêntricos, durante 6 semanas. O grupo excêntrico aumentou a força em uma proporção significativamente maior que o concêntrico. Os mesmos autores, utilizando o mesmo desenho experimental, avaliaram o efeito de 12 semanas de treinamento sobre 15 sujeitos saudáveis. Foi avaliado o torque e o sinal EMG. O grupo excêntrico aumentou sua força 3.5 vezes mais que o concêntrico e a atividade EMG cresceu 7 vezes mais no grupo excêntrico (Hortobagyi et al, 2001). Em outro estudo os autores treinaram um grupo de 30 mulheres sedentárias durante 7 dias, com exercícios excêntricos e concêntricos. Os ganhos registrados no grupo excêntrico foram duas vezes maiores que os do grupo concêntrico. A velocidade do aumento na força levou os autores a sugerirem que essa forma de contração estaria mais indicada para indivíduos descondicionados, após lesões (Hortobagyi et al, 1996b).

LaStayo et al (2000) treinando excentricamente sujeitos sedentários em uma bicicleta ergométrica adaptada observaram, após 8 semanas de estudo, um significativo ganho de força associado a um aumento médio no diâmetro das fibras musculares de  $\pm 40\%$ . Em contraste, os sujeitos exercitados na mesma intensidade por meio de contrações concêntricas não tiveram alterações significativas nem no torque, nem do diâmetro da fibra.

Lindstedt et al (2002) demonstraram, em um grupo de jogadores universitários de basquete, os resultados de um programa de 6 semanas de treinamento, um grupo com contrações concêntricas e outro com excêntricas. Este último grupo elevou significativamente o torque e a altura do salto vertical. O grupo treinado concentricamente teve discreto aumento na força, mas sem alterações significativas na altura do salto. Assim, o treino excêntrico favoreceu tanto o ganho de força como também melhorou habilidades funcionais.

Curiosamente, todos os estudos citados anteriormente foram aplicados em jovens ou idosos saudáveis enquanto que, os trabalhos envolvendo a aplicação de exercícios excêntricos em indivíduos em processo de reabilitação são extremamente escassos.

### **2.3 – A EENM no fortalecimento dos músculos esqueléticos**

A Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) “é a ação de estímulos elétricos terapêuticos aplicados sobre o tecido muscular, através do sistema nervoso periférico íntegro” (APTA, 1990). Há várias décadas, especialistas em Fisioterapia, Medicina Esportiva e Fisiologia do Exercício têm expressado o seu interesse na utilização desses estímulos como coadjuvante dos exercícios, na cura de enfermidades e na melhora do condicionamento físico humano.

Particularmente nas últimas duas décadas, o uso da estimulação elétrica difundiu-se bastante entre a comunidade científica e, contrariamente às suas aplicações anteriores, seu uso passou a incluir músculos inervados. Dois fatores contribuíram para isso: o primeiro foi a popularização dos geradores de corrente elétrica, e o segundo, foram os trabalhos do cientista russo Yakov Kots, o qual afirmava que a EENM seria capaz de produzir ganhos de força significativos em sujeitos saudáveis (Alon, 1999). Embora esses estudos nunca tenham sido

reproduzidos por outros grupos científicos, o interesse pelo uso da EENM, tanto em sujeitos saudáveis quanto em populações de pacientes, foi renovado (Robinson e Snyder Mackler, 1995).

Nos últimos anos, vários autores avaliaram os efeitos da EENM na recuperação da força muscular e, de modo geral, há ainda muita polêmica quanto a indicação e eficácia deste recurso. Um dos aspectos que impedem essa avaliação é a dificuldade em se comparar os resultados de diferentes estudos apresentados na literatura, realizados com parâmetros distintos, tanto no que se refere a EENM, quanto aos protocolos de exercício utilizados (para revisão, Brasileiro e Salvini, 2004).

As dúvidas que envolvem o uso da EENM na prática clínica concentram-se, sobretudo, na sua capacidade de produzir níveis de contração que induzam ao fortalecimento. Ganhos de força com EENM têm sido observados apenas em protocolos que atinjam níveis percentuais de torques maiores que 50% da capacidade voluntária máxima (Hortobagyi, 1992, Lieber, 1996). Desta forma, intervenções que produzam baixos níveis de torque seriam ineficazes no processo de fortalecimento muscular.

A capacidade de geração de torque constitui-se assim, em um dos pré-requisitos para a eficiência dos equipamentos de EENM. Essa capacidade seria dependente tanto da ativação direta de grandes unidades motoras, como do efeito facilitatório produzido pelo *feedback* sensorial, sobre os grandes neurônios motores, conforme proposto por Trimble e Enoka (1991): a aferência cutânea que ocorre com o uso da EENM poderia aumentar a população de unidades motoras que são ativadas pelo exercício.

Os estudos atuais contestam fortemente os dados apontados pelo Dr. Kots. O mesmo afirmou que o treinamento de 3 a 4 semanas, em atletas olímpicos, teria produzido aumento na força de 30 a 40%, além de ganhos funcionais. Swearingen (1999) relata que “ou Kots alterou os

seus dados ou os estudos ocidentais não conseguiram reproduzir a ‘técnica russa’ para o fortalecimento de músculos esqueléticos”.

O fato é que os estudos atuais demonstram que o uso da EENM, com objetivo de aumentar a força de um músculo saudável, raramente apresenta resultados melhores do que os obtidos por meio dos exercícios voluntários (Swearingen, 1999, Brasileiro e Salvini, 2004). Delitto (2002) observa claramente um atual redirecionamento do uso da EENM, que passa a ser considerada um coadjuvante dos programas de fortalecimento em populações com distúrbios músculo-esqueléticos.

A justificativa para a maior efetividade dos programas de reabilitação que incluem EENM, estaria apoiada na inibição reflexa do músculo, que frequentemente ocorre após traumas e procedimentos cirúrgicos (Urbach, 1999, Konishi et al, 2002). Os indivíduos teriam uma reserva funcional de unidades motoras morfologicamente normais, que não seriam ativadas voluntariamente, mas que poderiam ser recrutadas por meio da EENM. Isso permitiria ao sujeito exercer uma maior força contrátil durante a associação desta com os exercícios voluntários, o que equivaleria dizer que, um maior número de fibras musculares estaria sendo recrutadas através desta sobreposição. Desta forma, os efeitos deletérios do desuso seriam minimizados (Hortobagyi et al, 1992).

Willians et al (1986), um dos primeiros a avaliarem os efeitos da EENM em pacientes menisectomizados, observaram que o grupo que associou EENM aos exercícios voluntários teve ganhos de força significativamente maiores que os obtidos no grupo apenas exercitado.

Delitto et al (1988a) avaliaram os efeitos de 3 semanas de treinamento em pacientes submetidos a reconstrução do LCA e encontraram resultados semelhantes. O grupo que associou EENM aos exercícios voluntários teve maior ganho de força que aquele treinado apenas com exercícios.

Snyder-Mackler et al (1994b), após observarem os resultados de 52 sujeitos submetidos à reconstrução do LCA, recomendaram o uso da EENM associado ao exercício voluntário nas fases iniciais de treinamento. Já os trabalhos de Lieber et al (1996) não observaram diferenças entre os grupos tratados com o uso exclusivo da EENM ou com exercícios.

Mais recentemente, Paternostro-Sluga et al (1999) não encontraram diferenças significativas no fortalecimento do quadríceps de indivíduos submetidos a reconstrução do LCA. Os sujeitos receberam EENM combinada com exercícios voluntários e foram comparados àqueles que receberam apenas exercícios, na 6<sup>a</sup>, 12<sup>a</sup> e 52<sup>a</sup> semana pós-operatória.

Fitzgerald et al (2003) observaram um “modesto aumento” na força do quadríceps de 44 indivíduos submetidos à reconstrução do LCA, quando a EENM foi associada à contração voluntária. O grupo foi comparado a outro que usou apenas exercícios.

Assim, a eficácia da EENM no fortalecimento muscular ainda é motivo de polêmica. Lewek et al (2001) sugeriram que a EENM seria uma alternativa potencialmente mais eficiente que os exercícios voluntários isolados, na recuperação da força dos músculos, em pacientes apropriados. Cabe-nos agora distinguir quais seriam esses pacientes.

## **2.4 – Adaptações morfológicas e neurais ao treinamento contra-resistido**

Tem sido sugerido que existem dois principais fatores que aumentam a força muscular: os neurais e os hipertróficos (Enoka, 1996b, Hiegbie, 1996, Akima et al, 1999, Rich e Cafarelli, 2000, Lieber, 2002).

Os fatores neurais referem-se, sobretudo a uma melhor eficácia no recrutamento das unidades motoras durante a contração. Essa atividade pode ser mensurada por meio do RMS (*Root Mean Square* – Raiz Quadrada da Média dos Quadrados) do sinal eletromiográfico

(DeLuca e Knaflitz, 1992). Desta forma, à medida que se aumenta o número de unidades motoras recrutadas sob os eletrodos de captação, maior o valor do RMS registrado.

Por outro lado, os fatores hipertróficos, como a massa muscular, podem ser mensurados por técnicas radiológicas, tais como Ultra-sonografia, Tomografia Computadorizada ou, preferencialmente, Ressonância Nuclear Magnética (RNM). Assim, a área de secção transversa de um músculo pode ser medida, permitindo identificar-se possíveis alterações no trofismo muscular.

Tem sido sugerido que os ganhos iniciais de força seriam decorrentes da contribuição dos fatores neurais e, nas fases finais, os ganhos seriam conseqüências da hipertrofia muscular.

Akima et al (1999) treinaram o quadríceps femoral de sete sujeitos saudáveis durante duas semanas e avaliaram a área de secção transversa, a atividade EMG e o pico de torque. Ao final do período, o recrutamento muscular do quadríceps estava aumentado, enquanto nenhum aumento na área muscular foi observado. Os autores concluíram que os ganhos de força foram exclusivamente devido ao aumento na atividade contrátil do músculo, indicando que o recrutamento das unidades motoras durante a contração foi facilitado.

Moritani e DeVries (*apud* Lieber, 2002) afirmaram, baseado nas análises EMG, que a contribuição dos fatores neurais no aumento de força é de cerca de 80%, nas primeiras semanas de um treinamento de resistência. Estudos realizados em adolescentes saudáveis com avaliação eletromiográfica e de trofismo, mostraram aumento na força muscular de 28%, após 8 semanas de treinamento, o qual foi atribuído quase que exclusivamente a uma melhora no padrão de recrutamento das unidades motoras (Ozmun, 1992).

Por outro lado, um treinamento similar realizado durante 8 semanas em jovens universitárias, utilizando exercícios isométricos, também registrou um aumento de 28% na força muscular, o qual foi acompanhado de um aumento de 15% na área de secção transversa do

quadríceps. Como nesse estudo nenhuma alteração no sinal EMG foi registrada, não haveria evidências de adaptações neurais, sendo o ganho de força atribuído principalmente à hipertrofia das fibras (Garfinkel e Carafelli, 1992).

Em um clássico estudo sobre a contribuição dos fatores neurais e tróficos no treinamento, Enoka (1996b) correlacionou o aumento da força nas primeiras seis semanas principalmente aos fatores neurais: a contribuição da hipertrofia representaria não mais do que 25%. Com doze semanas de treino esses fatores se equivaleriam e ao final de dezesseis semanas, as alterações registradas seriam predominantemente hipertróficas.

Contrariando esses estudos, Narici et al (1996), avaliando a área de secção transversa, o sinal EMG e o pico de torque, não observaram alteração no valor do RMS ao longo de um programa de fortalecimento. Treinando 7 homens saudáveis durante 6 meses, não encontraram diferenças entre as mudanças no torque e o início da hipertrofia. Após o segundo mês de treinamento, o torque do quadríceps e a área de secção transversa aumentaram proporcionalmente, indicando uma constante contribuição da hipertrofia na elevação da força. Os autores concluíram que um aumento no torque não parece ser necessariamente acompanhado por uma alteração na ativação neural, a qual não foi modificada após o treinamento. Além disso, a hipertrofia do quadríceps não foi uniforme, tanto entre os diferentes feixes do músculo, como nas regiões proximais e distais de cada feixe. A hipertrofia foi maior no Reto Femoral e menor no Vasto Medial e também mais acentuada nos extremos (próximos aos tendões) que na região medial de cada um dos ventres musculares.

Higbie et al (1996) também avaliaram o torque, o sinal EMG e a área de secção transversa de dois grupos de indivíduos, submetidos a 10 semanas de treinamento por meio de exercícios concêntricos ou excêntricos. As modificações no torque foram moderadamente correlacionadas com as alterações na área e no sinal EMG, em ambos os grupos. Os autores concluíram que os

aumentos de torque registrados nos dois grupos foram quase igualmente correlacionados com a hipertrofia e com a ativação neural do músculo. Esses autores também sugeriram que, quando o torque é mensurado na mesma atividade de treinamento, os aumentos registrados são resultantes da hipertrofia e da ativação neural e quando medidos durante atividades não treinadas, seriam resultantes apenas da hipertrofia. Assim, os efeitos do aumento no trofismo seriam generalizados para diferentes ações musculares, enquanto que as adaptações neurais seriam restritas às atividades treinadas.

Todos os estudos citados anteriormente restringem-se a indivíduos saudáveis. Tem sido observada uma enorme escassez de trabalhos similares, envolvendo sujeitos submetidos à reabilitação. Lieber (2002) tem chamado a atenção para a carência de estudos envolvendo esses indivíduos, pois as bases da recuperação da força muscular precisam ser determinadas: se devido primariamente a fatores neurais, a reabilitação deveria enfocar, sobretudo, os recursos que estimulem essa ativação, tais como a EENM, o uso de reflexos de estiramento e reações de equilíbrio. Se, por outro lado, deve-se principalmente a fatores tróficos musculares, a ênfase do tratamento deveria voltar-se para o uso de exercícios contra-resistidos.

### **3 – Objetivos**

#### **3.1 – Objetivo Geral:**

- Avaliar as adaptações neurais e morfológicas do músculo quadríceps femoral, induzidas pelo treinamento excêntrico associados a EENM, na fase tardia da reabilitação de indivíduos submetidos à reconstrução do LCA.

#### **3.2 – Objetivos Específicos:**

- Avaliar o torque, a área de secção transversa e a atividade EMG do quadríceps femoral de sujeitos submetidos a reconstrução do LCA, em sua fase tardia de reabilitação.
- Avaliar a possível influência da EENM associada a um programa de treinamento excêntrico, sobre as variáveis pico de torque, área de secção transversa e a atividade EMG do quadríceps femoral.

## **4 - Materiais e Métodos**

### **4.1 - Sujeitos**

Participaram deste estudo, oito voluntários do sexo masculino ( $31.3 \pm 5.8$  anos), submetidos a reconstrução unilateral do LCA, utilizando como técnica, o terço médio do tendão patelar do membro acometido (técnica de Jones). Nenhum deles relatou história de patologias prévias no membro acometido, anterior ao trauma em questão. Nenhuma doença ou alteração funcional foi referida no membro não acometido.

Alguns dos sujeitos praticavam atividades esportivas amadoras anteriormente à lesão, mas nenhum deles em caráter profissional. No início deste estudo, todos se encontravam entre o nono e o décimo primeiro mês de pós-operatório (média de  $9.4 \pm 0.7$  meses), o que pode ser considerado como etapa tardia da reabilitação.

Todos os indivíduos foram submetidos ao mesmo protocolo de reabilitação (Anexo 02), no ambulatório de fisioterapia da UFSCar. Os dados antropométricos de cada um deles estão relacionados na Tabela 01.

**Tabela 1.** Dados antropométricos dos indivíduos incluídos no estudo

	<b>Idade</b> <b>(anos)</b>	<b>Peso</b> <b>(Kg)</b>	<b>Altura</b> <b>(cm)</b>	<b>Pós-cirúrgico</b> <b>(meses)</b>	<b>Membro</b> <b>acometido</b>	<b>Membro</b> <b>Dominante</b>
<b>S1</b>	31	88	176	9	E	D
<b>S2</b>	30	80	170	10	D	D
<b>S3</b>	29	76	178	9	D	D
<b>S4</b>	26	68	166	9	D	D
<b>S5</b>	45	96	175	9	D	D
<b>S6</b>	31	84	170	9	D	D
<b>S7</b>	29	92	172	11	D	D
<b>S8</b>	29	63	174	9	D	D
<b>Media</b>	<b>31,3</b>	<b>80,9</b>	<b>172,6</b>	<b>9,4</b>	-	-
DP	5,8	11,5	3,9	0,7	-	-

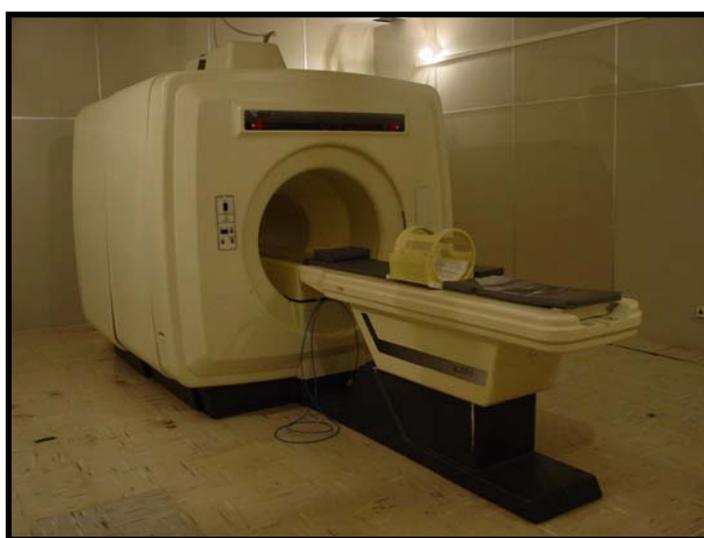
DP= Desvio Padrão

Após a aprovação do projeto pelo Conselho de Ética em Pesquisa da UFSCAR (Anexo 02), todos os indivíduos foram informados sobre os objetivos do estudo e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido no momento da admissão no experimento (Apêndice 01), conforme resolução CSN 196/96 .

## 4.2 - Instrumentação

### 4.2.1 - Equipamento de Ressonância Nuclear Magnética por Imagem (RNM-I)

A avaliação da área de secção transversa anatômica do músculo quadríceps femoral foi realizada por meio de uma cooperação com o grupo de Ressonância Nuclear Magnética do Instituto de Física de São Carlos - Universidade de São Paulo (USP). Para isso, foi utilizado um supercondutor magnético (*Torm 0.5*, Brasil) operando em 0.5 Tesla (Figura 01), alocado na Santa Casa de Misericórdia de São Carlos – SP.



**Fig 01.** Equipamento de Ressonância Nuclear Magnética utilizado no experimento

#### **4.2.2 - Dinamômetro Isocinético**

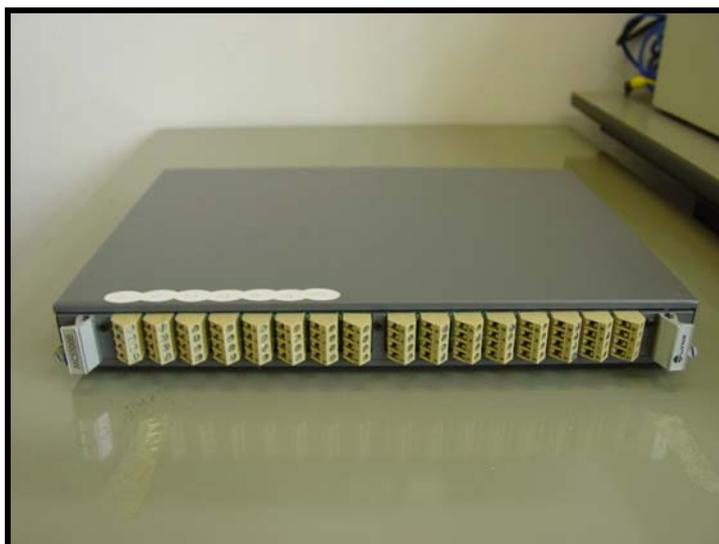
Para a avaliação do torque isométrico e isocinético, e também para o treinamento dos indivíduos, foi utilizado um Dinamômetro Isocinético Computadorizado (*Biodex Multi-Joint System 3*, *Biodex Biomedical System Inc*, New York) do Laboratório de Plasticidade Muscular, Departamento de Fisioterapia, UFSCar. O equipamento consiste essencialmente de uma cadeira, uma unidade de recepção de força conectada a um braço de alavanca e de uma unidade de controle, cujo monitor oferece *feedback* visual ao sujeito durante a execução dos testes (Figura 02).



**Fig 02.** Dinamômetro Isocinético Computadorizado utilizado para avaliação e treinamento

#### 4.2.3 – Conversor analógico-digital

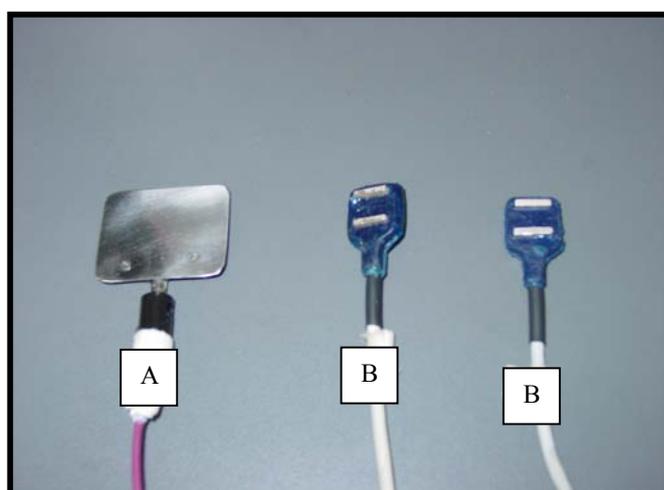
Para a avaliação da atividade eletromiográfica, foi utilizado um conversor analógico-digital - A/D (CAD, 12/36-60K – *Lynx Tecnologia Eletrônica*, Brasil) com resolução de 12 bits, módulo condicionador de sinais (MCS 1000) de 16 canais (Figura 03).



**Fig 03.** Conversor analógico/digital para a captação dos registros eletromiográficos

Para aquisição dos dados, foi utilizado o programa *Aqdados*, versão 5.0 (*Lynx Tecnologia Eletrônica*, Brasil). Os sinais foram captados numa frequência de amostragem de 1000 Hz e filtrados numa frequência entre 20 e 500 Hz, conforme recomendado por DeLuca (1993). Numa etapa posterior, os registros foram analisados utilizando-se o software *MatLab*, versão 5.0.

Os sinais foram captados por meio de eletrodos de superfície ativos diferenciais simples (*Lynx Tecnologia Eletrônica*, Brasil), formado por duas barras paralelas de Ag/AgCl, cada uma medindo 1 cm de comprimento por 0,1 cm de largura e separadas por uma distância de 1 cm (Figura 04). As barras são montadas sobre cápsulas de resina acrílica, medindo 1,6 cm de comprimento por 1,4 cm de largura e 0,6 cm de altura. Os eletrodos possuem um índice de rejeição superior a 80 dB e um ganho interno de 20 vezes. Como o ganho programado no conversor A/D foi de 50 vezes, o sinal foi amplificado 1000 vezes. Uma placa de aço inoxidável medindo 4x4cm foi utilizada como eletrodo de referência.



**Fig 04.** Eletrodos de referência (A) e de captação (B) utilizados durante as avaliações

#### 4.2.4 - Estimulador Elétrico Neuromuscular

Nos sujeitos submetidos a estimulação elétrica neuromuscular, foi utilizado um gerador de corrente modelo *Neurodin*® (*Ibramed, Industria Brasileira de Equipamentos Médicos, Brasil*) com forma de pulso retangular, bifásico, simétrico com frequência de onda portadora de 2500 Hz, modulada em 50 *bursts* por segundo, duração de pulso de 200  $\mu$ s, intervalo *interburst* de 10 ms (Figura 05).



**Fig 05.** Gerador de corrente utilizado para o treinamento dos sujeitos submetidos à estimulação elétrica

Esta configuração é conhecida popularmente como “corrente russa”. A corrente elétrica foi transmitida por meio de cabos isolados de 1,20 m de comprimento e os eletrodos de estimulação usados foram auto-adesivos, da marca *Pals*®, com dimensões de 5 x 13 cm.

## 4.3 – Procedimentos

### 4.3.1 - Procedimentos de Avaliação

Após tomarem conhecimento dos objetivos do estudo, os sujeitos foram submetidos a uma avaliação inicial. Os procedimentos envolveram uma análise da área de secção transversa do quadríceps (realizada por meio da Ressonância Nuclear Magnética), do torque extensor do joelho (por meio da dinamometria isocinética) e da ativação das unidades motoras do quadríceps (por meio da eletromiografia de superfície).

#### 4.3.1.1 - Análise da área de secção transversa do quadríceps

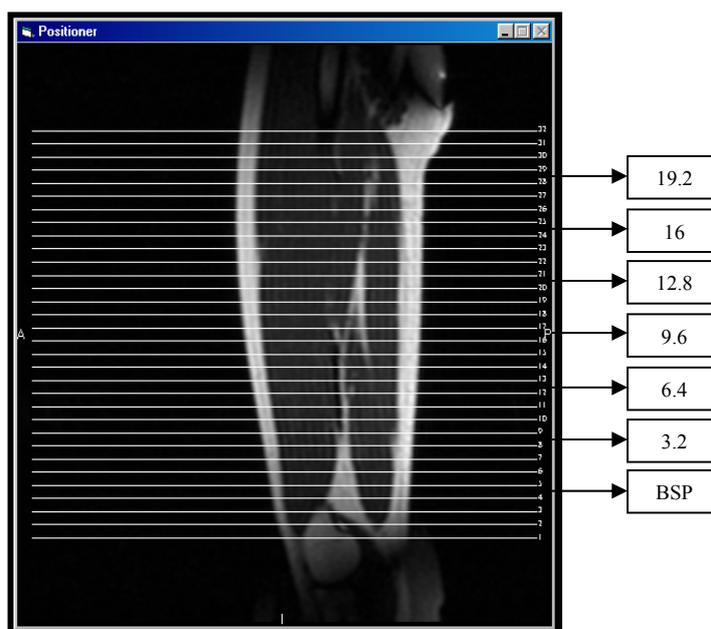
Para obtenção das imagens do quadríceps femoral por RNM, o sujeito foi posicionado no equipamento em decúbito dorsal, com quadril e joelho mantidos em completa extensão (Figura 06). Nos dois dias que antecederam ao exame, o indivíduo foi orientado a não praticar atividades físicas vigorosas.



**Fig 06.** Posicionamento do indivíduo para avaliação do quadríceps femoral por RNM-I.

Para aquisição das imagens musculares, foram considerados os seguintes parâmetros: a) intensidade do campo: 0.5 tesla; b) tempo de repetição (TR): 430 ms; c) tempo ao eco (TE): 26 ms; d) matrix de aquisição: 256 x 192; e) espessura da secção: 8mm; f) distância entre as secções: zero mm; g) largura da banda de radiofrequência: 16 KHz.

Inicialmente, foi obtida uma imagem localizadora no plano sagital de cada membro inferior, cobrindo toda a coxa. A partir deste plano, as regiões de interesse foram identificadas. Foram obtidas 31 imagens axiais da coxa, desde a região interarticular do joelho até a região do quadril. Tomando-se como referência o bordo superior da patela, 6 secções foram selecionadas para mensuração da área do quadríceps (Figura 07). Desta forma, uma imagem foi selecionada a cada 3,2 cm para mensuração. Este distanciamento entre as imagens foi baseado nos trabalhos de Tracy et al (2003), que observaram que este protocolo proporciona a melhor relação entre o tempo despendido com as mensurações e uma representatividade confiável da área do quadríceps ao longo de sua extensão.

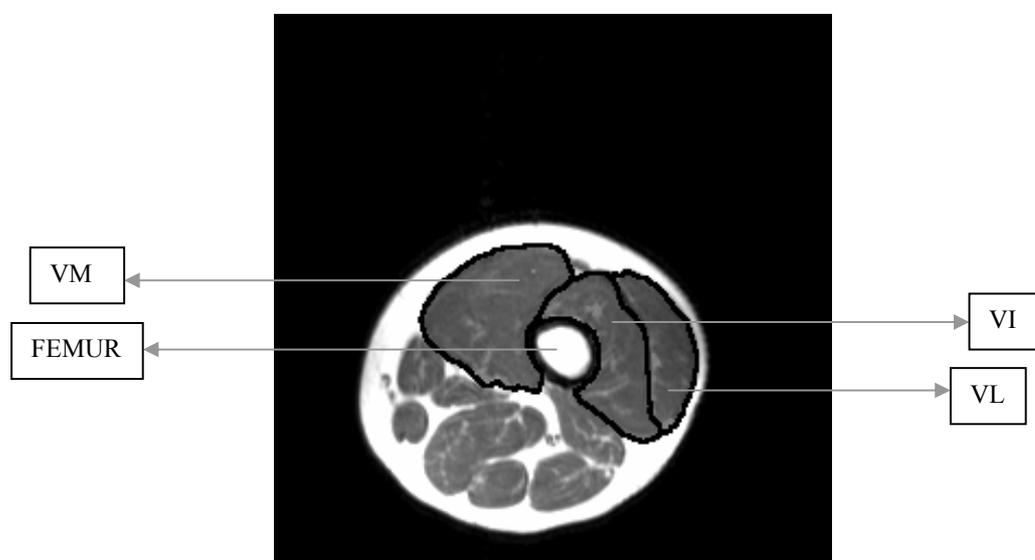


**Fig 07.** Localizadora no plano sagital demonstrando os níveis utilizados para mensuração da área de secção transversa (setas – em cm), utilizando-se o bordo suprapatelar (BSP) como referência anatômica.

As imagens de ambos os membros foram obtidas consecutivamente, no mesmo dia, utilizando-se os mesmos critérios já descritos. Todas as imagens foram armazenadas para posterior mensuração.

As imagens foram mensuradas por meio do *software Axionvision*, versão 3.0 (Carl Zeiss, Alemanha). Esta mensuração foi realizada sem que o avaliador soubesse da identidade do sujeito, ou qual o membro acometido. Para isso, os nomes e os membros dos sujeitos foram, por meio de um sorteio, codificados.

Em cada plano avaliado do quadríceps (por exemplo, Figura 08), a área do músculo foi mensurada consecutivamente por três vezes, pelo mesmo examinador e a média aritmética destas três medidas considerada como a área de secção transversa do quadríceps (em  $\text{cm}^2$ ), naquele nível.



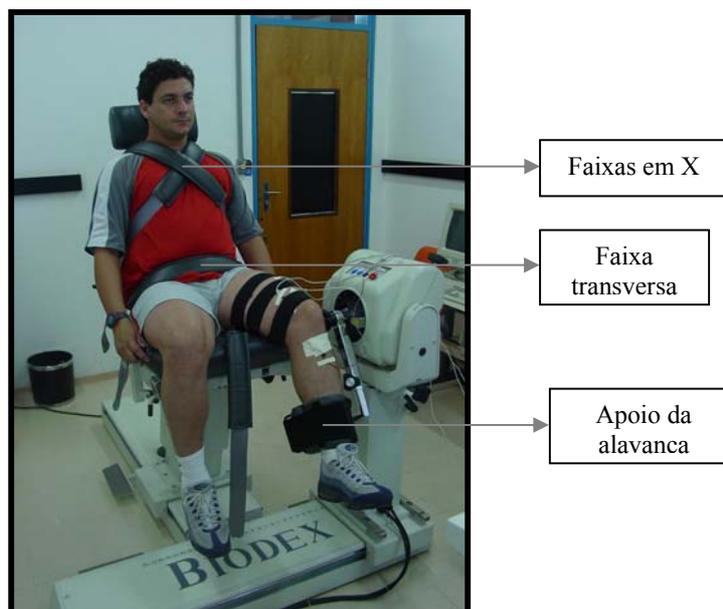
**Fig 08.** Imagens de RNM demonstrando a área de secção transversa do músculo quadríceps, 12,8 cm acima do bordo superior da patela. A região demarcada representa a área mensurada dos músculos Vastos Medial (VM), Intermédio (VI) e Lateral (VL). Neste nível identifica-se também o fêmur.

#### 4.3.1.2 - Dinamometria Isocinética:

Todos as avaliações foram realizadas no dinamômetro isocinético, o qual foi calibrado antes de cada sessão, conforme descrito no manual do equipamento. Os sujeitos iniciaram os testes realizando um breve aquecimento, durante cinco minutos, em uma bicicleta estacionária, ajustada com resistência de 25 W, à velocidade de 20 Km/h. Em seguida, foram submetidos a manobras de auto-alongamento do quadríceps femoral para ambos os membros. O alongamento foi realizado com o sujeito em posição ortostática, joelho em completa flexão e quadril estendido na máxima amplitude suportável. Cada manobra foi mantida durante 30 segundos e repetida por três vezes, respeitando-se um intervalo de 30 segundos entre cada uma delas.

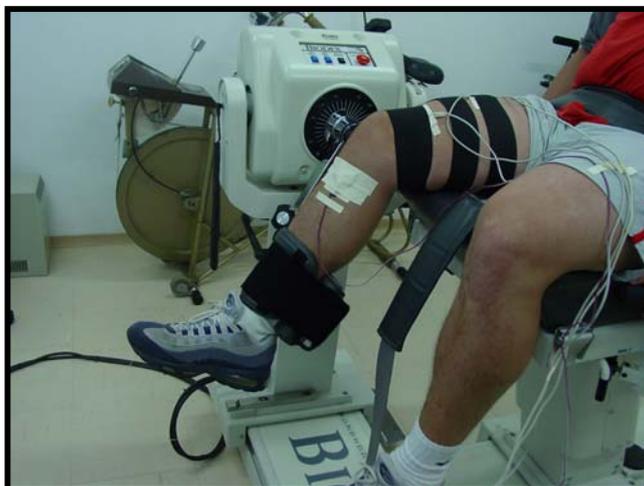
Após o alongamento, os sujeitos foram posicionados na cadeira do dinamômetro, com o encosto reclinado em 5°, com relação à posição vertical. O tronco do indivíduo foi então estabilizado por meio de duas cintas em “X”, enquanto que uma cinta transversa fixou a pelve (Figura 09). O apoio do braço de alavanca do dinamômetro foi posicionado na região distal da perna, 5 cm acima do maléolo lateral, de forma a permitir um arco completo de dorsiflexão do tornozelo. O eixo mecânico de rotação do dinamômetro foi alinhado com o epicôndilo lateral do fêmur (eixo de rotação da articulação do joelho). Durante todos os procedimentos de teste, o sujeito foi orientado a segurar firmemente o apoio lateral do assento, de forma a manter todos os segmentos corporais estabilizados.

Os ajustes para correção do efeito da gravidade sobre o torque foram realizados com o joelho a 60° e calculados pelo próprio *software* do dinamômetro, conforme preconizado por Dvir (1995).



**Fig 09.** Posicionamento do sujeito no dinamômetro isocinético para os procedimentos de teste

Após um breve período de familiarização com o equipamento, que incluiu a realização de três contrações submáximas, o sujeito foi orientado a permanecer em absoluto relaxamento durante três minutos (como recomendado por Snow e Blacklin, 1992). Foi então selecionado o modo isométrico no equipamento e a articulação do joelho posicionada a 60°. Em seguida, o sujeito realizou três Contrações Isométricas Voluntárias Máximas (CIVM) durante cinco segundos (Figura 10), respeitando-se um intervalo de dois minutos entre cada uma delas. O pico de torque extensor entre as três tentativas foi registrado para posterior análise.



**Fig 10.** Voluntário realizado a Contração Isométrica Voluntária Máxima, com o joelho posicionado a 60°

Após um intervalo de três minutos, deu-se início a avaliação isocinética. Inicialmente o dinamômetro foi ajustado no modo isocinético excêntrico, na velocidade de 30 e 120 /s. O joelho do sujeito foi estendido passivamente até 20° (considerando-se zero a extensão completa). Em seguida, foi solicitado que o mesmo realizasse a extensão dos últimos graus do joelho, momento em que o dinamômetro iniciava o movimento de flexão, até atingir o ângulo de 90° (Figura 11 A e B), totalizando uma amplitude ativa de 70°.



**Fig 11.** Posicionamento do indivíduo para a avaliação excêntrica voluntária máxima: (A) posição inicial e (B) posição final, com o joelho fletido a 90 graus.

O torque programado no dinamômetro foi sempre superior ao gerado pelo indivíduo e, desta forma, contrações excêntricas voluntárias máximas (CEVM) foram obtidas em cada repetição. Cada sujeito realizou cinco contrações na velocidade de 30°/s e o mesmo número de repetições à 120°/s. Um intervalo de três minutos de repouso foi mantido entre as séries, para minimizar os efeitos da fadiga.

Após a avaliação de um membro, os mesmos procedimentos foram repetidos no membro contra-lateral. Houve uma alternância entre o membro avaliado inicialmente (se o acometido ou não acometido).

Durante a realização das contrações voluntárias máximas, encorajamento verbal e visual foram fornecidos ao sujeito, sempre pelos mesmos examinadores. Comandos do tipo: “atenção”, “força”, “ponha a máxima força” e “não deixe o joelho dobrar”, foram emitidos de forma vigorosa, com o objetivo de enfatizar a manutenção da contração produzida. Além disso, foi

permitida a visualização, no monitor do dinamômetro, da curva de torque gerada pelo sujeito, como forma de estímulo visual, conforme preconizado por Daives (1992, Figura 12).

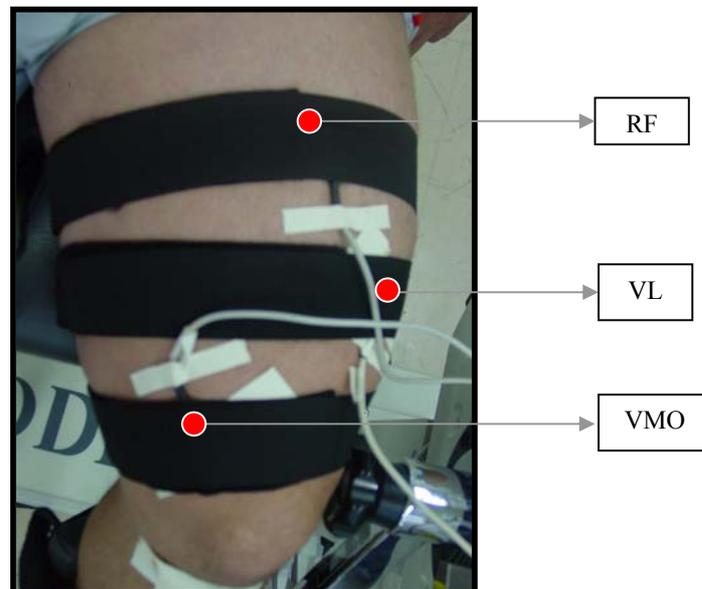


**Fig 12.** Estímulo visual oferecido pelo monitor do dinamômetro durante os testes.

#### **4.3.1.3 - Atividade Eletromiográfica**

Com o objetivo de reduzir a impedância tecidual, a superfície da pele foi previamente tricotomizada e friccionada com algodão embebido em álcool a 96%, para assepsia, antes dos procedimentos de coleta. Os eletrodos de captação foram então posicionados sobre os músculos Reto Femoral (RF), Vasto Lateral (VL) e Vasto Medial Oblíquo (VMO), seguindo-se as recomendações do *SENIAM - project* (Surface Electromyography for Non-Invasive Assessment of Muscles. European Union. 1999).

Para o RF o eletrodo foi posicionado à meia distância entre o bordo superior da patela e a Espinha Ilíaca Antero Superior (EIAS). Para o VMO, foi posicionado à 20% da distância entre o espaço articular medial do joelho e a EIAS. Para o VL, o eletrodo foi mantido a 1/3 da distância entre o bordo lateral da patela e a EIAS (Figura 13). As superfícies de detecção foram mantidas perpendicularmente ao sentido das fibras, conforme preconizado por DeLuca (1997). O eletrodo de referência foi fixado na tuberosidade da tíbia.



**Fig 13.** Posicionamento dos eletrodos de captação para os músculos RF, VL e VMO do quadríceps femoral.

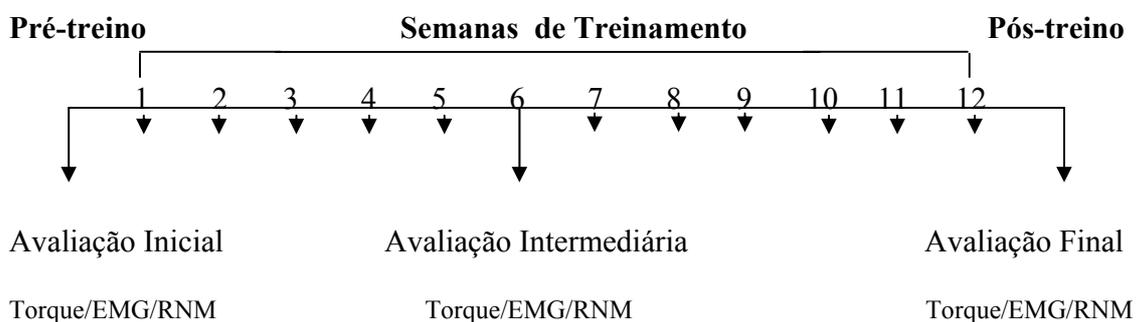
Todos os eletrodos foram fixados a pele com esparadrapos, sendo em seguida recobertos com fitas de velcro para garantir a estabilidade. Cuidados também foram tomados na fixação dos cabos, para minimizar possíveis deslocamentos durante as contrações musculares.

A atividade eletromiográfica foi captada simultaneamente aos registros de torque. Assim, para cada CIVM houve o registro da atividade elétrica muscular. O tempo de coleta nas

contrações isométricas foi de sete segundos, sendo que o primeiro e sétimo segundos foram descartados da análise. O registro eletromiográfico durante as contrações isocinéticas foi realizado durante todas as repetições, incluindo-se também o período de relaxamento. Para a análise porém, foi selecionado sempre a mesma porção do ciclo do movimento e o sinal foi analisado apenas durante este momento. O período analisado, para cada contração isocinética, foi de 2 segundos, conforme recomendado por DeLuca (1993).

Os dados obtidos foram armazenados e posteriormente convertidos no formato *ASCii*. Após esse processamento, os arquivos foram analisados no software *MatLab* (versão 5.0) que permite uma avaliação mais detalhada dos sinais. Foi identificado o valor da Raiz Quadrada da Média dos Quadrados (*RMS - Root Mean Square*) para análise do sinal eletromiográfico.

Todos os resultados referentes à área de secção transversa do quadríceps, valores de torque e registros eletromiográficos de cada membro, em cada sujeito, foram então armazenados em fichas próprias (Apêndice 02). Os procedimentos da avaliação inicial foram repetidos após seis semanas de treinamento (avaliação intermediária) e novamente após doze semanas (avaliação final), conforme esquematizado abaixo.



#### **4.3.2 - Protocolo de treinamento**

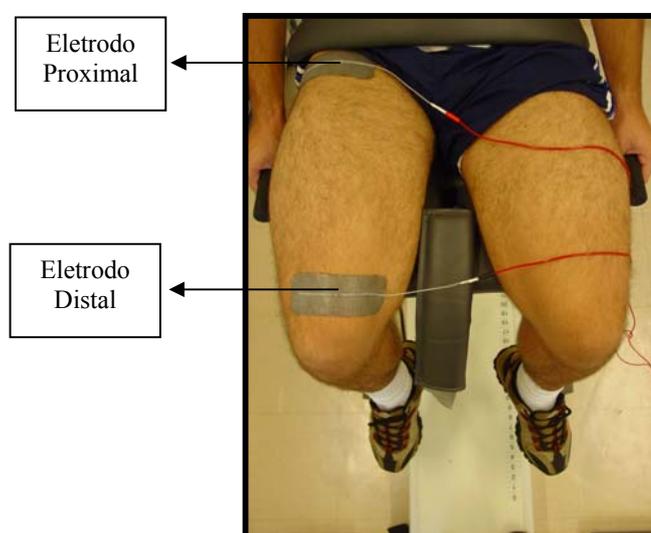
Cada sujeito foi treinado durante doze semanas, numa frequência de duas sessões semanais. Durante todo o período de treino foi respeitado o intervalo de, no mínimo, dois dias entre cada uma das sessões. Os sujeitos, de acordo com a ordem de admissão no experimento, foram designados para um dos protocolos de treinamento: a) Exercício Excêntrico Máximo; ou b) Exercício Excêntrico Máximo associado à Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM). Procedimentos estatísticos não revelaram diferenças significativas entre os grupos, no que se refere a idade, peso, altura, dominância ou tempo de reconstrução ( $p > 0.05$  para todas as variáveis analisadas).

No início de cada sessão, o sujeito realizou um breve aquecimento, seguido de manobras de alongamento, de forma idêntica às realizadas antes das avaliações. Entretanto, apenas o membro acometido foi alongado, uma vez que somente este foi submetido ao treinamento neste estudo.

O indivíduo foi então posicionado no dinamômetro isocinético, conforme anteriormente descrito. Para o treinamento excêntrico, foram utilizados os mesmos procedimentos já descritos na avaliação isocinética a 30°/s (ver Figuras 11 A e B), exceto que, ao invés de uma única série de 5 repetições, foram realizadas 3 séries de 10 repetições. Foi respeitado um intervalo de três minutos entre cada série. Vale salientar que apenas o membro acometido foi treinado e somente na velocidade de 30°/s.

No grupo que associou o treino excêntrico a EENM, o protocolo de treinamento foi idêntico, exceto que, o quadríceps femoral foi estimulado eletricamente, na máxima intensidade suportada pelo indivíduo, durante a realização das contrações excêntricas voluntárias.

Para a EENM, um par de eletrodos auto-adesivo (Palms<sup>®</sup>), de dimensões idênticas (5 x 13 cm) foi posicionado sobre o quadríceps dos sujeitos. O eletrodo proximal foi colocado à 10 cm abaixo da EIAS, na emergência do nervo femoral, enquanto que o distal foi disposto sobre o VMO e RF, 5 cm acima do bordo superior da patela (Figura 14). Este posicionamento tem-se mostrado o mais eficiente para provocar uma contração uniforme do quadríceps, com o mínimo desconforto (Delitto et al, 1988b).



**Fig 14.** Posicionamento dos eletrodos para EENM.

Desta forma, em todas as contrações desse grupo realizadas durante o treino, o torque registrado foi uma associação da contração eletricamente evocada sobreposta à contração voluntária. A corrente utilizada durante o estudo foi uma bifásica simétrica, de 2500 Hz, modulada em 50 *burst*, denominada “corrente russa”.

Ao final de cada sessão, os valores de amplitude de corrente suportado pelo sujeito e o pico de torque excêntrico foram registrados.

#### 4.4 - Análise Estatística

Todos os testes estatísticos foram realizados por meio do *software* GB-Stat School Pak®. Antes da análise de cada grupo, a normalidade na distribuição dos dados foi verificada por meio dos procedimentos da estatística descritiva.

A análise do torque foi realizada utilizando-se o pico de torque atingido pelos sujeitos durante as contrações isométricas e isocinéticas excêntricas. As médias de todos os indivíduos, nas três avaliações, foram submetidas a uma Análise de Variância (ANOVA) com medidas repetidas, para comparação entre elas. Sempre que uma causa de variação foi significativa, foi utilizado o teste *pos-hoc* de Newman-Keuls, a fim de localizar-se diferenças entre os grupos. Em todas as situações foi utilizado um nível de significância  $p \leq 0.05$ .

As análises da área de secção transversa e da atividade EMG foram realizadas utilizando-se as médias dos sujeitos, verificadas nas três avaliações ao longo do estudo. Foram utilizados os mesmo testes com o mesmo nível de significância já descrito.

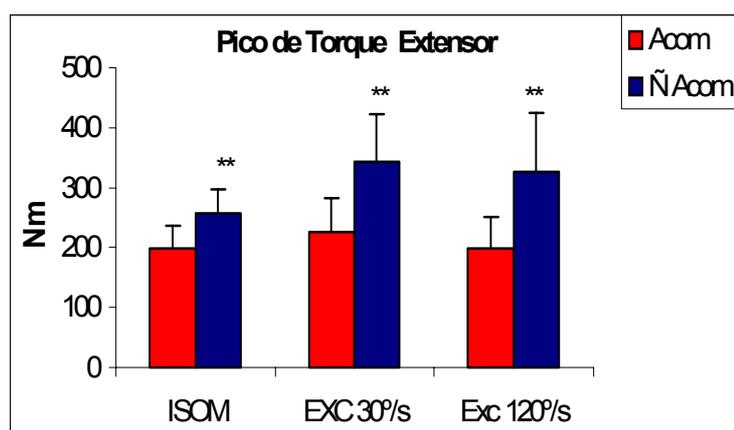
Os testes de correlação entre as variáveis pico de torque, área de secção transversa e sinal EMG foram realizados por meio da análise de regressão linear simples. Foi considerada correlação forte quando  $r > 0.75$ , média entre 0.5 e 0.75 e fraca quando  $r < 0.5$ .

## 5 – Resultados

### 5.1 – Avaliação Inicial – Pré-treinamento

#### 5.1.1 – Pico de Torque

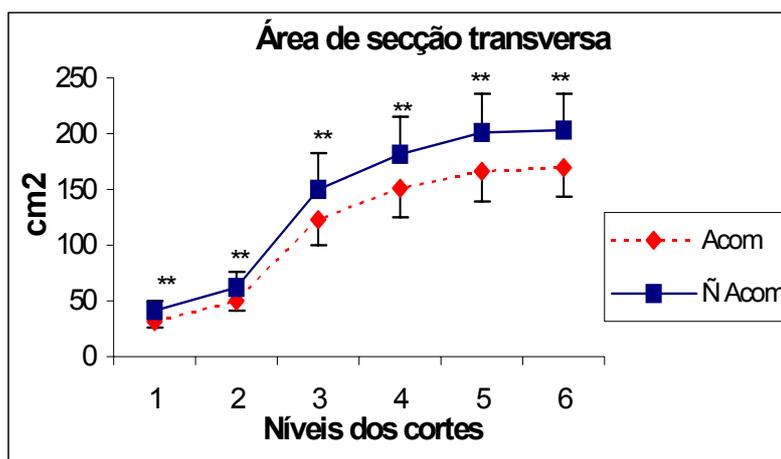
O PT mostrou-se diminuído no membro acometido em todas as condições avaliadas (Figura 15). A média do PT durante a Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM) foi de  $256 \pm 41$  Nm *versus*  $198 \pm 37$  Nm, para os membros não acometido e acometido, respectivamente ( $p < 0.01$ ). Foi durante a contração excêntrica a  $30^\circ/s$ , que os sujeitos atingiram os maiores valores de PT, em ambos os membros:  $342 \pm 81$  Nm *versus*  $227 \pm 56$  Nm ( $p < 0.01$ ). Na excêntrica a  $120^\circ/s$ , os valores médios corresponderam a  $325 \pm 99$  Nm e  $199 \pm 51$  Nm respectivamente, revelando também uma significativa diferença no torque gerado pelo membro acometido, quando comparado ao contralateral ( $p < 0.01$ ).



**Figura 15:** Avaliação pré-treinamento. Pico de Torque extensor para os membros acometidos e não acometidos, registrados durante as contrações isométricas e nas excêntricas máximas a  $30^\circ/s$  e a  $120^\circ/s$  (\*\*  $p < 0.01$ , quando o membro acometido foi comparado ao não acometido).

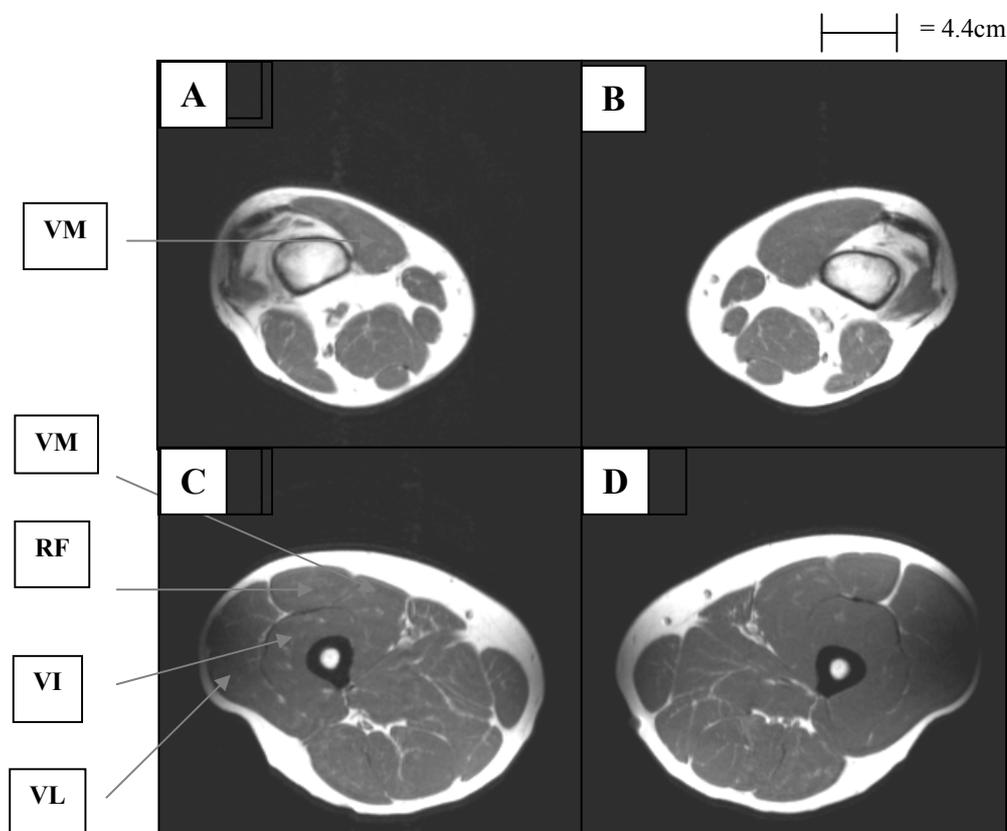
### 5.1.2 – Análise da área de secção transversa (AST)

A análise das imagens por Ressonância Nuclear Magnética, em todos os seis níveis mensurados, mostrou um déficit significativo na área de secção transversa do quadríceps ( $p < 0,01$ ), quando o membro acometido foi comparado ao não acometido. Nota-se que a atrofia muscular ocorreu em todas as regiões avaliadas (Figura 16).



**Figura 16:** Área de secção transversa (em cm<sup>2</sup>) para os membros acometido e não acometido, nos seis níveis mensurados, sendo o nível 1 o mais distal (3,2 cm acima da patela) e o nível 6 o mais proximal (19,2 cm acima da patela; \*\* $p < 0.01$ , quando o membro acometido foi comparado ao não acometido).

A distribuição deste déficit, porém, não se deu de maneira uniforme: foram constatadas diferenças que variaram de 16 a 24% ao longo da coxa, sendo que, os maiores déficits foram encontrados nas regiões distais, mais próximas ao joelho, onde se visualiza essencialmente o Vasto Medial (Figura 17).

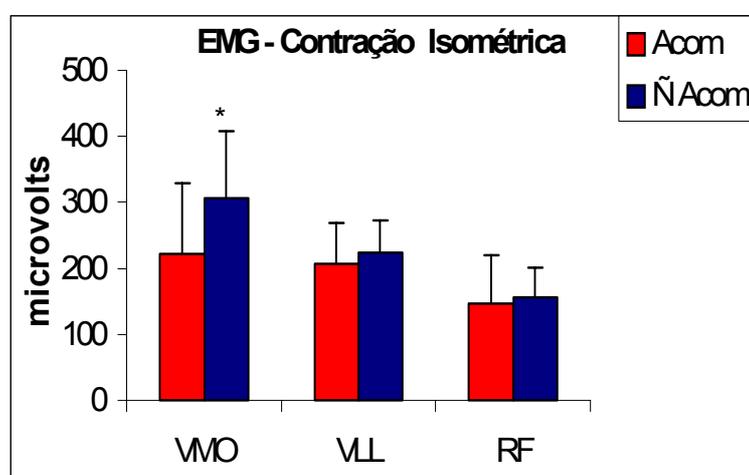


**Figura 17:** Imagens da área de secção transversa nos membros envolvido (A e C) e não envolvido (B e D), do mesmo sujeito, para o Reto Femoral (RF) e os Vastos Medial (VM), Lateral (VL) e Intermédio (VI). As imagens foram adquiridas a 6,4 (A e B) e 19,2 cm (C e D) do bordo suprapatelar. Observe a atrofia no membro acometido, especialmente do VM.

### 5.1.3 - Atividade eletromiográfica:

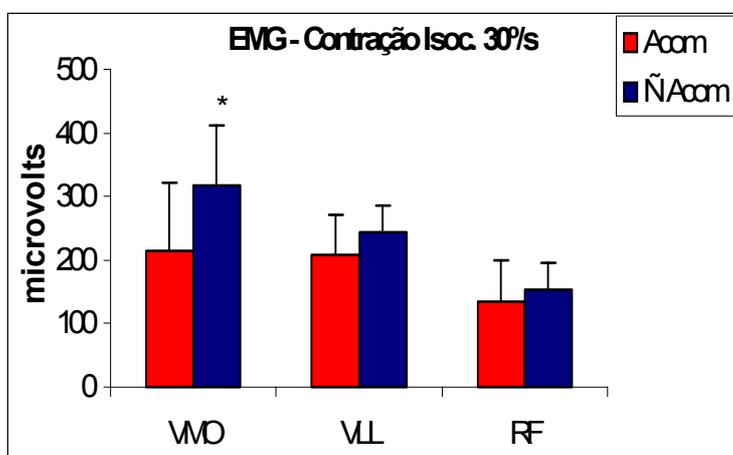
Os registros eletromiográficos captados durante as contrações excêntricas a 120°/s revelaram-se, por meio do *software MatLab*, pouco confiáveis. Provavelmente, devido à rápida velocidade de execução do movimento, muito ruído foi gerado, e desta forma, esses valores foram descartados da análise. Assim, os dados que seguem referem-se aos valores colhidos durante as contrações isométricas e excêntricas a 30°/s.

Durante as contrações isométricas, o VMO produziu significativamente menor atividade no membro acometido quando comparado ao não acometido ( $222 \pm 108 \mu\text{V}$  versus  $307 \pm 101 \mu\text{V}$ ,  $p < 0.05$ , Figura 18). As porções do VLL e do RF não apresentaram alterações significativas ( $207 \pm 62 \mu\text{V}$  versus  $223 \pm 50 \mu\text{V}$ ,  $p > 0.05$  e  $146 \pm 74$  versus  $156 \pm 45 \mu\text{V}$ ,  $p > 0.05$ , respectivamente).



**Figura 18:** Avaliação pré-treinamento. Valor de RMS no Vasto Medial Obliquo (VMO), Vasto Lateral (VL) e do Reto Femoral (RF) dos membros acometido e não acometido em microvolts, durante as contrações isométricas máximas (\*  $p < 0.05$ , quando o membro acometido foi comparado ao não acometido).

Os resultados obtidos durante as contrações excêntricas a  $30^\circ/\text{s}$  foram bastante semelhantes aos registrados na isometria. Novamente o VMO do membro acometido mostrou significativa redução na sua atividade, quando comparado ao membro não acometido ( $213 \pm 108 \mu\text{V}$  versus  $318 \pm 94 \mu\text{V}$ ,  $p < 0.05$ ). Os registros do VLL e do RF não apresentaram alterações significativas ( $207 \pm 65 \mu\text{V}$  versus  $243 \pm 42 \mu\text{V}$ ,  $p > 0.05$  e  $134 \pm 66 \mu\text{V}$  versus  $154 \pm 43 \mu\text{V}$ ,  $p > 0.05$ , respectivamente, Figura 19).

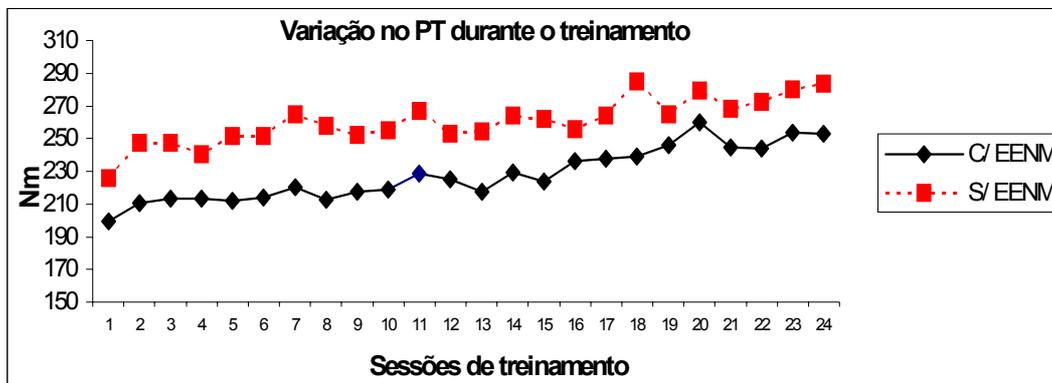


**Figura 19:** Valor de RMS do Vasto Medial Oblíquo (VMO), Vasto Lateral (VL) e do Reto Femoral (RF) nos membros acometido e não acometido, em microvolts, durante as contrações isocinéticas a 30°/s (\*  $p < 0.05$ , quando o membro acometido foi comparado ao não acometido).

## 5.2 – Efeitos da EENM no treinamento

### 5.2.1 – Pico de Torque

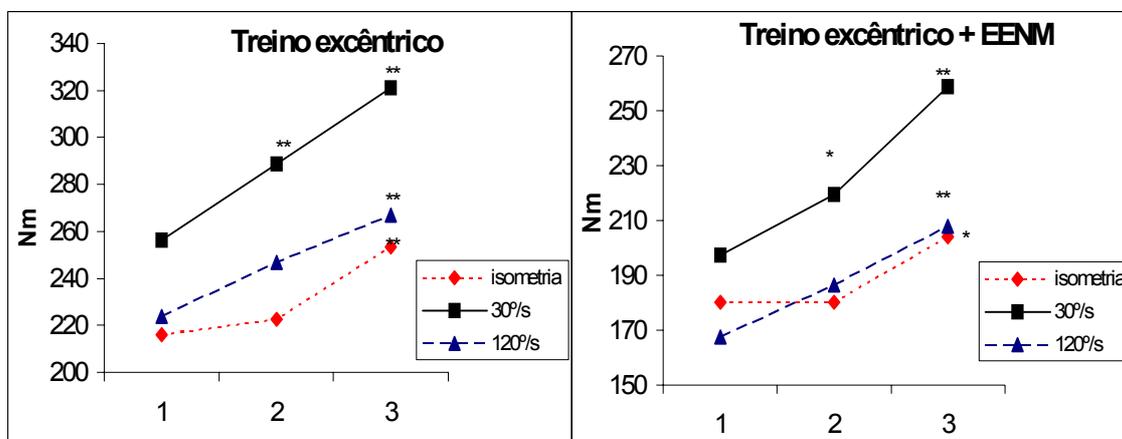
Houve aumento significativo no PT do membro acometido (treinado), verificado a cada sessão de treinamento (Figura 20), tanto no grupo que treinou apenas com exercícios quanto no que associou a EENM, porém, sem diferença entre eles (de  $226 \pm 71$  para  $284 \pm 64$  Nm e de  $200 \pm 68$  para  $253 \pm 58$  Nm, respectivamente,  $p > 0.05$ ).



**Figura 20:** Variação no Pico de Torque verificado *a cada sessão*, entre os grupos treinados apenas com exercício e com a estimulação elétrica sobreposta ao exercício (\* $p < 0.05$ , quando comparado ao valor inicial).

As avaliações realizadas ao longo do estudo também revelaram um comportamento similar no Pico de Torque (Figura 21). O grupo que treinou sem EENM teve aumento significativo no PT nas três condições avaliadas, ou seja, no torque isométrico e no excêntrico a 30 e 120°/s. Ganhos altamente significativos ( $p < 0.01$ ) foram revelados nas contrações excêntricas a 30°/s já na avaliação intermediária.

O grupo que treinou com EENM apresentou os mesmos resultados já descritos. Na avaliação intermediária, foi registrado aumento no torque isocinético a 30°/s ( $p < 0.05$ ), sendo que esses ganhos foram altamente significativos ao final do treinamento ( $p < 0.01$ ). Nas demais avaliações, os aumentos só se revelaram significativos na avaliação final ( $p < 0.05$ ). As demais medidas mostraram-se idênticas. Em qualquer uma das situações, a EENM não apresentou qualquer interferência no processo de fortalecimento.

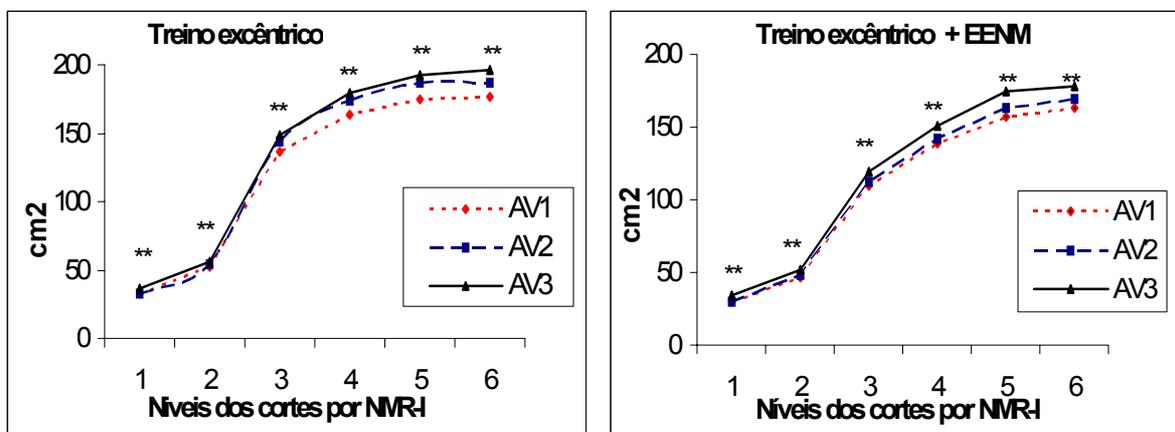


**Figura 21:** Variação no Pico de Torque extensor registrado entre as avaliações inicial (1) intermediária (2) e final (3) para os grupos treinados com exercícios e com exercícios associados a EENM, durante as contrações isométricas e excêntricas a 30 e 120°/s (\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , quando comparado aos valores iniciais).

### 5.2.2 – Área de Secção Transversa

O grupo que utilizou apenas os exercícios apresentou ganho altamente significativo na área de secção transversa já na avaliação intermediária ( $p < 0.01$ ), sendo que um novo aumento foi registrado no final do período de treinamento.

No grupo que associou EENM ao exercício os resultados foram similares: foi observado aumento significativo na área de secção transversa, já na avaliação intermediária ( $p < 0.05$ ), que se tornou altamente significativo ao final do período de treinamento ( $p < 0.01$ ). Mais uma vez, não houve diferença na hipertrofia entre grupos treinados com e sem EENM (Figura 22).



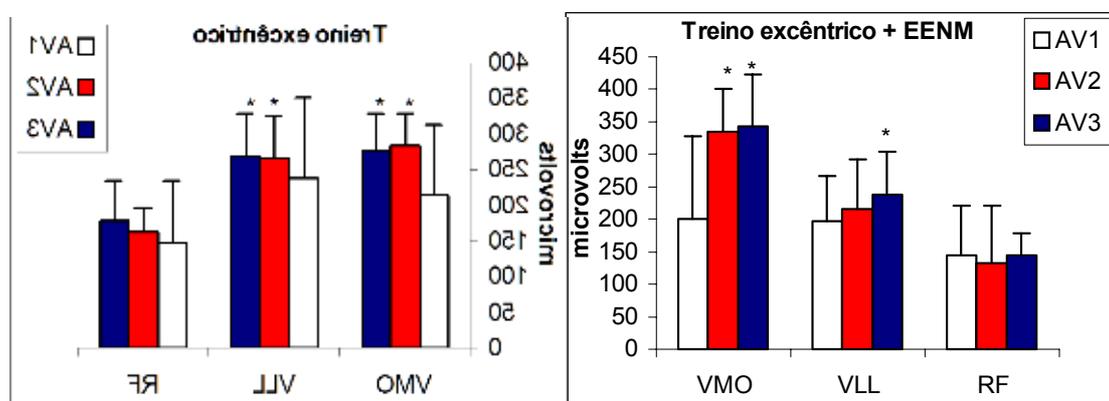
**Figura 22:** Área de secção transversa do quadríceps do membro acometido treinado com exercício excêntrico e com exercício excêntrico associado a EENM (em cm<sup>2</sup>), nas avaliações inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3) \*\*p<0.01, quando comparados aos valores iniciais.

### 5.2.3 – Atividade EMG

As modificações no recrutamento neural durante as contrações isométricas não foram influenciadas pela adição da EENM (Figura 23). No grupo com uso da EENM, o VMO apresentou um significativo aumento no valor do RMS entre as avaliações inicial e intermediária, (de  $201 \pm 126 \mu\text{V}$  para  $334 \pm 64 \mu\text{V}$ ,  $p < 0.05$ ), mas, não entre esta última e a final ( $343 \pm 76 \mu\text{V}$ ,  $p > 0.05$ ). O VLL apresentou ganho significativo somente entre as avaliações inicial e final (de  $197 \pm 67 \mu\text{V}$  para  $238 \pm 79 \mu\text{V}$ ,  $p < 0.05$ ), enquanto que o RF não apresentou mudança na sua atividade ao longo do treinamento.

O grupo treinado somente com exercício excêntrico apresentou resultados idênticos para o VMO, com aumento do RMS entre as avaliações inicial e intermediária (de  $213 \pm 99 \mu\text{V}$  para  $284 \pm 89 \mu\text{V}$ ,  $p < 0.05$ ), mas, não entre esta última e a final ( $276 \pm 87 \mu\text{V}$ ,  $p > 0.05$ ). O VLL registrou aumento de valor também entre as avaliações inicial e intermediária (de  $237 \pm 44 \mu\text{V}$

para  $266 \pm 59 \mu\text{V}$ ,  $p < 0.05$ ), mas não na final ( $267 \pm 33 \mu\text{V}$ ,  $p > 0.05$ ), enquanto o RF não apresentou modificação significativa no valor do RMS ao longo do treinamento. Os valores encontrados durante as contrações isocinéticas a 30%/s apresentaram o mesmo padrão dos registrados nas contrações isométricas. Novamente, a adição da EENM parece não ter influenciado nos resultados obtidos, uma vez que não houve diferenças entre os grupos.



**Figura 23:** Valores do RMS para os músculos Vasto Medial Obliquo (VMO), Vasto Lateral (VL) e Reto Femoral (RF), nas avaliações inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3), nos membros treinados com e sem EENM, durante a contração isométrica (\* $p < 0.05$ , quando comparado aos valores iniciais).

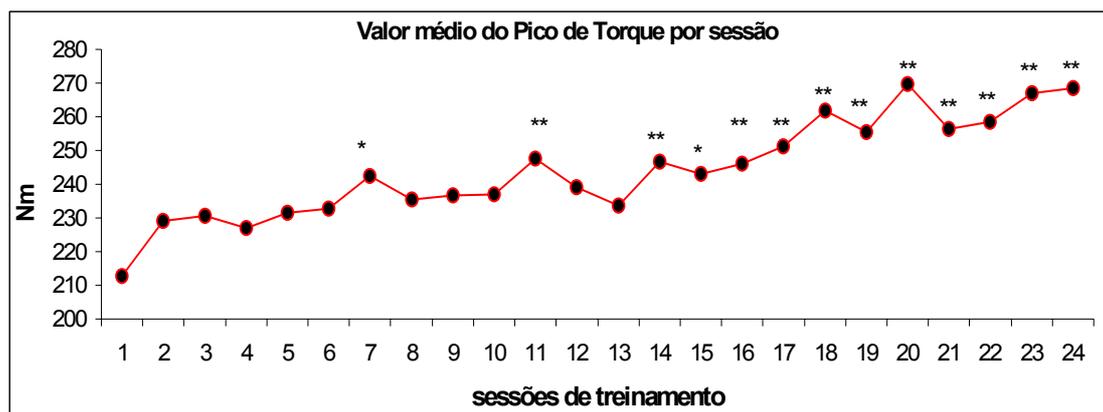
Os testes estatísticos realizados neste estudo não demonstraram qualquer influência da EENM no fortalecimento dos músculos dos indivíduos, seja ele no torque, no trofismo ou na atividade EMG. Desta forma, os resultados apresentados a seguir considerarão os indivíduos como um único grupo ( $n=8$ ).

### 5.3 – Efeitos do treino excêntrico na morfologia e na função do quadríceps

#### 5.3.1 – Variações no Pico de Torque registradas ao longo do treino.

O treinamento proposto, baseado no uso de exercícios excêntricos, mostrou-se efetivo no aumento do PT. Ao longo do estudo, sua média variou de  $212 \pm 43 \text{ Nm}$  para  $268 \pm 46 \text{ Nm}$

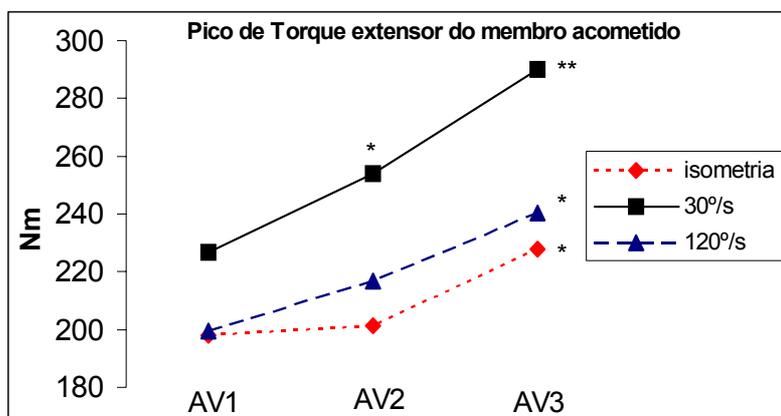
( $p < 0.01$ ). Somente na sétima sessão de treino observa-se um aumento significativo no PT ( $p < 0.05$ ), quando comparado ao seu valor inicial. Ao longo das doze semanas de treinamento observou-se um aumento gradual no PT extensor (Figura 24).



**Figura 24:** Valores médio do Pico de Torque em cada sessão, ao longo do treinamento (\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , quando comparado a média da sessão 1).

### 5.3.2 – Pico de Torque do membro acometido registrado nas avaliações

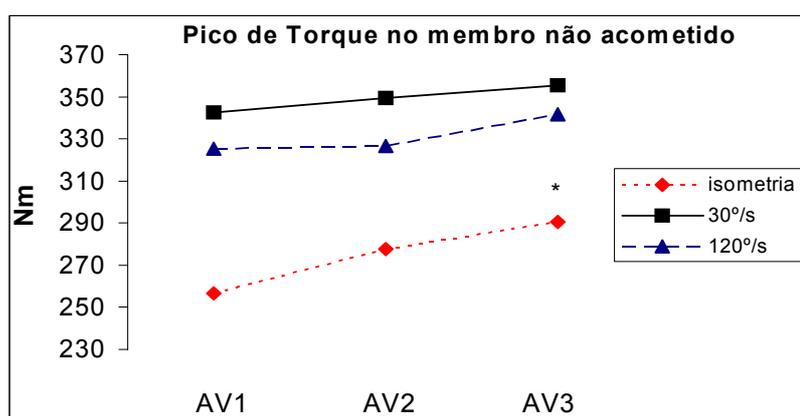
Os maiores PT, em todas as situações avaliadas, foram encontrados na contração excêntrica a  $30^\circ/s$ , seguido pela excêntrica a  $120^\circ/s$ , enquanto que os menores torques foram registrados durante as contrações isométricas. Na avaliação excêntrica a  $30^\circ/s$ , o treinamento produziu ganhos significativos já na avaliação intermediária ( $p < 0.05$ ), sendo que esses se tornaram altamente significativos no final do treinamento ( $p < 0.01$ ). Foram observados aumentos significativos no PT também nas contrações isométricas e excêntricas a  $120^\circ/s$  (velocidades não treinadas), mas apenas na avaliação final ( $p < 0.05$ , Figura 25).



**Figura 25:** Variação no PT extensor registrado nas avaliações inicial (AV1) intermediária (AV2) e final (AV3) nos membros acometidos, durante as contrações isométricas e excêntricas a 30 e 120°/s (\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , quando comparado aos valores da AV1).

### 5.3.3 –Pico de Torque do membro não acometido.

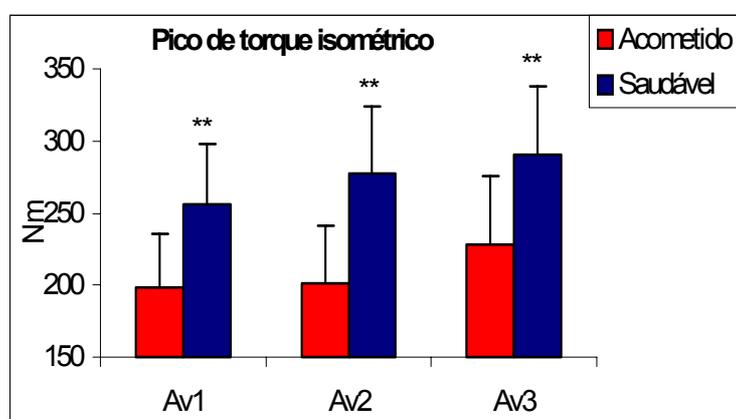
Os maiores picos de torque também foram registrados durante a contração excêntrica a 30°/s, seguida pela excêntrica a 120°/s e, por fim, durante a isométrica. O treinamento no membro acometido não produziu alterações significativas no PT do membro não acometido nas avaliações excêntricas. Entretanto, foi registrado aumento ( $p < 0.05$ ) no PT isométrico quando a avaliação final foi comparada à inicial (Figura 26).



**Figura 26:** Variação no PT registrado entre as avaliações inicial (AV1) intermediária (AV2) e final (AV3) nos membros não acometidos, durante as contrações isométricas e excêntricas a 30 e 120°/s (\* $p < 0.05$ , quando comparado aos valores da AV1).

### 5.3.4 – Comparação do Pico de Torque isométrico entre os membros

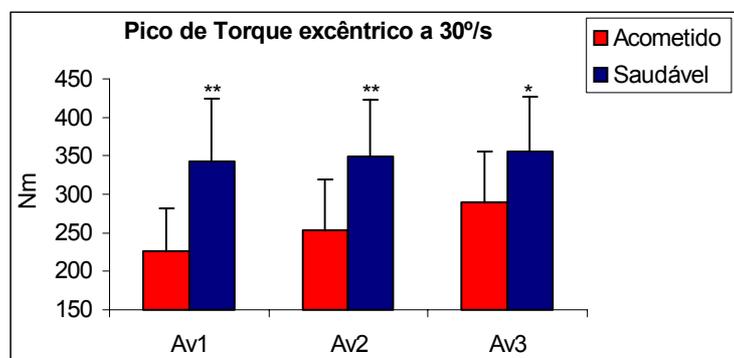
O membro acometido apresentou um significativo déficit no PT isométrico antes do treinamento, com déficit de 23% ( $p < 0.01$ ), quando comparado ao membro não acometido (Figura 27). Embora esse torque tenha aumentado no membro acometido na avaliação final, ele ainda revelou-se significativamente reduzido em relação ao membro não acometido no final do programa, com déficit de 21% ( $p < 0.01$ ).



**Figura 27:** Comparação do Pico de Torque entre os membros acometidos e não acometidos nas avaliações inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3), durante as contrações isométricas (\*\* $p < 0.01$ , quando o membro acometido foi comparado ao não acometido).

### 5.3.5 - Comparação do PT isocinético à 30°/s entre os membros

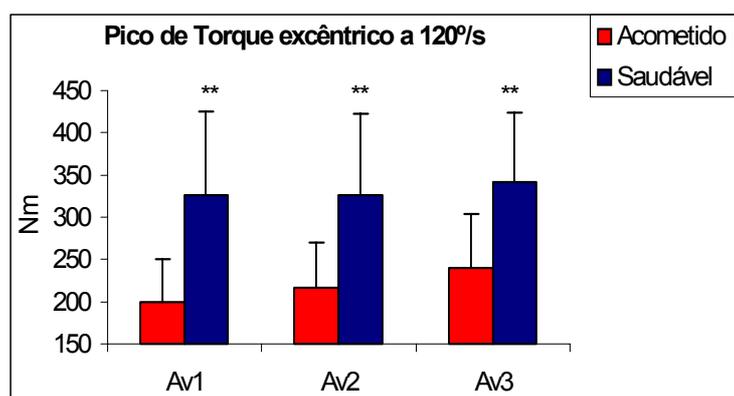
O PT excêntrico a 30°/s no membro acometido apresentava um déficit de 34% antes do treinamento ( $p < 0.01$ ), em relação ao não acometido. Aumentos significativos no Pico de Torque extensor foram registrados na sexta semana de treinamento sendo que, ao final do período, a diferença entre os membros foi reduzida para 18%. Este déficit ainda mostrou-se significativo na avaliação final ( $p < 0.05$ , Figura 28).



**Figura 28:** Comparação do Pico de Torque entre os membros acometidos e não acometidos nas avaliações inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3), durante as contrações excêntrica a 30°/s (\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$  quando o membro acometido foi comparado ao não acometido).

### 5.3.6 - Pico de Torque isocinético excêntrico à 120°/s.

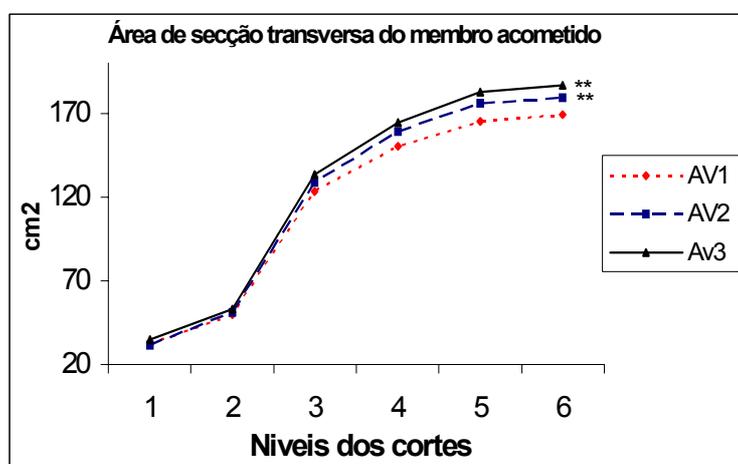
O PT excêntrico a 120°/s apresentou um déficit de 39%, quando o membro acometido foi comparado ao não acometido, na avaliação inicial ( $p < 0.01$ ). Apesar do treinamento, essa diferença se manteve em 29% ao final de doze semanas ( $p < 0.01$ , Figura 29).



**Figura 29:** Comparação do Pico de Torque entre os membros acometidos e não acometidos nas avaliações inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3), durante as contrações excêntricas a 120°/s (\*\* $p < 0.01$  quando o membro acometido foi comparado ao não acometido).

### 5.3.7 – Análise da área de secção transversa no membro acometido

Analisando-se em conjunto as imagens de RNM de toda a coxa, foi observado um significativo aumento na área de secção transversa do quadríceps do membro acometido já na avaliação intermediária ( $p < 0.01$ ). Esse aumento mostrou-se altamente significativo ao final do treinamento (Figura 30). No membro não acometido, não foi observada alteração na área muscular em nenhuma das regiões mensuradas.



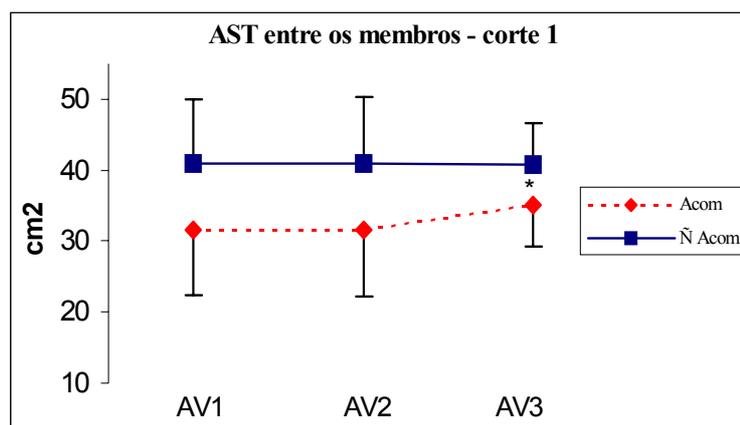
**Figura 30:** Área de secção transversa (em  $\text{cm}^2$ ) para os membros acometido na avaliação inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3), nos seis níveis mensurados, sendo o nível 1 o mais distal (3.2 cm acima do Bordo Superior da Patela) e o nível 6 o mais proximal (19.2 cm acima do BSP), (\*\* $p < 0.01$ , quando comparado aos valores iniciais).

### 5.3.8 - Análise da Área de Secção Transversa entre os membros, por região

A análise individual em cada um dos seis níveis de área de secção transversa, ao longo da coxa, revelou que o membro acometido apresentou um comportamento diferente, no que se refere à recuperação do trofismo do quadríceps femoral.

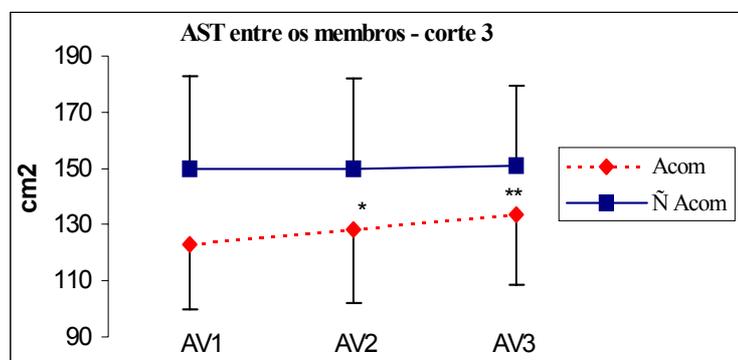
Nas regiões distais da coxa, correspondentes as imagens nos níveis 1 e 2, não foi observada hipertrofia significativa nas primeiras seis semanas de treinamento. Já na avaliação final, foi observado um aumento de 10,3% na área mensurada ( $p < 0.05$ ). Ao término do

treinamento, embora a diferença entre os membros tenha sido parcialmente revertida, ela ainda atingiu significância estatística (déficit de 12.6%,  $p < 0.05$ , Figura 31). Nessa região observa-se essencialmente a área do Vasto Medial.



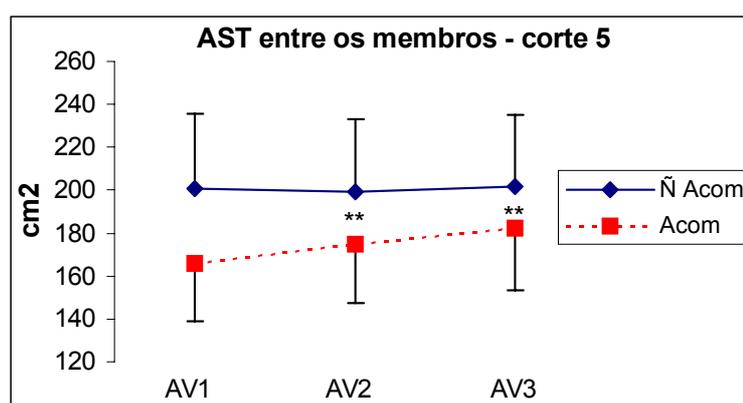
**Figura 31:** Média da Área de Secção Transversa (em  $\text{cm}^2$ ) no corte 1 para os membros acometidos e não acometidos, na avaliação inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3), (\* $p < 0.05$ , quando comparado ao valores iniciais do membro acometido).

Nas regiões intermediárias da coxa, a hipertrofia já foi observada um significativo aumento na área de secção transversa do quadríceps ao final de seis semanas de treinamento ( $p < 0.05$ ), que se tornou maior na avaliação final ( $p < 0.01$ ). Entretanto, ainda observa-se um déficit de 11.6% ao final do treinamento (Figura 32). Essa região inclui essencialmente os Vastos Intermédio, Lateral e Medial do quadríceps.



**Figura 32:** Média da Área de Secção Transversa (AST- em cm<sup>2</sup>) no corte 3 para os membros acometidos e não acometidos, na avaliação inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3), (\*p<0.05, \*\* p<0,01, quando comparado aos valores iniciais do membro acometido).

Nas regiões proximais da coxa, a hipertrofia já foi observada após seis semanas de treinamento ( $p<0.01$ ), com incremento contínuo até a 12<sup>a</sup> semana, sendo que não foi observada diferença significativa ao final do treinamento (Figura 33). Nessa região evidenciam-se os Vastos Intermédio, Lateral e o Reto Femoral.



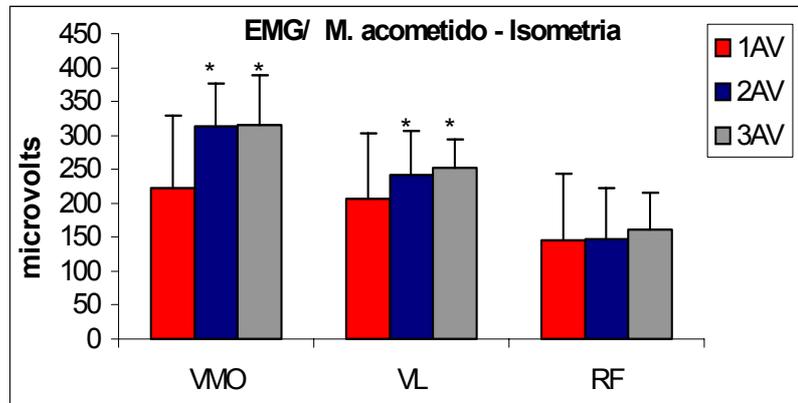
**Figura 33:** Média da Área de Secção Transversa (AST- em cm<sup>2</sup>) no corte 5 para os membros acometido e não acometido, na avaliação inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3). (\*\* p<0,01 quando comparado aos valores iniciais do membro acometido).

Os resultados da área de secção transversa do quadríceps demonstram que a região distal da coxa do membro acometido apresentou as maiores diferenças percentuais (maior atrofia), quando comparadas as do não acometido. As primeiras seis semanas de treinamento não produziram mudanças significativas no trofismo desta região. Após a sexta semana, observou-se uma recuperação gradual desta mas, ao final do treinamento, ainda persistiu um significativo déficit no trofismo muscular.

A região proximal apresentou os menores déficits iniciais e esses já foram revertidos nas primeiras seis semanas de treinamento. Ao final das dozes semanas, não houve diferença significativa entre os membros. A região mediana da coxa apresentou um comportamento intermediário entre os observados nas regiões proximal e distal.

### **5.3.9 – Atividade Eletromiográfica – Isometria**

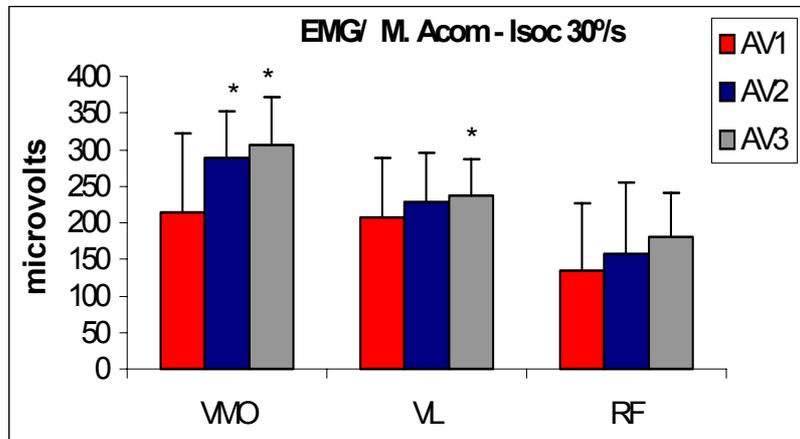
No VMO, houve um aumento significativo ( $p < 0,05$ ) no valor do RMS já entre as avaliações inicial e intermediária, mas não entre esta e a final. O VLL apresentou um comportamento idêntico ao VMO enquanto que o RF não apresentou variação significativa no valor de RMS durante o treinamento (Figura 34). Desta forma, 6 semanas de treinamento foram suficientes para o aumento na atividade EMG do VMO e do VLL. Não houve alteração significativa no valor do RMS para nenhuma das porções do membro não acometido ( $p > 0,05$ ).



**Figura 34:** Valor do RMS para o Vasto Medial Obliquo (VMO), Vasto Lateral (VL) e Reto Femoral (RF), nas avaliações inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3) no membro acometido, durante as contrações isométrica (\* $p < 0.05$ , quando comparado aos valores iniciais).

### 5.3.10 – Atividade Eletromiográfica - contração excêntrica a 30°/s

O comportamento eletromiográfico durante as contrações excêntricas a 30°/s foi semelhante ao registrado durante a isometria. Para o VMO e para o VLL, houve aumento significativo no valor de RMS apenas entre as avaliações inicial e intermediária ( $p < 0.05$ ). Os valores de RMS do RF não sofreram modificações significativas ao longo do treinamento. De forma idêntica aos registros captados nas contrações isométricas, os valores de RMS do VMO foram sempre maiores que do VL e este sempre acima do registrado pelo RF (Figura 35). Por outro lado, a análise estatística não revelou diferença significativa entre os valores registrados durante as contrações isométricas e excêntricas a 30°/s, para uma mesma porção muscular ( $p > 0.05$ ).



**Figura 35:** Valor do RMS para o Vasto Medial Obliquo (VMO), Vasto Lateral (VL) e Reto Femoral (RF), nas avaliações inicial (AV1), intermediária (AV2) e final (AV3) no membro acometido, durante as contrações isocinéticas a 30°/s (\* $p < 0,05$  quando comparado aos valores iniciais).

#### 5.4 Correlações entre o Pico de Torque, Área de Secção Transversa e atividade EMG.

Na primeira fase do treinamento, período compreendido entre as avaliações inicial e intermediária, observa-se um aumento significativo no PT isocinético a 30°/s ( $p < 0,05$ ), acompanhado de um crescimento na atividade EMG ( $p < 0,05$ ) e de um aumento altamente significativo na área de secção transversa ( $p < 0,01$ ). Existe forte correlação linear direta entre as variáveis PT x área de secção transversa (com coeficiente de correlação de 0.81,  $p < 0,05$ ). Também existe média correlação direta entre as variáveis PT x atividade EMG (com coeficiente de correlação de 0.69,  $p < 0,05$ ).

Na segunda fase do treinamento, período compreendido entre as avaliações intermediária e final, o PT continuou a aumentar significativamente em relação aos valores atingidos na segunda avaliação ( $p < 0,05$ ) e tornou-se altamente significativo em relação a primeira ( $p < 0,01$ ). Esse ganho é acompanhado de um aumento na área de secção transversa do músculo ( $p < 0,05$ ),

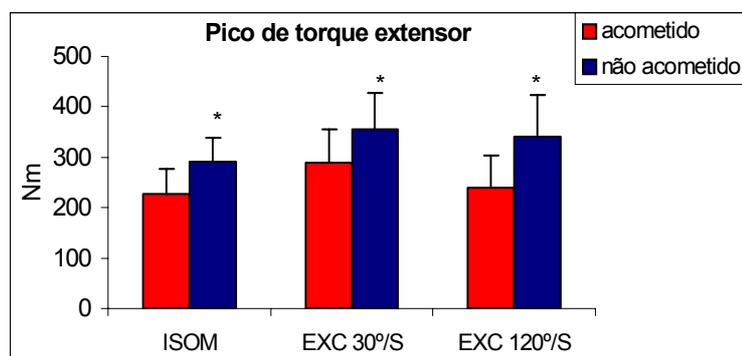
mas não é observada alteração na atividade EMG. Nesta fase, também foi mantida forte correlação entre as variáveis PT x área de secção transversa (com coeficiente de 0.78,  $p < 0.05$ ), porém não se manteve a correlação entre PT x atividade EMG (coeficiente de correlação de 0.28,  $p > 0.05$ ).

Isso sugere que, nas primeiras seis semanas de treinamento o aumento no PT foi devido a uma associação de fatores neurais e morfológicos, enquanto que nas seis semanas seguintes apenas os fatores morfológicos influenciaram nos resultados.

## **5.5 – Avaliação Final – Pós-treinamento**

### **5.5.1 – Pico de Torque**

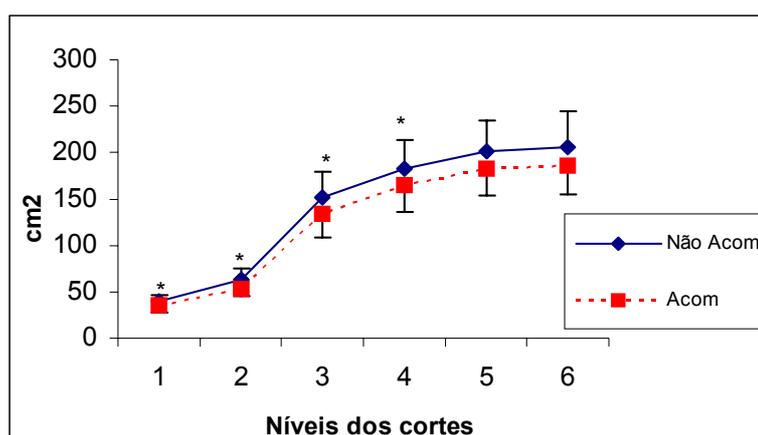
Apesar do significativo aumento no PT do membro acometido, ao final do treinamento ele ainda mostrou-se significativamente reduzido em todas as condições avaliadas, quando comparado ao membro não acometido (Figura 36). Na avaliação final, a média do PT durante a Contração Isométrica foi de  $284 \pm 58$  Nm *versus*  $228 \pm 48$  Nm, para os membros não acometido e acometido, respectivamente ( $p < 0.05$ ). Na excêntrica a  $30^\circ/s$ , os sujeitos atingiram os valores de  $356 \pm 71$  Nm *versus*  $291 \pm 65$  Nm ( $p < 0.05$ ). Na excêntrica a  $120^\circ/s$ , os valores corresponderam a  $335 \pm 91$  Nm e  $240 \pm 63$  Nm respectivamente, revelando também um significativo déficit no torque gerado pelo membro acometido ( $p < 0.05$ ).



**Figura 36:** Avaliação pós-treino. Pico de Torque extensor para os membros acometido e não acometido, registrados durante as contrações isométricas e nas excêntricas máximas a 30°/s e a 120°/s (\*  $p < 0,05$ ).

### 5.5.2 – Análise da área de secção transversa (AST)

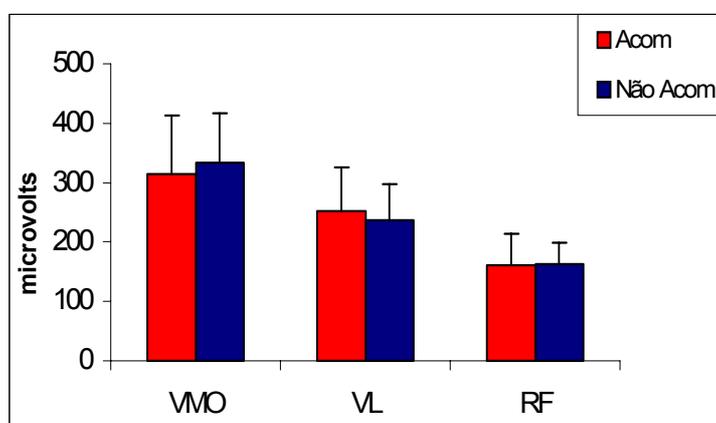
A análise das imagens por Ressonância Nuclear Magnética, em quatro dos seis níveis mensurados, ainda mostrou um déficit significativo na área de secção transversa do quadríceps ( $p < 0,05$ ), quando o membro acometido foi comparado ao não acometido. Nota-se que a atrofia prevaleceu nas regiões média e distal da coxa (Figura 37).



**Figura 37:** Área de secção transversa (em  $\text{cm}^2$ ) para os membros acometido e não acometido, nos seis níveis mensurados, sendo o nível 1 o mais distal (3,2 cm acima da patela) e o nível 6 o mais proximal (19,2 cm acima da patela). \* $p < 0,05$ , quando o membro acometido foi comparado ao não acometido.

### 5.5.3 - Atividade eletromiográfica:

Ao final do treinamento, durante as contrações isométricas, os valores de RMS registrados entre os membros não diferiram significativamente. O VMO produziu uma atividade de  $315 \pm 97 \mu\text{V}$  versus  $334 \pm 82 \mu\text{V}$  ( $p > 0.05$ ), para os membros acometido e não acometido, respectivamente. O valor do RMS do VLL foi de  $252 \pm 74$  versus  $237 \pm 60$  ( $p > 0.05$ ), e o do RF  $161 \pm 53$  versus  $162 \pm 37 \mu\text{V}$  ( $p > 0.05$ ), respectivamente (Figura 38).



**Figura 38:** Avaliação pós-treinamento. Valor de RMS no Vasto Medial Obliquo (VMO), Vasto Lateral (VL) e do Reto Femoral (RF) dos membros acometido e não acometido em microvolts, durante as contrações isométricas máximas. Não houve diferença entre os membros.

Os resultados obtidos durante as contrações isocinéticas a 30°/s foram idênticos aos registrados nas isométricas. Novamente não houve diferença significativa em nenhuma das porções do quadríceps, quando o membro acometido foi comparado ao não acometido.

## **6. Discussão**

### **6.1 - Avaliação Inicial**

#### **6.1.1 - Pico de Torque**

Os dados do presente estudo revelaram que, indivíduos submetidos a reconstrução do LCA utilizando o terço médio do tendão patelar, em sua fase tardia de reabilitação ( $9.4 \pm 0.7$  meses de pós-operatório), ainda apresentam um significativo déficit no torque extensor do joelho, entre os membros. Nosso estudo relevou um déficit médio de 23% durante as contrações isométricas e de 34 e 39% durante as contrações excêntricas a 30 e 120°/s, respectivamente. Os maiores Picos de Torque foram registrados durante as contrações excêntricas, sem diferença entre elas. Os maiores déficits percentuais no PT também foram registrados nas contrações excêntricas, o que significa que as avaliações isométricas podem subestimar o real déficit de torque após essas reconstruções.

As alterações na força após reconstruções do LCA podem persistir por anos (Urbach et al, 1999). Estudos que envolveram a mesma técnica cirúrgica empregada neste trabalho apontam um déficit no torque extensor no membro acometido variando de 5 a 34%, quando comparado ao não acometido (Hiemstra et al, 2000). Isso seria resultante da série de estímulos ao qual o membro foi submetido, tais como o trauma inicial, o período de descondicionamento, a intervenção cirúrgica, a reabilitação e o retardo no retorno às atividades.

Fitzgerald et al (2003) afirmam que os sujeitos submetidos a reconstruções usando o tendão patelar do mesmo membro - como neste estudo - apresentam uma maior fraqueza do

quadríceps, quando comparado aos sujeitos submetidos a outras técnicas cirúrgicas (por exemplo, usando o tendão dos ísquios-tibiais ou o patelar do membro contra-lateral).

Normalmente, os pacientes apresentam uma moderada fraqueza após a lesão, que se torna mais pronunciada no período pós-operatório. Apesar dos processos de reabilitação extremamente vigorosos, muitos pacientes ainda apresentam um déficit residual de força no quadríceps, seis meses após a cirurgia. Essa dramática perda da função quadricipital após a reconstrução pode ser devido a fatores tais como, diminuição na descarga de peso no período pós-operatório, efusão articular, dor ou mesmo a retirada de parte do tendão patelar (McHugh et al, 2001). Os mesmos autores encontraram um déficit médio de 16% no torque do membro acometido antes da cirurgia, que aumentou para 41% na quinta semana de pós-operatório.

Urbach et al (1999) observaram que o déficit de força normalmente é maior do que poderia ser esperado pela atrofia por desuso. Desta forma, a incapacidade de ativar completamente o quadríceps, a partir de uma contração voluntária, seria considerada a principal responsável pelo déficit de força.

Konishi et al (2002) também observaram déficits significativos na força do quadríceps, até mesmo na ausência de atrofia muscular, indicando que esta não seria a causa primária da fraqueza. Possíveis alterações no recrutamento motor poderiam justificar essas alterações. Sabe-se que os elementos neurais constituem cerca de 1% da área total do LCA, e estão localizados em maior número próximos as suas inserções ósseas (Barrack, 1994). No período pós-operatório, embora a dor e o edema possam intervir, a redução na capacidade contrátil do quadríceps poderia ser resultado de uma perda ou distúrbio temporário no *feedback* proprioceptivo da articulação envolvida. Esse *feedback* ofereceria informações acerca do comprimento muscular, da sua tensão e da posição articular, tornando-se um elemento indispensável na recuperação das habilidades motoras. O trauma tecidual, associado à incisão da cápsula anterior usada nos procedimentos

cirúrgicos, causariam uma distorção temporária na atividade dos receptores, as quais não retornariam ao normal, semanas ou meses após a reconstrução. Como esses receptores favorecem a atividade do quadríceps femoral, a perda deste efeito facilitatório pode resultar em um menor potencial contrátil (Draprer, 1990).

Outros estudos apontam nesta mesma direção. Experimentos realizados em animais e em humanos demonstraram que os motoneurônios gama são marcadamente influenciados pelos aferentes articulares e ligamentares. A perda dos receptores do LCA causaria uma atenuação no *feedback* deste ligamento, o que reduziria a ativação do motoneurônio gama. Essa menor atividade do gama diminuiria a ativação dos aferentes Ia, devido a uma redução na sensibilidade dos fusos musculares. O recrutamento das unidades motoras, sobretudo as maiores, seria retardado, já que é necessária a participação do aferente Ia durante a sua ativação. Esta via é conhecida como "alça gama" e a sua perda explicaria a fraqueza do quadríceps nas lesões do LCA (Konishi et al., 2002). Os mesmos autores demonstraram que, uma atenuação nos aferentes articulares, provocada por uma injeção local de agentes anestésicos, comprometeu a função dos motoneurônios alfa que inervam o quadríceps.

Os processos inflamatórios também aumentariam esta inibição, já que produziriam menor hiperexcitabilidade do "input" aferente da articulação inflamada. Os experimentos não explicam completamente os déficits neurofisiológicos de ativação, mas apontam para mecanismos centrais e medulares no ajuste do sistema fusimotor, nos casos de afecções no joelho (Urbach, 1999).

Solomonow e Krogsgaard (2001) propõem que os ligamentos de uma articulação, além da sua função passiva de limitar o movimento articular, também servem como um órgão sensorial dinâmico que dispara ou inicia a atividade muscular sinérgica. Se o LCA, por exemplo, é submetido a uma força de deslocamento anterior da tíbia, os receptores deste ligamento iniciarão a contração dos ísquios-tibiais, o que limitará esse deslocamento, já que os mesmos tracionarão a

tíbia posteriormente. Palmer (*apud* Solomonow e Krogsgaard, 2001) conseguiu reproduzir esses reflexos em ligamentos intactos, porém observou uma marcada diminuição ou perda de seletividade em sujeitos submetidos a cirurgias do joelho. Isso confirmaria que parte destes reflexos seria desencadeados por receptores ligamentares.

A reinervação do LCA reconstruído foi demonstrada histologicamente por meio de experimentos em humanos e animais (Ochi et al, 1999 e Shimizu et al, 1999). Questiona-se atualmente se a função dos receptores e das vias neurais do LCA são restauradas e em que período isso ocorreria. Tsuda et al (2003) demonstraram, em sujeitos submetidos a reconstruções do LCA entre 37 e 80 meses de pós-operatório, a existência não apenas de uma via aferente, mas também de uma via eferente, do sistema nervoso central para os músculos ísquios-tibiais. Essas evidências suportariam a possibilidade de que a reconstrução do LCA induziria também a uma restauração dos reflexos ligamento-musculares do joelho e assim, o seu papel neurosensorial seria restabelecido.

Outros dados sugerem que a efusão articular do joelho também pode intervir na inibição quadriciptal, mesmo na ausência de dor. Hopkins et al (2001) produziram, por meio de injeção de soluções salinas aplicadas dentro da cápsula articular do joelho, um efeito inibitório sobre o Vasto Medial. O aumento na atividade das terminações de Ruffini da cápsula articular, com conseqüente redução na ativação dos motoneurônios alfa, seria a provável causa da inibição ocorrida neste estudo.

Além da perda do *feedback*, da dor e da efusão, o período de inatividade relativa que acompanha os traumas ou cirurgias que envolvem o LCA, por si só, pode causar mudanças significativas no padrão de recrutamento motor (Draper, 1990, Enoka, 1997). Um estudo avaliando os efeitos de vinte dias de descondicionamento sobre os extensores do joelho humano

revelou uma diminuição na área de secção transversa (equivalente a 0.1% por dia), na produção da força (0.3% ao dia) e na atividade eletromiográfica (0.7% ao dia, Narici *apud* Hiemstra, 2000).

### **6.1.2 - Área de secção transversa do quadríceps.**

As imagens de RNM revelaram significativa redução na área de secção transversa do músculo quadríceps femoral, ao longo de toda a coxa, nos membros submetidos à reconstrução do LCA. Quando comparado ao membro não acometido, a diferença na área do membro acometido variou entre 16 e 24%, sendo maior na região distal da coxa e menor na proximal.

Pesquisadores têm demonstrado que a redução nas atividades diárias e as imobilizações afetam rapidamente o trofismo da musculatura do joelho e levam a uma progressiva atrofia. Perdas mensuráveis de massa são aparentes com uma ou duas semanas e progridem quase que de forma exponencial (Willians et al, 2004). Esta atrofia após traumas e em períodos de desuso resulta de diversos fatores, incluindo redução na síntese protéica, elevados níveis de cortisol plasmático, inibição reflexa e influxo aferente alterado.

Este processo se inicia rapidamente e, essencialmente, é o resultado de uma ruptura no equilíbrio normal entre síntese e degradação protéica. O desuso do músculo leva a uma precoce redução nesta síntese, acompanhada de uma aceleração na proteólise, com predomínio do segundo fator (Kandarian e Stevenson, 2002).

Lieber (2002) sugere que o principal fator que contribui para as atrofias induzidas por desuso é o grau de imobilização, ou seja, o número de articulações que o músculo cruza e quantas delas foram imobilizadas. Um segundo fator seria a modificação relativa impostas ao uso do músculo. Além disso, o percentual de fibras tipo I ou II que compõem o músculo também seriam determinantes.

No nosso estudo, ficou evidente uma maior atrofia na região distal da coxa, onde se visualiza essencialmente o Vasto Medial Oblíquo (ver figura 17A e B). Esses dados estão em concordância com observações clínicas, que sugerem que o VMO é o primeiro músculo a apresentar notável atrofia após lesões articulares do joelho (Hopkins, 2001).

Estudos têm demonstrado que o VMO possui uma maior proporção de fibras do tipo II do que de tipo I (52 *versus* 44%, respectivamente). Quando comparados a outras porções do quadríceps, esses valores diferem significativamente. O VL, por exemplo, possui cerca de 39% de fibras do tipo II e 60% de fibras do tipo I (Travnik et al, 1995). Isso poderia explicar a maior atrofia na região do VMO.

Snyder-Mackler et al (1993) avaliando 18 sujeitos submetidos a reconstruções do LCA, observaram um menor Pico de Torque e uma maior resistência à fadiga, quando os membros acometidos foram comparados aos não acometidos. Como as fibras do tipo II geram mais força e maior fadiga, os dados sugeriram uma atrofia seletiva destas fibras nos membros acometidos.

Outros dados corroboram com este estudo. McNair e Wood (1993) encontraram alterações na frequência mediana do quadríceps em pacientes com deficiências do LCA. Estas foram observadas durante contrações isocinéticas máximas e foram sugestivas de atrofia seletiva de fibras tipo II. McHugh et al (2001) também observaram menor geração de torque e maior resistência à fadiga nos membros acometidos, sendo consistentes com a atrofia preferencial das fibras do tipo II. Assim, como o VMO apresenta proporcionalmente um maior percentual deste tipo de fibra, maiores perdas de massa seriam mensuradas nessa região.

Uma outra possível explicação para esta maior atrofia na região distal da coxa poderia ser dada pelas ações do VMO e do VL no alinhamento patelar, durante os movimentos de flexo-extensão do joelho. Este posicionamento é mantido pelo equilíbrio de forças dinâmicas e estáticas que agem sobre a patela (Sheehy et al, 1998). O VMO controlaria primariamente essa ação,

especialmente nos últimos trinta graus de extensão (Doucette e Goble, 1992 e Ciccotti et al, 1994). Como essas atividades estão reduzidas ou mesmo ausentes nos períodos de imobilização, maiores alterações funcionais e morfológicas seriam encontradas nessas porções do quadríceps.

Outros fatores também podem contribuir para uma menor atrofia na região proximal da coxa. O número de articulações que um músculo cruza é o primeiro fator determinante de sua atrofia por desuso (Lieber, 2002). O Reto Femoral cruza tanto a articulação do quadril como do joelho, funcionando como extensor do joelho e flexor do quadril (ao contrário dos outros vastos do quadríceps, que apenas agem sobre o joelho). Assim, o Reto Femoral é menos rigidamente imobilizado que os demais vastos, o que, provavelmente, produz menor atrofia. Nas regiões proximais da coxa, é significativo o volume do Reto Femoral na mensuração da área de secção transversa, enquanto que, nas porções distais, o mesmo não é visualizado (ver Figura 17 B e C); isso contribuiria para a menor atrofia na região proximal.

### **6.1.3 - Atividade EMG.**

O presente estudo também revelou uma alteração significativa do registro eletromiográfico no VMO do membro acometido. Frequentemente, a EMG tem sido usada para avaliar o grau de ativação muscular durante uma contração; maiores níveis de força estariam associados a um aumento no valor do RMS. Desta forma, alterações no sinal EMG são úteis para avaliar a atividade neural associada à contração muscular (DeLuca, 1993).

Neste estudo, o sinal EMG foi analisado tanto durante contrações isométricas como excêntricas. Em todas as situações avaliadas, o valor do RMS no VMO do membro acometido mostrou-se significativamente reduzido. Os déficits registrados foram de 28% durante as contrações isométricas e de 33% na excêntrica a 30°/s. A atividade do VL e do RF, embora

apresentando uma discreta redução numérica, não atingiram diferenças significativas, quando o membro acometido foi comparado ao não acometido.

A atividade EMG do VMO tem-se mostrado reduzida em outros estudos que incluíram reconstruções do LCA. McHugh et al (2001) observaram que o membro envolvido apresentava um déficit médio na atividade EMG de 18% antes da cirurgia, atingindo o valor de 36% na quinta semana de pós-operatório. Uma dramática redução da força muscular foi correlacionada com uma correspondente perda no sinal EMG.

Reduzida amplitude na EMG do quadríceps tem sido atribuída à já discutida inibição reflexa. Tyler et al (1999) mostraram que o valor de RMS no VMO no membro acometido representava 60-70% do valor do membro não acometido antes da reconstrução do LCA, com quase completa inibição no primeiro dia pós-operatório. Duas semanas após a cirurgia os valores variaram entre 15-40% do membro não acometido. Segundo o autor, a imediata perda de ativação do VMO no primeiro dia pós-operatório foi claramente devido à inibição reflexa. Assim, as modificações iniciais na EMG têm sido atribuídas a efeitos neurais, ao invés de tróficos.

Novamente sugere-se que uma alteração no *feedback* dos mecanorreceptores encontrada no LCA estaria influenciando a atividade do motoneurônio alfa e, por conseguinte, alterando a capacidade contrátil do músculo.

## **6.2 - Efeitos da EENM sobre o treinamento**

O treinamento com EENM não influenciou nenhuma das variáveis avaliadas, quais sejam, o pico de torque extensor, a área de secção transversa e a atividade EMG do quadríceps.

Os estudos que envolvem o uso da EENM nos processos de fortalecimento muscular são bastante controversos. Além de diferentes procedimentos metodológicos, os parâmetros

manipuláveis clinicamente nos geradores de corrente não obedecem a um padrão uniforme. Como resultado, surge uma enorme divergência nos resultados obtidos e nas conclusões enunciadas a partir desses experimentos.

Um dos primeiros estudos a avaliar os efeitos da EENM em populações de pacientes utilizou sujeitos na 4ª semana após meniscectomias (Williams et al, 1986). A comparação entre um grupo tratado com exercícios e outro com exercícios associado a EENM revelou ganhos significativamente maiores para o segundo grupo.

Delitto et al (1988a) observaram que os resultados de pacientes submetidos a programas de reabilitação com o uso da EENM contrastavam com estudos prévios realizados em indivíduos saudáveis. Analisando dois grupos de pacientes submetidos à reconstrução do LCA, um treinando apenas com EENM e outro somente com exercícios voluntários, os pacientes do primeiro grupo terminaram o regime de treinamento com maior percentagem de força, tanto para o grupo extensor como para o flexor do joelho. Os indivíduos se encontravam entre a 2ª e a 3ª semana após a cirurgia.

Snyder-Mackler et al (1994b) analisando a curva dose-resposta para os regimes de EENM no quadríceps femoral, em indivíduos entre a 2ª e 6ª semana após a reconstrução do LCA, observaram ganhos significativos na força do músculo quando intensidades próximas a 70% da contração voluntária máxima do membro não acometido foram produzidas pelo membro acometido. O princípio da sobrecarga de treinamento seria assim mantido para os exercícios estimulados eletricamente, ou seja, o estimulador deve ser capaz não só de gerar um percentual significativo da contração voluntária nas fases iniciais do tratamento, mas estar apto para continuar produzindo altas forças contráteis durante todo o processo de recuperação.

Lieber *et al* (1996) têm sugerido que, os programas que envolvem o uso isolado da EENM em pacientes com reconstrução do LCA têm a mesma efetividade no ganho de força que aqueles que utilizam apenas o exercício voluntário, desde que realizados na mesma intensidade de contração.

Por outro lado, Selkowitz (*apud* Ward e Shkuratova, 2002), sugeriu que existem poucas evidências de que os ganhos de força com o uso da EENM sejam maiores do que aqueles produzidos apenas com exercícios voluntários ou pela combinação de exercícios e estimulação elétrica.

Mais recentemente, Fitzgerald *et al* (2003) observaram que o protocolo de EENM associado ao exercício resultou em um “modesto aumento” no torque do quadríceps após reconstrução do LCA, quando comparado ao grupo treinado apenas com exercícios. Os indivíduos já se encontravam há, pelo menos, 12 semanas de pós-operatório.

Contrariando esses estudos, Paternostro-Sluga *et al* (1999) não encontraram diferença significativa na força do quadríceps na 6<sup>a</sup>, 12<sup>a</sup> ou 52<sup>a</sup> semana após reconstrução do LCA, entre sujeitos que receberam EENM combinada com exercícios voluntários e aqueles que não receberam o protocolo de EENM. Esses dados corroboram com o nosso estudo. Ambos os grupos treinados tiveram aumentos significativos em todas as variáveis avaliadas, mas sem diferenças entre eles.

A justificativa para o uso da EENM, nos programas que incluem reconstruções do LCA, seria que uma alteração no recrutamento de unidades motoras, morfológicamente normais, seria a causa primária da perda de força voluntária observada nos membros acometidos dos indivíduos. Essas alterações seriam causadas por uma ruptura no *feedback* sensorial e a EENM corrigiria esse déficit de ativação, já que o seu recrutamento independe do controle voluntário.

A ativação dessa “reserva funcional de unidades motoras” aumentaria a excitabilidade dos motoneurônios, tanto pela ativação direta de grandes unidades motoras, como pelo efeito facilitatório sobre o *feedback* sensorial, que agiriam por fim sobre os grandes neurônios motores (Trimble & Enoka, 1991).

Essas proposições explicariam o sucesso dos programas que fazem uso da EENM no pós-cirúrgico imediato de LCA, quando comparados aos grupos que utilizam apenas exercícios voluntários.

Entretanto, outras evidências apontam para possíveis limitações no potencial da EENM durante os programas de reabilitação. Ogino et al (2002) compararam, utilizando imagens de Ressonância Nuclear Magnética, o percentual de ativação muscular do quadríceps após contrações voluntárias e induzidas pela EENM. O nível máximo de estimulação elétrica permitiu contrações que recrutaram cerca 25% do tecido ativado durante a contração voluntária. Isso confirmaria a limitada capacidade da EENM em atingir camadas mais profundas do músculo. Lieber (2002) sugere que talvez os níveis relativamente baixos de ativação muscular por meio da EENM resultariam do fato de que alguns nervos motores são excessivamente profundos, para serem recrutados com este recurso.

Mecanismos de inibição neural, que regulam a força muscular durante baixas velocidades e nas contrações excêntricas, também poderiam ser os responsáveis pela limitação da EENM em atingir maiores níveis contráteis. Esses mecanismos consistiriam tanto de componentes neurais centrais como periféricos, que seriam ativados no intuito de prevenir lesões musculares e articulares, quando altas forças são produzidas. O tipo de *feedback* oferecido pelos órgãos periféricos, tais como o fuso muscular, receptores articulares e o Órgão Tendinoso de Golgi (OTG) seria muito importante para limitar a força desenvolvida (Kellis e Balzopoulos, 1998).

Particularmente, o papel inibitório do OTG tem sido enfatizado, já que a sua função é oferecer informações para o sistema nervoso central das alterações na tensão muscular e proteger seus componentes de lesões e condições de excesso de carga (Solomonow e Krogsgaard, 2001).

Aagaard et al (2000) também têm voltado à atenção para este fato, chamado por eles de “fenômeno do platô”. Tal fenômeno consistiria essencialmente no envolvimento de mecanismos neurais que inibiriam a tensão muscular produzida, por meio de uma redução na descarga neural voluntária para o quadríceps, durante contrações voluntárias máximas. Assim, haveria um mecanismo que regularia o recrutamento e/ou descarga neural sobre as unidades motoras, durante contrações excêntricas máximas do quadríceps.

Estudos envolvendo a sobreposição da EENM durante contrações voluntárias máximas do quadríceps, demonstraram uma redução na ativação neural deste músculo. Esta seria causada pelo *feedback* inibitório, via aferente Ib do OTG. Esses aferentes excitariam interneurônios inibitórios, os quais, por sua vez, reduziriam a atividade do motoneurônio alfa, com conseqüente redução na tensão muscular desenvolvida (Amiridis et al, 1996).

Uma possível explicação para a divergência entre os dados encontrados em diferentes estudos, incluindo o nosso, pode estar relacionado ao tempo no qual o treinamento foi realizado. Williams et al (1986) compararam sujeitos na 4ª semana pós-operatória; Delitto et al (1988a) entre a 2ª e a 3ª; Snyder Mackler et al (1994b) e Lieber et al (1996) entre a 2ª e a 6ª e Fitzgerald et al (2003) na 12ª.

Em contraste, o nosso estudo envolveu sujeitos na etapa tardia da reabilitação (média de  $9.4 \pm 0.7$  meses de pós-operatório). Após esse tempo de recuperação, os programas de exercício voluntário podem compensar alguma possível diferença na restauração do torque do quadríceps. Desta forma, nossos dados sugerem que a EENM poderá estar indicada apenas como um

coadjuvante dos exercícios voluntários e somente naqueles sujeitos onde possíveis mecanismos inibitórios ainda estejam presentes. Normalmente isto ocorre apenas nas etapas iniciais da reabilitação.

### **6.3 - Efeitos do treinamento**

#### **6.3.1 - Sobre o Pico de Torque**

O modelo de treinamento excêntrico proposto mostrou-se efetivo no aumento do Pico de Torque extensor do joelho. O torque do membro acometido aumentou durante todo o período de treinamento, atingindo, na sétima sessão, diferença significativa em relação aos valores iniciais. As avaliações revelaram ganhos altamente significativos, ao final das doze semanas de treinamento.

O aumento no torque com o treinamento excêntrico parece ocorrer em função da maior capacidade do músculo em gerar tensão durante este tipo de contração. A contração excêntrica teria a capacidade de sobrecarregar o músculo em uma maior extensão, quando comparada ao treino com exercícios isométricos ou concêntricos (Enoka, 1996a, Lieber, 2002, LaStayo et al, 2003).

Diversos estudos têm confirmado que os valores de torque excêntrico são sempre maiores que os gerados durante contrações concêntricas ou isométricas (Higbie et al, 1996, Kelli e Baltzopoulos, 1998, Komi et al, 2000, Aagaard et al, 2000, Hermann e Barnes, 2001, Hortobágyi et al, 2001, LaStayo, 2003). Essas altas tensões musculares são apenas produzidas quando uma força externa excede a capacidade máxima do músculo. Como mais força pode ser

produzida excêntrica, este tipo de treinamento teria a capacidade de sobrecarregar o músculo em uma maior extensão, aumentando conseqüentemente a massa e a força muscular.

Proposições têm sido levantadas para justificar esses dados. Existem registros na literatura, durante a avaliação dos músculos extensores do joelho, de valores de torque excêntricos 146% maiores do que os concêntricos (Herman e Barnes, 2001). Seger et al (1998) observaram que os picos de torques obtidos por meio de contrações concêntricas atingiram de 66 a 77% dos valores obtidos pelas excêntricas, em um mesmo grupo de indivíduos. Apesar da capacidade de geração de maiores níveis de torque durante contrações excêntricas, a ativação muscular não é proporcionalmente aumentada, sugerindo que ocorre uma alteração na razão Torque/EMG, quando comparado às contrações concêntricas.

Assim, para um dado nível de força durante a ação voluntária máxima, a quantidade de torque gerado seria maior, para uma mesma atividade EMG, sugerindo que menos unidades motoras seriam ativadas durante contrações excêntricas, quando comparadas às concêntricas. A maior proporção de força desenvolvida é aparentemente oferecida pelo alongamento dos elementos elásticos em série (Higbie et al, 1996).

Enoka (1996) tem sugerido alguns fatores que contribuiriam para o maior torque gerado durante contrações excêntricas. Primeiro seria a maior eficiência mecânica (razão do trabalho realizado pelo gasto energético) neste tipo de contração, ou seja, é mais econômico realizar uma dada quantidade de trabalho envolvendo uma fase excêntrica que uma concêntrica.

Além disso, é sugerido que o sistema nervoso teria um comando distinto durante as contrações excêntricas: ocorreria uma alteração na ordem de recrutamento, com um aumento na ativação das fibras tipo II (Higbie et al, 1996, Enoka, 1997). Estudos demonstram que, após exercícios excêntricos máximos, os danos celulares ocorrem quase que exclusivamente nas fibras tipo II, o que confirmaria um recrutamento seletivo destas, neste tipo de contração (Hermann e

Barnes, 2001, Lieber, 2002). Hortobagyi et al (apud Seger et al, 1998) registraram um aumento seletivo na área das fibras do tipo II após um treinamento exclusivamente excêntrico, o que seria compatível com a estratégia de ativação muscular diferenciada pelo sistema nervoso durante este tipo de contração.

Os nossos dados confirmam que os Picos de Torque excêntricos, em ambas as velocidades, foram maiores que os isométricos, em quaisquer das situações testadas, em ambos os membros. Como não houve diferença significativa nos valores de RMS entre as duas formas de contração, confirma-se então uma melhor relação torque/EMG, ou seja, um menor recrutamento é necessário para atingir-se o mesmo pico de torque.

Existe uma concordância que o aumento na velocidade durante as contrações concêntricas reduz a capacidade de geração de torque, devido a uma redução no recrutamento de unidades motoras (Cress et al, 1992, Davies, 1992, Kellis e Baltzpoulos, 1998). Entretanto, existem divergências no que se refere às contrações excêntricas. Davies (1992) sugere que o aumento na velocidade excêntrica produzirá mais torque, devido à natureza da contração excêntrica: maiores velocidades produziram maior resistência passiva.

Outros estudos não encontraram qualquer correlação entre a velocidade e o torque excêntrico gerado. Cress et al (1992) observaram que os valores ficaram estáveis, quando o torque do quadríceps foi avaliado entre 30 e 210°/s. Kellis e Baltzpoulos (1998) demonstraram uma pequena redução no torque excêntrico à medida que maiores velocidades foram avaliadas (de 30 para 150°/s), acompanhadas de uma redução na atividade eletromiográfica. Os nossos dados estão em concordância com estes últimos, já que revelaram uma discreta, porém significativa redução no valor do PT com o aumento da velocidade de 30 para 120°/s.

Isso sugere que o músculo reduz a sua ativação durante esforços excêntricos máximos, à medida que maiores velocidades são impostas. Como a força gerada pelo músculo depende do

número de pontes cruzadas formadas, e essas pontes necessitam de uma certa quantidade de tempo para se acoplarem, a força cairia devido ao menor número de pontes formadas (Lieber, 2002). Possíveis mecanismos de inibição neural também podem estar envolvidos nas contrações excêntricas rápidas (Kellis e Baltzopoulos, 1998).

As avaliações realizadas no membro *não acometido* não mostraram alterações significativas no seu PT, exceto na última avaliação isométrica. Desta forma, de modo geral, nossos resultados não revelaram possíveis efeitos de educação cruzada. Este fenômeno refere-se a alterações na atividade motora no membro contralateral, com ganhos de força da ordem de 10-15% no membro não treinado (Enoka, 1997). Como esse fenômeno é específico para músculos homólogos e para as mesmas atividades treinadas (Seger et al, 1998, Zhou, 2000), podemos assumir que o aumento no torque isométrico registrado na última avaliação seria mais um efeito de adaptação dos indivíduos aos procedimentos de medida, conforme proposto por Selkowitz (1985).

O princípio da especificidade foi observado no presente estudo. Especificidade refere-se ao fato de que as alterações funcionais e estruturais predominam nos órgãos e sistemas que foram submetidos ao exercício (Zhou, 2000). Em outras palavras, os maiores ganhos de força seriam registrados quando avaliados durante a mesma ação usada no treinamento (Higbie et al, 1996, Enoka, 1997, Seger, 1998, Lieber, 2002, Gur et al, 2002). A especificidade em relação a velocidade tem demonstrado que os maiores ganhos de força ocorrem próximas às velocidades de treinamento (Akima et al, 1999). Kraemer et al (2002) têm sugerido que, além da ação muscular e da velocidade envolvida, outros fatores tais como a amplitude de movimento, o grupo muscular treinado, o sistema energético utilizado e a intensidade do treinamento também apresentam especificidade. No nosso estudo, ganhos no torque foram registrados tanto nas contrações isométricas como excêntricas, sendo significativamente maiores na última.

Tem sido sugerido que existe um “transbordamento” de cerca de 30°/s entre a velocidade de treinamento, ou seja, um treinamento em uma dada velocidade produzirá ganhos nas velocidades de 30°/s acima e abaixo da treinada (Davies, 1992). Os nossos dados sugerem que esse efeito pode ser maior do que o proposto, já que o treino a 30°/s produziu ganhos significativos também nas avaliações excêntricas a 120°/s.

Higbie et al (1996) sugeriram que, quando a força é mensurada com o mesmo tipo de ação muscular que foi usada no treinamento, o aumento desta seria explicado por ativações neurais e pela hipertrofia muscular. Em contraste, quando medidas com ações musculares não usadas no treino, essas modificações seriam justificadas pelo aumento no trofismo. Assim, os efeitos da hipertrofia seriam generalizados para diferentes ações musculares, mas as adaptações neurais seriam restritas a padrões de ativação específicos.

Ao final do treinamento, embora os ganhos de torque tenham sido significativos, ainda persistiu um déficit residual de 18 a 29%, nas três condições avaliadas. Hiemstra et al (2000) encontraram um déficit global de 25.5% no torque extensor, quando avaliaram 24 indivíduos submetidos a reconstrução do LCA, com mais de um ano de PO. O mesmo autor cita a notável escassez de trabalhos envolvendo avaliações excêntricas. Isso porque, teoricamente, maiores déficits seriam revelados nesta forma de contração, já que maiores tensões musculares também seriam geradas. Especificamente neste tipo reconstrução, freqüentemente os indivíduos são incapazes de produzir forças excêntricas comparáveis às dos membros não acometidos (LaStayo et al, 2003). Shaw (2002) sugere como critério adequado para o retorno dos indivíduos às atividades esportivas, a restauração da força entre 70 e 90% dos membros não acometidos.

A existência deste déficit de torque pode resultar de uma mudança no padrão de recrutamento, alterações mecânicas na articulação ou modificações nas propriedades do músculo, secundárias ao descondicionamento. Urbach et al (1999) encontraram, nos indivíduos que

avaliaram, déficits de torque sem alterações no recrutamento – como nos nossos pacientes, após o treinamento – sugerindo que, além de possíveis déficits de ativação voluntária, a atrofia por desuso pode ainda estar presente.

### **6.3.2 – Efeitos do treinamento sobre a área de secção transversa**

O treinamento excêntrico proposto mostrou-se eficaz na hipertrofia muscular. Ganhos significativos foram observados seis semanas após o início do treino. A área secção transversa continuou a aumentar gradativamente, nas seis semanas seguintes.

Diversos estudos sugerem que o treinamento excêntrico é mais efetivo no aumento do trofismo muscular que o concêntrico ou o isométrico. Como mais força pode ser gerada excentricamente, essa forma de treinamento sobrecarregaria mais o músculo, o que induziria a uma maior síntese protéica (Kraemer et al, 2002, LaStayo, 2003). Também tem sido sugerido que isso ocorreria devido a um maior recrutamento das fibras do tipo II durante essas contrações (Higbie et al, 1996, Enoka, 1997, Hortobagyi, 1998), já que estas fibras tipicamente demonstram maior potencial de hipertrofia que as fibras tipo I (Narici et al, 1996, Kraemer et al, 2002).

Narici et al (1996) registraram ganhos de 19% na AST do quadríceps após seis meses de treinamento com indivíduos saudáveis; Higbie et al (1996) observaram hipertrofia de 7% no quadríceps de mulheres saudáveis após dez semanas de treino excêntrico enquanto que, Seger et al (1998) registraram aumentos de apenas 3 a 6%, após dez semanas de treinamento excêntrico, também em sujeitos saudáveis. Observa-se uma enorme escassez na literatura de estudos envolvendo pacientes.

Enoka (1997) e Lieber (2002) têm sugerido que nas semanas iniciais de treinamento poucas alterações no trofismo muscular são percebidas, sendo que os ganhos registrados no torque são quase que exclusivamente atribuídos às alterações neurais. Entretanto, o nosso estudo

demonstrou aumento significativo na AST já nas primeiras seis semanas de treinamento, o que sugere que o processo de hipertrofia nesses indivíduos pode ser diferenciado daquele observado em sujeitos saudáveis.

Outro dado demonstrado no nosso estudo foi à diferença no aumento da AST entre os extremos proximal e distal do quadríceps. A região proximal apresentou significativa hipertrofia após as primeiras seis semanas de treinamento, enquanto que na distal nenhum ganho foi registrado. Curiosamente, nas seis últimas semanas de treino, o aumento registrado na região distal foi maior do que em qualquer outra região avaliada.

Significativas diferenças na hipertrofia entre os constituintes do quadríceps têm sido demonstradas em outros estudos (Narini et al, 1996, Higbie et al, 1996). Uma das possíveis justificativas para isso, seria a diferença na proporção de fibras tipo I e II, observada entre os feixes que compõem o músculo (Travnik et al, 1995). Narici et al (1996) não só encontraram diferença entre os feixes, mas também ao longo do próprio ventre de cada um dos feixes. Em seu estudo, os maiores ganhos foram encontrados no RF (27.9%), seguido pelo VL (19.5%), VM (18.7%) e VI (17.4%). Os autores demonstraram também que, após o segundo mês de treinamento o torque e a AST do quadríceps aumentaram de forma paralela.

Apesar dos expressivos ganhos registrados na AST, ao final das doze semanas de treinamento ainda foi observado um déficit significativo, quando o membro acometido foi comparado ao não acometido, sobretudo na região distal da coxa.

### **6.3.3. Efeitos do treinamento sobre a atividade EMG**

O treinamento excêntrico mostrou-se eficaz no aumento do sinal EMG no membro acometido. Aumentos significativos no valor do RMS foram registrados no VMO e no VLL, nas primeiras seis semanas de treinamento. Após esse período, os valores permaneceram estáveis até

o final do estudo. Não houve mudança significativa no valor do RMS do Reto Femoral ao longo do treinamento. Da mesma forma, não houve alteração no sinal EMG do membro não acometido.

Diversos estudos têm demonstrado aumento na amplitude EMG após períodos de treinamento, sugerindo um correspondente aumento na descarga neural sobre as fibras musculares em resposta ao exercício (Enoka, 1997, Aagaard et al, 2000, Suzuki et al, 2002). Tem sido especulado que o aumento na força excêntrica após o treinamento seria atribuído a um aumento no recrutamento neural, uma melhor eficiência no padrão deste recrutamento e a uma inibição nos mecanismos de proteção. Aagaard et al (2000) demonstraram que a baixa ativação EMG do quadríceps durante contrações voluntárias excêntricas ocorre devido a mecanismos de proteção, particularmente mediados pelo Órgão Tendinoso de Golgi. Os autores demonstraram que o treinamento excêntrico foi capaz de reduzir esses mecanismos inibitórios nas três porções estudadas do quadríceps femoral.

Os dados do presente estudo demonstram claramente a elevação na amplitude do sinal EMG após o treinamento, tanto nas avaliações isométricas como nas excêntricas. A evidente disfunção do VMO, encontrada na avaliação inicial, parece ser restaurada nas etapas iniciais do treinamento.

Diversos autores têm sugerido uma menor amplitude EMG durante as contrações excêntricas do que nas isométricas e/ou concêntricas (Higbie et al, 1996, Enoka, 1996a, Kellis e Baltzpoulos, 1998, Aagaard et al, 2000, Hermann e Barnes, 2001, Hortobágyi et al, 2001, Gur et al, 2002). O sistema nervoso seria incapaz de ativar o músculo ao máximo durante esse tipo de contração, particularmente durante esforços excêntricos máximos, já que a tensão resultante seria excessiva e assim, mecanismos inibitórios seriam acionados (Enoka, 1996a, Kellis e Baltzpoulos, 1998). Desta forma, os maiores torques registrados nessas contrações não envolveriam um maior

recrutamento neural, mas aparentemente seriam oferecidos pelo alongamento dos elementos passivos em série.

Nossos dados não registraram diferença significativa entre os valores de RMS, durante as contrações isométricas e excêntricas. Entretanto, como maiores torques foram encontrados nas últimas, podemos assumir que existe uma diferença na relação torque/EMG, entre essas duas formas de contração, ou seja, para um dado valor de RMS, um maior PT será produzido durante as contrações excêntricas.

#### **6.4- Correlações entre o Pico de Torque, Área de Secção Transversa e atividade EMG**

Tem sido sugerido que fatores neurais e/ou tróficos seriam os responsáveis pelo aumento da força muscular durante o treinamento. Os primeiros teriam maior importância no desenvolvimento da força nos estágios iniciais do treino e depois, a hipertrofia gradualmente aumentaria sua influência, até tornar-se a principal responsável pelas alterações na força (Enoka, 1996b, Akima et al, 1999, Rich e Cafarelli, 2000, Hortobagyi, 2001, Lieber, 2002). O presente estudo avaliou ambos os fatores e os nossos dados diferem dos encontrados por outros autores.

A maioria dos estudos não demonstra ganhos significativos de massa muscular nas fases iniciais do treinamento. Hortobagyi et al (2001) observaram que as adaptações iniciais ao treino de resistência são quase que exclusivamente neurais. Ploutz et al (1993), após nove semanas de treinamento nos extensores do joelho, registraram significativo aumento na força com discreta hipertrofia na área de secção transversa. MacDougall et al (1995) encontraram aumento de força muscular antes que qualquer medida mensurável de hipertrofia pudesse ser observada. Staron et al (*apud* Enoka, 1997) sugerem que aumentos significativos na área de secção transversa não são aparentes, antes que o programa de exercício atinja 8 semanas. Akima et al (1999) também

registraram aumento da força em homens treinados, sem alterações significativas na área de secção transversa.

Entretanto, existe um fator que justificaria a divergência dos nossos dados: todos os estudos citados acima foram realizados com indivíduos saudáveis. Lieber (2002) tem chamado atenção para a “urgente necessidade” desse tipo de estudo em pacientes submetidos a processos de reabilitação. Se a recuperação da força for devida primariamente a fatores neurais, a ênfase do tratamento deveria ser dada a mecanismos de ativação neuro-muscular. Se, entretanto, a recuperação for devida primariamente a fatores tróficos, a ênfase deveria estar voltada para os exercícios de fortalecimento muscular.

Nossos dados demonstram que, nas fases iniciais do treinamento, ambos os fatores – neurais e tróficos – contribuíram com o aumento do torque; na segunda parte do estudo, houve uma estabilização na contribuição dos fatores neurais enquanto que os mecanismos de hipertrofia continuaram influenciando nesta recuperação.

Curiosamente, nas regiões distais do quadríceps, onde se evidencia, sobretudo o VMO, não foi observado ganho significativo de massa muscular na primeira fase do treinamento. Observa-se também neste período, uma profunda disfunção na atividade EMG deste feixe. Já na segunda fase do treino, o aumento na área de secção transversa nesta porção da coxa superou a qualquer outra região avaliada; a mesma foi precedida de aumento na atividade EMG. Isso nos parece sugerir que a recuperação da ativação neural seria um pré-requisito para uma subsequente recuperação no trofismo muscular. Essas implicações devem ser consideradas na prescrição dos programas de reabilitação.

## **7 – Conclusões:**

Os resultados deste estudo, dentro das condições experimentais propostas, permitem concluir que:

A adição da Estimulação Elétrica Neuromuscular ao treinamento não influenciou nenhuma das variáveis avaliadas, quais sejam, o pico de torque, a área de secção transversa e a atividade EMG;

Pacientes submetidos à reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior, avaliados após 9.4 ( $\pm 0.7$ ) meses de pós-operatório ainda apresentam significativo déficit no torque extensor do joelho, na área de secção transversa e na atividade EMG do membro acometido;

O modelo de treinamento proposto, com a inclusão de contrações isocinéticas excêntricas máximas, mostrou-se efetivo no aumento do pico de torque, da área de secção transversa e da atividade EMG;

Na primeira fase do treinamento, o aumento registrado no pico de torque foi positivamente correlacionado com um aumento na atividade EMG e na área de secção transversa, enquanto que na segunda fase houve correlação apenas entre o pico de torque e a área de secção transversa.

## 8 – REFERÊNCIAS

- AAGAARD, P.; SIMONSEN, E.B.; ANDERSEN, J.L.; MAGNUSSON, S.P.; HALKJER-KRISTENSEN, J.; DYHRE-POULSEN, P. Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. **J. Appl. Physiol.** v. 89, p. 2249-2257, 2000.
- AKIMA, H.; TAKAHASHI, H.; KUNO, S.; KATSUTA, S. Early phase adaptations of muscle use and strength to isokinetic training. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 31, p. 558-594, 1999.
- ALON, G. The Principles of the Electrical Stimulation. In: Nelson RM, Hayes KW, Currier DP. **Clinical Electrotherapy**. 3rd. Stamford: Appleton & Lange; 1999. 385 p.
- AMERICAN PHYSICAL THERAPY ASSOCIATION. **Electrotherapeutic Terminology in Physical Therapy: Section on Clinical Electrophysiology**. Alexandria, VA, 1990.
- AMIRIDIS, I.G.; MARTIN, A.; MORLON, B.; HOECKE, J. Co-activation and tension-regulating phenomena during isokinetic knee extension in sedentary and highly skilled humans. **Eur. J. Appl. Physiol.** v. 73, p. 149-156, 1996.
- BACH, B.R.; JONES, G.T.; SWEET, F.A.; HAGER, C.A. Arthroscopically-assisted anterior cruciate ligament reconstruction using ligament patellae substitution: two to four-year follow-up results. **Am. J. Sports Med.** v. 22, p. 758-767, 1994.
- BARRACK, R.L.; LUND, P.J.; SKINNER, H.B. Knee Joint Proprioception Revisited. **J. Sport Rehabil.** v. 3, p. 18-42, 1994.
- BRASILEIRO, J.S. **Efeitos da Estimulação Elétrica Neuromuscular no Torque do Músculo Quadríceps após Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior**. São Carlos - SP, 2001. 80 p. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) – Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia – Universidade Federal de São Carlos.
- 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.

- CICCOTTI, M.; KERLAN, R.; PERRY, J.; PINK, M. An electromyographic analysis of the knee during functional activities. **Am. J. Sports Med.** v. 22, p. 645-650, 1994.
- CRESS, N.M.; PETERS, K.S.; CHANDLER, J.M. Eccentric and concentric force-velocity relationships of the quadriceps femoris muscle. **J. Orthop. Sports. Phys. Ther.** v. 16, p. 82-86, 1992.
  
- DAVIES, G. **Compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation techniques.** 4<sup>th</sup> ed, Onalaska, WI: S&S Publishers, 1992.
  
- DELITTO (a), A.; ROSE, S.J.; MCKOWEN, J.M.; LEHMAN, R.C.; THOMAS, J.A.; SHIVELY, R.A. Electrical stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. **Phys. Ther.** v. 68, p. 660-663, 1988.
  
- DELITTO (b), A.; MCKOWEN, J.M.; MCCARTHY, J.A.; SHIVELY, R.A.; ROSE, STEVEN Electrically elicited co-contraction of thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. **Phys. Ther.** v. 68, p. 45-50, 1988.
  
- DELITTO, A. "Russian electrical stimulation": putting this perspective into perspective. **Phys. Ther.** v. 82, p. 1017-1018, 2002.
  
- DeLUCA, C.J.; KNAFLITZ, M. **Surface Electromyography: What's new?** Torino, Italy: C.L.U.T., 1992.
  
- DeLUCA, C.J. The use of surface electromyographic in biomechanics. Wartenweiler Conference. **International Society Electromyographic and Kinesiology.** Boston, 1993.
  
- DeLUCA, C.J. The use of surface electromyographic in biomechanics. **J. Appl. Biomech.** v. 13, p. 135-163, 1997.
  
- DOUCETTE, S.; GOBLE, E. The effect of exercise on patellar tracking in lateral patellar compression syndrome. **Am. J. Sports Med.** v. 21, p. 434-440, 1992.
  
- DRAPER, V. Electromyographic biofeedback and recovery of quadriceps femoris muscle function following anterior cruciate ligament reconstruction. **Phys. Ther.** v. 70, p. 11- 17, 1990.

- DVIR, Z. **Isokinetics – Muscle testing, interpretation, and clinical applications**. Harcourt Brace and Company: Orlando, USA, 1995, 201 p.
- ELMQVIST, L.G.; LORENTZON, R.; JOHANSSON, C.; FUGLMEYER, A.R. Does a torn anterior cruciate ligament lead to change in the central nervous drive of the knee extensors? **Eur. J. App. Physiol.** v. 58, p. 203-207, 1988.
  
- ENOKA (a), R.M. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. **J. Appl. Physiol.** v. 81, p. 2339-2346, 1996.
  
- ENOKA (b), R.M; BEHM, D.G. Strength training: foundation and strategies. In: Bergfeld, J.A.; Halpern, B. **Textbook of Sports Medicine**. Cambridge, MA: Blackwell Science Editors, 1996.
  
- ENOKA, R. M. Neural adaptations with chronic physical activity. **J. Biomechanics.** v. 30, p. 447-455, 1997.
  
- ERNST, G.P; SALIBA, E; DIDUCH, D.R; HURWITZ, S.R; BALL, D.W. Lower-Extremity Compensations Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. **Phys. Ther.** v. 80, p. 251-260, 2000.
  
- EUROPEAN UNION. **SENIAM project – Surface Electromyography for Non-Invasive Assessment of Muscles**. 1999. 1 CD-ROM.
  
- FITZGERALD, G.K; PIVA, S.R; IRRGANG, J.J. A modified neuromuscular electrical stimulation protocol for quadriceps strength training following anterior cruciate ligament reconstruction. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** v.33, p.492-501, 2003.
  
- GARFINKEL, S.; CAFARELLI, E. Relative changes in maximal force, EMG and muscle cross-sectional area after isometric training. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 24, p. 1220-1227, 1992.
  
- GUR, H.; ÇAKIN, N.; AKOVA, B.; OKAY, E.; KUCUKOGLU, S. Concentric versus combined concentric-eccentric isokinetic training: effects on functional capacity and symptoms in patients with osteoarthritis of the knee. **Arch. Phys. Med. Rehabil.** v. 83, p. 308-316, 2002.
  
- HERMAN, K.M.; BARNES, W.S. Effects of eccentric exercise on trunk extensor torque and lumbar paraspinal EMG. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 33, p. 971-977, 2001.

- HIEMSTRA, L. A.; WEBBER, S.; MACDONALD P. B.; KRIELLAARS, D. J. Knee strength deficits after hamstring tendon and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 32, p. 1472-1479, 2000.
- HIGBIE, E.J.; CURETON, K.J.; WARREN, G.L.; PRIOR, B.M. Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area and neural activation. **J. Appl. Physiol.** v. 81, p. 2173-2181, 1996.
- HOPKINS, J.T.; INGERSOLL, C.D.; KRAUSE, B.A.; EDWARDS, J.E.; CORDOVA, M.L. Effect of knee joint effusion on quadriceps and soleus motoneuron pool excitability. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 33, p.123- 126, 2001.
- HORTOBÁGYI, T.; LAMBERT, N.J.; TRACY, C.; SHINEBARGER, M. Voluntary and electromyostimulation forces in trained and untrained men. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 24, p. 702-707, 1992.
- HORTOBÁGYI (a), T.; BARRIER, J.; BEARD, D.; LAMBERT, J. Greater initial adaptations to submaximal muscle lengthening than maximal shortening. **J. Appl. Physiol.** v. 81, p. 1677-1682, 1996.
- HORTOGÁGYI (b), T.; HILL.P.; HOUMARD, J.A.; FRASER, D.D.; LAMBERT, N.J.; ISRAEL, R.G. Adaptive responses to muscle lengthening and shortening in humans. **J. Appl. Physiol.** v. 80, p. 765-772, 1996.
- HORTOBÁGYI, T.; DEVITA, P.; MONEY, J.; BARRIER, J. Effects of standard and eccentric overload strength training in young women. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 33, p.1206-1212, 2001.
- JOHANSSON, H.; SJOLANDER, P.; SOJKA, P. Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. **Crit. Ver. Biomed. Eng.** v. 18, p. 341-368, 1991.
- KANDARIAN, S.C.; STEVENSON, E.J. Molecular events in skeletal muscle during disuse atrophy. **Exerc. Sport Sci. Rev.** v. 30, p. 111-116, 2002.
- KELLIS, E.; BALZOPoulos, V. Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 30, p. 1616-1623, 1998.

- KOMI, P.V.; LINNAMO, V.; SILVENTOINEN, P.; SILLANPAA, M. Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 32, p. 1757-1762, 2000.
- KONISHI, Y.; FUKUBA T.; TAKESHITA D. Possible Mechanism of quadriceps femoris weakness in patients with ruptured anterior cruciate ligament **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 34, p. 1414-1418, 2002.
- KRAEMER, W.J.; ADAMS, K.; CAFARELLI, E.; TRIPLETT-McBRIDE, T. Progression models in resistance training for healthy adults. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 34, p. 364-380, 2002.
- LaSTAYO, P.C.; PIEROTTI, D.J.; PIFER, J.; HOPPELER, H.; LINDSTEDT, S.L. Eccentric ergometry: increases in locomotor muscle size and strength at low exercise intensities. **Am. J. Physiol. Regulatory Integrative Comp. Physiol.** v. 45, p. 1661-1666, 2000.
- LaSTAYO, P.C.; WOOLF, J.M.; LEWEK, M.D.; SNYDER-MACKLER, L.; REICH, T.; LINDSTEDT, S.L. Eccentric Muscle Contractions: Their Contribution to Injury, Prevention, Rehabilitation and Sport. **J. Orthop. Sports Ther.** v. 33, p. 557-571, 2003.
- LEPHART, S. M.; KOCHER, M. S.; HARNER, C. D.; FU F. H. Quadriceps strength and functional capacity after anterior cruciate ligament reconstruction: ligamentum patellae autograft versus allograft. **Am. J. Sports Med.** V. 21, p.738-743, 1993.
- LEWEK, M.; STEVENS, J.; SNYDER-MACKLER, L. The use of electrical stimulation to increase quadriceps femoris muscle force in an elderly patient following a total knee arthroplasty. **Phys. Ther.** v. 81, p. 1565-1517, 2001.
- LIEBER, R.L.; SILVA, P.D; DANIEL, D.M. Equal effectiveness of electrical and volitional strength training for quadriceps femoris muscles after anterior cruciate ligament surgery. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** v. 14, p. 131-138, 1996.
- LIEBER, R.L. **Skeletal Muscle Structure, Function and Plasticity.** 2<sup>a</sup>ed. Philadelphia, USA. Lippincott Williams & Wilkins, 2002. 369 p.
- LINDSTEDT, S.L.; LASTAYO P.C.; REICH, T.E. When active muscles lengthen: properties and consequences of eccentric contractions. **News Physiol. Sci.** v. 16, p. 256-261, 2001.

- LINDSTEDT, S.L.; REICH, T.E.; KEIM, P.; LASTAYO P.C. Do muscles function as adaptable locomotor springs? **J. Exp. Biol.** v. 205, p. 2211-2216, 2002.
  
- MacDOUGALL, J.D.; GIBALA, M.F.; TARNOPOLSKY, M.A.; YARASHESKI, K.E. The time course for elevated muscle protein synthesis following heavy resistance training. **Can. J. Appl. Physiol.** v. 20, p. 480-486, 1995.
  
- McHUGH, M.P.; TYLER, T.F.; NICHOLAS, S.J.; BROWEN, M.G.; GLEIM, G.W. Electromyographic Analysis of Quadriceps Fatigue After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** v. 31, p. 25-32, 2001.
  
- McNAIR, P.J.; WOOD, G.A. Frequency analysis of the EMG from the quadriceps of ACL individuals. **Electromyography Clin. Neurophysiol.** v. 33, p. 43-48, 1993.
  
- NARICI, M.V.; HOPPELER, H.; KAYSER, B.; CERRETELLI, P. Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training. **Acta Physiol. Scand.** v. 157, p. 175-186, 1996.
  
- OZMUN, J.C.; MIKESKY A.E.; SURBURG, P.R. Neuromuscular adaptations following prepubescent strength training. **Med. Sci. Sports Exerc.** v.26, p. 510-515, 1994.
  
- OCHI, M.; IWASA, J.; UCHIO, Y.; ADACHI, N.; SUMEN, Y. The regeneration of sensory neurones in the reconstruction of the anterior cruciate ligament. **J. Bone Joint Surg. Br.** v. 81, p. 902-906, 1999.
  
- OGINO, M.; SHIBA, N.; MAEDA, T.; BASFORD, JR. MRI quantification of muscle activity after volitional exercise and neuromuscular electrical stimulation. **Am. J. Phys. Med. Rehabil.** v. 81, p. 446-451, 2002.
  
- PATERNOSTRO-SLUGA T.; FIALKA, C.; ALACAMLIOGLIU, Y.; SARADETH, T.; FIALKA-MOSER, V. Neuromuscular electrical stimulation after cruciate ligament surgery. **Clin. Orthop.** p. 166-175, 1999.
  
- PLOUTZ, L.L.; TESCH, P.A.; BIRO, R.L.; DUDLEY, G.A. Effect of resistance training on muscle use during exercise. **J. Appl. Physiol.** v. 76, p. 1675-1681, 1993.

- RICH, C.; CAFARELLI, E. Submaximal motor unit firing rates after 8 wk of isometric resistance training. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 32, p. 190-196, 2000.
  
- ROBINSON, A.J.; SNYDER-MACKLER, L. **Clinical Electrophysiology: Electrotherapy and Electrophysiologic Testing.** Baltimore: Williams & Wilkins, 1995, 495 p.
  
- ROSENBERG, T.D.; FRANKLIN, J.L.; BALDWIN, G.N.; NELSON, K.A. Extensor mechanism function after ligamentum patellae graft harvest for anterior cruciate ligament reconstruction. **Am. J. Sports Med.** v. 20, p. 519-525, 1992.
  
- ROWINSKI, M.J. The role of eccentric exercise. **Biodex Corporation.** Produced by Proclinical Incorporation. New York, 1988.
  
- SELKOWITZ, D.M. Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. **Phys. Ther.** v. 65, p. 186-196, 1985.
  
- SEGER, J.Y.; ARVIDSSON, B.; THORSTENSSON, A. Specific effects of eccentric and concentric training on muscle strength and morphology in humans. **Eur. J. Appl. Physiol.** V. 79, p. 49-57, 1998.
  
- SHAW, T. Accelerated rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. **Phys. Ther. Sports.** v. 3, p. 19-26, 2002.
  
- SHEEHY, P.; BURDETT, R.; IRRGANG, J.; VANSWEARINGEN, J. An electromyographic study of vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity while ascending and descending steps. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** v. 27, p. 423-429, 1998.
  
- SHIMIZU, T.; TAKAHASHI, T.; WADA, Y.; TANAKA, M.; MORISAWA, Y.; YAMAMOTO, H. Regeneration process of mechanoreceptors in the reconstructed anterior cruciate ligament. **Arch. Orthop. Trauma Surg.** v. 119, p. 405-409, 1999.
  
- SNOW, C.J.; BLACKLIN, K. Reliability of concentric and eccentric measurements, of quadriceps performance using the Kin-Com dynamometer: the effect of testing order for three different speeds. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** v. 15, p. 15-21, 1992.

- SNYDER-MACKLER, L.; BINDER-MACLEOD, S.A.; WILLIAMS, P.R. Fatigability of human quadriceps femoris muscle following anterior cruciate ligament reconstruction. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 25, p.783-789, 1993.
  
- SNYDER-MACKLER (a), L.; DeLUCA P.F.; WILLIAMS, P.R.; EAST-LACK, M.E.; BARTOLOZZI, A.R. Reflex inhibition of the quadriceps femoris muscle after injury or reconstruction of the anterior cruciate ligament. **J. Bone Joint Surg.** v. 76, p. 555-560, 1994.
  
- SNYDER-MACKLER (b), L.; DELITTO, A.; STRALKA, S.W.; BAILEY, S.L. Use of electrical stimulation to enhance recovery of quadriceps femoris muscle force production in patients following anterior cruciate ligament reconstruction. **Phys. Ther.** v. 74, p. 901-906, 1994.
  
- SOLOMONOW, M.; KROGSGAARD, M. Sensorial control of knee stability. A review. **Scand. J. Med. Sci. Sports.** v. 11, p. 64-80, 2001.
  
- SUZUKI, H.; CONWIT, R.A.; STASHUK, D.; SANTARSIERO, L.; METTER, E.J. Relationships between surface-detected EMG signals and motor unit activation. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 34, p. 1509-1517, 2002.
  
- SWEARINGEN, J.V. Electrical stimulation for improving muscle performance. In: Nelson RM, Hayes KW, Currier DP. **Clinical Electrotherapy**. 3rd. Stamford: Appleton & Lange; 1999. 385 p.
  
- 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.
  
- TRAVNIK, 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.
  
- TSUDA, E.; ISHIBASHI, Y.; OKAMURA, Y.; TOH, SATOSHI. Restoration of anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc after anterior cruciate ligament reconstruction. **Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.** v. 11, p. 63-67, 2003.

- TYLER, T.F.; MCHUGH, M.P.; GLEIM, G.W.; NICHOLAS, S.J. The effect of immediate weight bearing after ACL reconstruction. **Clin. Orthop.** v. 357. p. 141-149, 1999.
  
- URBACH, D.; NEBELUNG, W.; WEILER, H.; AWISZUS, F. Bilateral deficit of voluntary quadriceps muscle activation after unilateral ACL tear. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 31, p. 1691-1696, 1999.
  
- WARD, A.R.; SHKURATOVA, N. Russian electrical stimulation: the early experiments. **Phys. Ther.** v. 10, p. 1019-1030, 2002.
  
- WILK, K.E.; ROMANIELLO, W.T.; SOSCIA, S.M.; ARRIGO, C.A.; ANDREWS, J.R. The relationship between subjective knee scores, isokinetic testing in the ACL-reconstructed knee. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** v. 20, p. 60-73, 1994.
  
- WILLIAMS, R.A.; MORRISSEY, M.C.; BREWSTER, O.E. The effect of electrical stimulation on quadriceps strength and thigh circumference in meniscectomy patients. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** v. 8, p. 143-146, 1986.
  
- WILLIAMS, G.N.; BARRANCE, P.J.; SNYDER-MACKLER, L.; BUCHANAN, T.S. Altered quadriceps control in people with anterior cruciate ligament deficiency. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 36, p. 1089-1097, 2004.
  
- YOUNG, A. Current issues in arthrogenous inhibition. **Ann. Rheum. Dis.** v. 52, p. 829-834, 1993.
  
- ZHOU, S. Chronic neural adaptations to unilateral exercise: mechanisms of cross education. **Exerc. Sport Sci. Rev.** v. 28, p. 177-184, 2000.

**APÊNDICES**

## APÊNDICE 1

### TERMO DE CONSENTIMENTO

#### LIVRE E ESCLARECIDO

**Nome do Projeto: ALTERAÇÕES FUNCIONAIS E MORFOLÓGICAS  
DO MÚSCULO QUADRÍCEPS INDUZIDAS PELO TREINAMENTO  
EXCÊNTRICO APÓS RECONSTRUÇÃO DO LCA.**

Responsável pelo Projeto: Jamilson Simões Brasileiro

Orientador: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup> Tânia de Fátima Salvini

Eu \_\_\_\_\_

declaro ser conhecedor das condições sob as quais me submeterei no experimento acima citado, detalhadas a seguir:

- a) Serei submetido a um programa de fortalecimento muscular que envolve a aplicação simultânea de estímulos elétricos, no músculo quadríceps femoral do meu membro submetido à reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior;
- b) Antes, durante e após o período de treinamento, serei submetido a três procedimentos de avaliação que envolve exames de Ressonância Nuclear Magnética, avaliações de força e testes de eletromiografia;

- c) Minha identidade será preservada em todas as situações que envolvam discussão, apresentação ou publicação dos resultados da pesquisa, a menos que haja uma manifestação da minha parte por escrito, autorizando tal procedimento;
- d) Não receberei qualquer forma de gratificação pela minha participação no experimento, e os resultados obtidos a partir dele serão propriedades exclusivas dos pesquisadores, podendo ser divulgados de quaisquer forma, a critério dos mesmos;
- e) Todos os gastos referentes aos procedimentos de avaliação e de treinamento ocorrerão por conta dos pesquisadores;
- f) Os riscos ao qual me exponho no presente experimento envolvem um possível dolorimento muscular nos dias seguintes as sessões de treinamento, provenientes do esforço físico realizado durante a prova. No caso de uma possível lesão muscular, terei o atendimento imediato realizado no local pelos examinadores, bem como, terei assegurado o acompanhamento fisioterapêutico até o meu total restabelecimento clínico;
- g) A minha recusa em participar do procedimento não me trará qualquer prejuízo, estando livre para abandonar o experimento a qualquer momento.

São Carlos, \_\_\_\_\_, 2001

---

Assinatura e RG do voluntário

**APÊNDICE 2****FICHA DE AVALIAÇÃO**

Registro nº \_\_\_\_\_ Voluntário \_\_\_\_\_

Membro dominante \_\_\_\_\_ Membro ACOMETIDO \_\_\_\_\_

**AVALIAÇÃO DA PERFORMANCE MUSCULAR**

AV. Inicial	PT Isom.	PTM Isom.	PT 30°/s	PTM 30°/s	PT 120°/s	PTM 120°/s
MI Direito						
MI Esquerdo						

AV. Interm.	PT Isom.	PTM Isom.	PT 30°/s	PTM 30°/s	PT 60°/s	PTM 60°/s
MI Direito						
MI Esquerdo						

AV. Final	PT Isom.	PTM Isom.	PT 30°/s	PTM 30°/s	PT 60°/s	PTM 60°/s
MI Direito						
MI Esquerdo						

### AVALIAÇÃO DO TROFISMO MUSCULAR

<b>Av. Inicial</b>	<b><u>3</u></b>	<b><u>6</u></b>	<b><u>9</u></b>	<b><u>12</u></b>	<b><u>15</u></b>	<b><u>21</u></b>
<b>MID (□)</b>						
<b>MIE (□)</b>						

<b>Av Interm.</b>	<b><u>3</u></b>	<b><u>6</u></b>	<b><u>9</u></b>	<b><u>12</u></b>	<b><u>15</u></b>	<b><u>21</u></b>
<b>MID (□)</b>						
<b>MIE (□)</b>						

<b>Av. Final</b>	<b><u>3</u></b>	<b><u>6</u></b>	<b><u>9</u></b>	<b><u>12</u></b>	<b><u>15</u></b>	<b><u>21</u></b>
<b>MID (□)</b>						
<b>MIE (□)</b>						

### ATIVIDADE EMG

<b>Av. Inicial</b>	<b>ISOMETRICO</b>		<b>ISOC. 30<sup>0</sup>/s</b>		<b>ISOC. 120<sup>0</sup>/s</b>	
<b>VMO (0)</b>						
<b>VLL (1)</b>						
<b>RF (2)</b>						

<b>Av. Interim.</b>	<b>ISOMETRICO</b>		<b>ISOC. 30<sup>0</sup>/s</b>		<b>ISOC. 120<sup>0</sup>/s</b>	
<b>VMO (0)</b>						
<b>VLL (1)</b>						
<b>RF (2)</b>						

<b>Av. Final</b>	<b>ISOMETRICO</b>		<b>ISOC. 30<sup>0</sup>/s</b>		<b>ISOC. 120<sup>0</sup>/s</b>	
<b>VMO (0)</b>						
<b>VLL (1)</b>						
<b>RF (2)</b>						