

**ESTUDO MORFOLÓGICO E MODULAÇÕES DOS TIPOS DE FIBRAS
DO M. RETO FEMORAL DE RATOS WISTAR, APÓS A ESTIMULAÇÃO
COM CORRENTE RUSSA.**

EDUARDO MARTINI ROMANO

Dissertação apresentada ao Instituto de
Biociências do Campus de Rio Claro,
Universidade Estadual Paulista, para obtenção do
título de mestre do Curso de Pós-Graduação em
Ciências da Motricidade (Área de Concentração
em Biodinâmica da Motricidade Humana).

Rio Claro SP
2004

**ESTUDO MORFOLÓGICO E MODULAÇÕES DOS TIPOS DE FIBRAS
DO M. RETO FEMORAL DE RATOS WISTAR, APÓS A ESTIMULAÇÃO
COM CORRENTE RUSSA.**

EDUARDO MARTINI ROMANO

ORIENTADOR: PROFº. DR. FRANCISCO PEREIRA SANTI

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, para obtenção do título de mestre do Curso de Pós-Graduação em Ciências da Motricidade (Área de Concentração em Biodinâmica da Motricidade Humana).

Rio Claro SP
2004

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho:

A meus pais, Ângelo Romano e Thaís Mojola Martini, pela educação em família e pelos esforços e sacrifícios que fizeram durante suas vidas para propiciar a mim e para meus irmãos a oportunidade do ensino e de uma formação profissional, formação esta que foi e ainda é regada de todos os saberes adquiridos em nossos momentos juntos e que constantemente nos faz crescer como profissionais e acima de tudo como seres humanos.

A minha amada esposa, Fernanda Maria Vendicto Romano, por seu amor, carinho, amizade, companheirismo dedicados a mim nestes anos de vida em família e pela enorme paciência despendida durante momentos de fraqueza e incertezas que permearam nossas vidas durante esta importante fase de minha vida.

Amo vocês...

HOMENAGENS

Ao meu mestre e orientador, Professor Dr. Francisco Pereira Santi, por acreditar desde o início em minha capacidade, por aceitar um projeto envolvendo a atividade profissional que exerço, acredito e amo que é a fisioterapia, pela oportunidade de convivermos estes anos não apenas trocando ensinamentos científicos, mas também ensinamentos de humanidade e por me apoiar, muitas vezes em poucas palavras ou simples gestos que me deram forças para ultrapassar por momentos de angústias e incertezas que passei nestes anos e que ajudaram muito em meu crescimento profissional e acima de tudo pessoal. Ao senhor meu carinho, minha gratidão e meu muito obrigado.

AGRADECIMENTOS

Os meus sinceros agradecimentos:

Aos funcionários do laboratório de histologia e histoquímica do departamento de Biodinâmica da Motricidade Humana: Roberto e Eduardo, pela atenção, tempo e dedicação durante a execução dos experimentos práticos deste estudo.

A meus amigos, colegas de trabalho e profissão, Fisioterapeutas: Carla Vassoler, Débora Luiz, Gabriela Piemonti, Hiroyuki Harada, Maristela Harada, Renata Lima, Renata Digiovani, a vocês, meu muito obrigado por todos estes anos de convivência e de trocas de experiências pessoais e profissionais que nos fizeram crescer e a nos tornarmos melhores profissionais e melhores seres humanos, obrigado pela força que nos demos uns aos outros para transpormos barreiras que muitas vezes foram às mesmas para todos nós. A distância separa, mas nunca apaga.

A Deus...

RESUMO

O presente estudo analisou as possíveis alterações morfológicas e modulações dos tipos de fibras do M. Reto Femoral de ratos Wistar, após a estimulação com corrente de média frequência- Corrente Russa.

Foram selecionados 3 grupos de 08 ratos da raça Wistar, 2 grupos foram submetidos a um protocolo de estimulação elétrica muscular por meio de corrente de média frequência: Corrente Russa, divididos em grupo estimulado tônico (GET) e grupo estimulado fásico (GEF) e dois outros grupos como controle (GC).

Os animais selecionados para este trabalho foram machos, com idade média de 100 dias e peso médio de 350g. Os animais dos grupos GET e GEF foram estimulados com corrente elétrica de média frequência 2.500 Hz, divididos em dois protocolos: PROTOCOLO I - Frequência de modulação da corrente em baixa frequência: 10 Hz, porcentagem de fase em 50%, tempo de contração de 6 segundos e de relaxamento de 6 segundos, designado de grupo estimulado tônico (GET). PROTOCOLO II - Frequência de modulação da corrente em baixa frequência: 100 Hz, porcentagem de fase em 50%, tempo de contração de 6 segundos e de relaxamento de 6 segundos, designado de grupo estimulado fásico (GEF).

Os protocolos foram aplicados diariamente no músculo Reto Femoral da pata E de cada rato em sessões de 15 minutos de duração, durante seis semanas, total de 30 aplicações. Coletada uma porção do terço médio do músculo reto femoral de cada rato dos grupos submetidos a estimulação elétrica e controle, congelados em n-Hexano, resfriado e estocado em nitrogênio líquido. Foram obtidos cortes transversais seriados de 07 a 10um de

espessura submetidos à reação histoquímica para NADH-TR, para demonstração das fibras musculares glicolíticas e oxidativas e corados pela técnica de HE. Obtidas as medidas da área, menor diâmetro e a contagem do número de fibras glicolíticas e oxidativas por campo analisado em níveis de corte superficial, médio e profundo. Os valores obtidos foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) e aplicado o Teste de Tukey. Nas análises das fibras do terço médio do músculo reto femoral das regiões superficiais, mediais e profundas dos animais dos grupos: controle (GC), estimulado fásico (GEF) e estimulado tônico (GET), não apresentam nenhuma alteração morfológica significativa.

Houve diferença ($P < 0,01^{**}$) entre os grupos GC, GEF e GET com relação à área das fibras oxidativas. Os grupos GC e GEF não apresentaram diferença estatística. Com relação à área de fibras glicolíticas, houve diferenças ($P < 0,01^{**}$) entre os grupos GC, GET e GEF, sendo a diferença notada entre as comparações dos grupos GC e GET e entre os grupos GET e GEF. Houve diferença ($p < 0,01^{**}$) na comparação do número de fibras oxidativas entre os grupos GC, GEF com o GET.

Houve diferença ($p < 0,01^{**}$) na comparação do número de fibras glicolíticas entre os grupos GC com o GEF, GET. Houve diferença ($p < 0,01^{**}$) na comparação do menor diâmetro das fibras oxidativas entre os grupos GC, GEF com o GET. Houve ($p < 0,01^{**}$) na comparação do menor diâmetro das fibras glicolíticas entre os grupos GEF e GET. Os resultados demonstram haver adaptações fisiológicas com relação as capacidades glicolíticas devido ao aumento no volume e no número de fibras glicolíticas na região superficial em estimulações de 2500 Hz moduladas em 10 Hz.

ABSTRACT

This study analysed the possible morphological alterations in wistar rats, after medium frequency current stimulation – Russian Current.

Three groups of 08 Wistar race rats were selected; 2 groups were submitted to na alectrical muscle stimulation protocol by medium frequency current: Russian Current, divided into Tonic Stimulated Group (GET) and Phase Stimulated Group (GEF) and other two Control Groups (GC).

The selected animals for this work were male animals, with a 100 days medium age and 350g medium weight. The GET and GEF group animal were stimulated with 2500 Hz medium frequency electrical current, divided into two protocols: Protocol I- Current modulation frequency, in low frequency: 10Hz, phase percentage in 50% per cent, 6 seconds contraction time and 6 seconds relaxation, designated from Tonic Stimulated Group (GET). Protocol II- Current modulation frequency in low frequency: 100Hz, phase percentage in 50% per cent, 6 seconds contraction time, and 6 seconds time relaxation, designated from Phase Stimulated Group (GEF).

The protocols were daily applied in the E paw Rectus Femoral Muscle of each rat in 15 minutes duration sessions, during six weeks, in 30 total applications. A Rectus Femoral Muscle medium third was collected from each rat, from the groups that were submitted to na electrical stimulation and control, frozen in N-Hexane, cooled and stocked in liquid nitrogen. Serial transversal cuts with thickness from 7 to 10µm, submitted to NADH-TR histochemical reaction were obtained, for glycolic and oxidative muscle fiber

demonstration, and dyed by HE technic. The area size, minor diameter and oxidative and glycolic number fiber count were obtained in each deep, medium and superficial cuts level analysed field. The obtained values were submitted to a Variance Analysis (ANOVA) and Tukey Test was applied.

In the analysis of the medium third of the Rectus Femoral Muscle superficial, medium and deep regions, of the animals in the groups: Contral (GC), Phase Stimulated (GEF), Tonic Stimulated (GET) didn't present any meaningful morphological alterations. The GC, GEF and GET groups were different ($p < 0,01^{**}$) in relation to the oxidative fiber area. The GC and GEF groups didn't present statistic differences. Related to glycolic fiber area, there were differences ($p < 0,01^{**}$) among the GC, GET and GEF groups, being this difference noticed between GC and GET group comparisons and between the GET and GEF groups. There was a difference ($p < 0,01^{**}$) in the oxidative fiber number comparisson between the GC and GEF groups and the GET group. There was a difference ($P < 0,01^{**}$) in the glycolic fiber number comparisson between the GC group and GEF and GET groups. There was a difference ($P < 0,01^{**}$) in the oxidative fiber minor diameter comparison between the GC and GEF groups and the GET group. There was a difference ($p < 0,01^{**}$) in the glycolic fiber minor diameter comparison between the GEF and GET groups.

The results demonstrate that there are metabolic adaptations related to glycolic capacities caused by a volume and glycolic fiber number increase in the superficial region, with 2500 Hz in 10 Hz modulated stimulations.

SUMÁRIO

	Página
I. INTRODUÇÃO.....	11
II. DEFINIÇÃO DO PROBLEMA.....	14
III. REVISÃO DA LITERATURA	15
III. 1. CARACTERÍSTICAS HISTOLÓGICAS.....	15
III. 2. TIPOS DE FIBRAS MUSCULARES ESTRIADAS ESQUELÉTICAS.....	16
III. 3. DISTRIBUIÇÃO DOS TIPOS DE FIBRAS.....	20
III. 4. UNIDADES MOTORAS	24
III. 5. INERVAÇÃO CRUZADA.....	26
III. 6. ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	28
III. 7. HISTÓRICO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	33
III. 8. ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA E GANHOS DE FORÇA.....	43
III. 9. MODULAÇÕES DAS FIBRAS ESTRIADAS ESQUELÉTICAS	54
III. 10. MUDANÇAS NA REDE CAPILAR	62
III. 11. JUSTIFICATIVA	64
IV. OBJETIVOS.....	65
V. MATERIAIS E MÉTODOS	66
VI. RESULTADOS	73
VI. 1. Aspectos Morfológicos.....	73
VI. 3. Análise Quantitativa	79
VII. DISCUSSÃO.....	87
VIII. CONCLUSÃO	106
IX. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	107

I. INTRODUÇÃO

O músculo estriado esquelético possui tipos de fibras que diferem quanto a velocidade de contração e com padrão de metabolismo diferente chamadas fibras SO com metabolismo oxidativo ou fibras tônicas, e fibras fásicas do tipo FOG com metabolismo oxidativo e glicolítico e fibras FG com metabolismo glicolítico.

De acordo com a função que o músculo exerce: função postural e função dinâmica, o mesmo possui um maior predomínio de um ou outro tipo de fibra.

Sendo assim, devido ao seu metabolismo aeróbico oxidativo, um indivíduo, que seja treinado em atividades de longa duração e resistência, tende a possuir um predomínio de fibras do tipo SO, no entanto, um indivíduo treinado em atividades que solicitem força explosiva de contração rápida com produção de movimentos em alta velocidade e pouca resistência à fadiga, tende a possuir um predomínio maior de fibras do tipo FG.

A corrente Russa é uma corrente elétrica de média frequência modulada em baixa frequência, ou seja, a corrente possui pulsos de frequência média: 2500 Hz, interrompida o que determina a modulação em baixa frequência de 50 Hz, sendo que alguns equipamentos permitem modulações de 0 a 150 Hz.

A estimulação elétrica de média frequência : Corrente Russa, por ser uma corrente que possui uma frequência de 2500 Hz, o que teoricamente determina uma menor

resistência cutânea, podendo permitir assim um efeito em profundidade, possibilitando recrutamento de unidades motoras, solicitando uma contração muscular máxima.

De acordo com a possibilidade de ajuste da frequência de modulação ou interrupção da corrente, a corrente Russa pode ser utilizada de maneira tal a solicitar uma contração muscular com ênfase para as unidades motoras tônicas se for ajustada com modulação de 10 a 30 Hz ou para as unidades motoras fásicas se ajustada com interrupção acima de 50 Hz.

Para os programas de reabilitação, onde existe a necessidade da utilização da estimulação muscular através da corrente elétrica, existe também a necessidade do fisioterapeuta ajustar a frequência de modulação da corrente (frequência de interrupção), para adaptá-la às características do predomínio do tipo de fibra do músculo a ser reabilitado: tônico ou fásico, pois pode ocorrer o fato de que se o tempo de reabilitação muscular for longo, existe a possibilidade em não se ajustando as frequências entre os parâmetros de interrupção preconizados para unidades motoras tônicas e ou fásicas, possam ocorrer mudanças das características das fibras musculares: oxidativas em glicolíticas e glicolíticas em oxidativas, o que pode acarretar em alterações no músculo estimulado nas suas características de força e resistência.

De acordo com Williams et al.(1986), desde que o Dr. Kots apresentou seus achados da eficiência da estimulação elétrica no fortalecimento muscular em um simpósio de intercâmbio Rússia e Canadá em 1977, tem havido muitos relatos similares na literatura que suportam estes achados como Eriksson et al.(1981); Romero et al.(1982) e Selkowitz(1982) ou em conflito como Bartelt & Burkett(1984); Currier & Lehman(1979);

Currier & Mann(1983); Halbach & Strauss(1980); Kramer & Sample(1983); Laughman et al.(1983) e McMiken et al.(1983) com estes achados.

Williams (1986) sugere que mais pesquisas devem ser dirigidas a sujeitos normais da população ainda que o maior uso da estimulação elétrica neuromuscular (EENM) seja no ambiente clínico em músculos ao redor de uma articulação lesionada.

O presente trabalho tem por objetivo aplicar dois protocolos de estimulação elétrica muscular por meio de corrente de média frequência: Corrente Russa, no músculo reto femoral de ratos Wistar, um primeiro protocolo que visa estimular com uma frequência de interrupção de 10Hz para simular a frequência de despolarização dos motoneurônios tônicos que inervam as fibras musculares do tipo SO e um segundo protocolo que visa estimular com uma frequência de interrupção de 100 Hz que simula a frequência de despolarização de motoneurônios fásicos que inervam as fibras musculares dos tipos FOG e FG.

Analisar através de técnica histoquímica se, após a aplicação da estimulação elétrica, ocorrem mudanças nas características das fibras musculares estriadas esqueléticas.

II. DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

1) Analisar se através da aplicação de um protocolo de estimulação elétrica muscular por Corrente Russa com frequência de interrupção de 10 Hz, ocorrem mudanças de características nas fibras musculares oxidativas em glicolíticas.

2) Analisar se através da aplicação de um protocolo de estimulação elétrica muscular por Corrente Russa com frequência de interrupção de 100 Hz, ocorrem mudanças de características nas fibras musculares glicolíticas em oxidativas.

3) Analisar se com a aplicação dos dois protocolos podem ocorrer mudanças no área das fibras musculares oxidativas e glicolíticas.

III. REVISÃO DA LITERATURA

III. 1. CARACTERÍSTICAS HISTOLÓGICAS

De acordo com Bloom (1977) a unidade de organização morfológica do músculo esquelético é a fibra, uma longa célula poligonal multinucleada visível ao microscópio de luz.

Os núcleos da fibra muscular estriada são numerosos. Não se pode especificar um número real devido à dependência quanto ao comprimento do músculo. Os núcleos são alongados na direção da fibra, sendo na grande maioria dos mamíferos localizados na periferia da fibra, imediatamente abaixo do sarcolema, situação especialmente nítida em cortes transversais.

Grandes quantidades de fibras musculares paralelas são agrupadas em fascículos. Os fascículos estão associados de vários modos para formar os diversos tipos de músculos.

As fibras musculares individuais, os fascículos e o músculo, como um todo, são recobertos pelo tecido conjuntivo que forma um estroma contínuo. O músculo inteiro é envolvido por uma camada de tecido conjuntivo que se chama epimísio; delgados septos

colágenos que se estendem para dentro a partir do epimísio, circundando todos os fascículos, constituem, no seu conjunto o perimísio, e o retículo extremamente delicado extremamente delicado que recobre as fibras musculares individualmente constitui o endomísio.

A espessura das fibras musculares varia de 10 a 100 μ ou mais, dependendo da espécie e do músculo examinado. As fibras do interior do mesmo músculo podem variar muito em seu diâmetro.

Quando os músculos são examinados a fresco, diferem um pouco na cor. Em músculos vermelhos, predominam pequenas fibras escuras com uma aparência granular, enquanto que em músculos brancos predominam fibras mais pálidas de diâmetro maior (BLOOM, 1977).

III. 2. TIPOS DE FIBRAS MUSCULARES ESTRIADAS ESQUELÉTICAS

De fato, é sabido por uma centena de anos que existem tipos diferentes de fibras no músculo esquelético e que a diferenciação do músculo esquelético parece estar relacionada com a função do músculo na atividade normal. Com o advento de técnicas microscópicas e histoquímicas no início e na metade do século XX respectivamente, aprendemos que a maioria dos músculos é composto não de duas, mas em média de três tipos de fibras musculares.

Segundo Romanul (1964) o tecido muscular dos mamíferos é constituído basicamente por três tipos de fibras: vermelhas, intermediárias e brancas. As fibras vermelhas possuem área pequena e elevada atividade oxidativa; as fibras brancas são

maiores e com elevada concentração de enzimas glicolíticas; as fibras intermediárias possuem características destes dois tipos.

Dubowitz (1968) e Henriksson-Larsen (1985) relatam que as características fisiológicas, metabólicas e do tamanho final do tecido muscular, uma vez cessado o crescimento, depende grandemente da proporção e dos tipos de fibras. Os músculos que apresentam predomínio de fibras vermelhas, cuja velocidade de contração é lenta e atividade prolongada, possuem metabolismo aeróbico; já o predomínio de fibras brancas confere ao músculo características metabólicas funcionais opostas.

De acordo com Brooke & Kaiser (1970) parece que estes principais tipos, tanto quanto os sub-grupos de fibras, adaptam-se de acordo com o grau e a maneira das demandas funcionais as quais elas são submetidas. Uma grande parte das informações disponíveis sobre como esta adaptação seletiva ocorre tem sido derivada de estudos sobre análises de biópsia muscular como também análises morfológicas e bioquímicas ou ambas.

Segundo Astrand e Rodahl (1987) sob o ponto de vista funcional, as células musculares não constituem um tecido homogêneo. Muitos músculos são constituídos de fibras musculares com diferentes propriedades mecânicas. Existe uma relação entre estas propriedades e as características histoquímicas e morfológicas das fibras.

Fortes evidências mostram que a qualidade da ligação da ATPase à miosina é fator limitante no processo de encurtamento, colocando-se amostras de músculos em tampões com diferentes pHs e preparações histoquímicas podem-se identificar dois principais grupos de fibras musculares.

A duração de uma contração isométrica e as propriedades cinéticas dos dois tipos de fibras diferem notavelmente; então elas foram chamadas de *slow twitch* e fibras *fast twitch*.

Em contraste com a miosina ATPase, as enzimas metabólicas parecem ser influenciadas pelo nível de atividade e podem deste modo mudar em resposta ao treinamento de *endurance*.

Acosta (1987), em seu estudo classifica as fibras em Slow-oxidative (SO), Fast-oxidative glycolytic (FOG), ou Fast-glycolytic (FG) como descrito por Peter et al (1972).

Mcardle (1991) cita que os músculos esqueléticos estriados humanos são identificados e classificados em 2 tipos distintos de fibras de acordo com suas características contráteis e metabólicas.

Os diferentes esquemas de classificação são baseados na morfologia, histoquímica e bioquímica e na função e contratilidade.

As fibras de contração rápida possuem uma alta capacidade para a transmissão eletroquímica dos potenciais de ação, um alto nível de atividade de miosina ATPase, um nível rápido de liberação e captação de cálcio por um retículo sarcoplasmático altamente desenvolvido e um alto ritmo de renovação das pontes cruzadas, características essas que se relacionam todas com sua capacidade de gerar trabalho rapidamente para produzir contrações rápidas e vigorosas.

As fibras de contração lenta se caracterizam por um nível de atividade relativamente baixo de miosina ATPase, uma menor capacidade de manipular o cálcio, uma

velocidade de contração reduzida e uma capacidade glicolítica que é bem menos desenvolvida que suas congêneres de contração rápida.

Segundo Fox (1991) nos seres humanos, as fibras tipo aeróbicas foram denominadas em épocas diferentes como tipo I, vermelhas, tônicas, de contração lenta (CL) ou oxidativas lentas (OL); as fibras tipo anaeróbicas foram denominadas tipo II, brancas, fásicas, de contração rápida, ou glicolíticas rápidas (GR).

Pode ser feita ainda outra subdivisão das fibras CR em Cra (IIa., oxidativas-glicolíticas rápidas, OGR), CRb (IIb, glicolíticas rápidas, GR) e CRc (IIc, indiferenciadas, não classificadas, intermediárias, de interconversão).

As proporções dos diferentes tipos de fibras nos músculos humanos adultos variam muito. Contudo em geral pode-se dizer que a maioria de nossos músculos contém uma mistura aproximadamente igual de fibras CR e CL, no entanto, existem músculos específicos que são considerados como sendo predominantemente de fibras CR ou CL.

Powers (2000) cita que a porcentagem de tipos de fibras contidos nos músculos esqueléticos pode ser influenciada pela genética, pelos níveis hormonais, pela idade, pelo sexo e pelos hábitos de exercício do indivíduo. Do ponto de vista prático, a composição da fibra dos músculos esqueléticos possui um papel importante na fisiologia do músculo.

Em geral, as duas principais características importantes do músculo para a função muscular são a morfologia, o metabolismo e as características contráteis (tipos de miosinas).

A capacidade oxidativa de uma fibra muscular é determinada pelo número de mitocôndrias, pelo número de capilares que circundam a fibra e pela quantidade de mioglobina no interior da fibra.

A característica bioquímica importante da fibra muscular é a capacidade da ATPase. Existem numerosas isomiosinas e estas diferem em suas atividades, ou seja, a velocidade com que elas degradam a ATP.

As fibras musculares que contém isoformas com alta atividade, hidrolisam o ATP rapidamente e isso resulta numa maior geração de energia. Por outro lado, as fibras musculares com baixas atividades de ATPase encurtam mais lentamente.

Não existem diferenças aparentes segundo a idade ou o sexo, na distribuição das fibras. O ser humano sedentário médio possui cerca de 47% a 53% de fibras lentas.

III. 3. DISTRIBUIÇÃO DOS TIPOS DE FIBRAS

De acordo com Edgerton (1975) há uma relação direta entre as propriedades histoquímicas com as propriedades fisiológicas dos músculos de membros posteriores de mamíferos. Músculos análogos dos seguintes mamíferos: Porco da Guiné (cobaia), rato, gato; geralmente possuem proporções semelhantes de fibras glicolíticas oxidativas de contração rápida (FOG), fibras glicolíticas de contração rápida (FG) e fibras oxidativas de contração lenta (SO). Por exemplo, os músculos Sóleo e Vasto Intermédio contêm uma maior porcentagem de fibras SO, do que qualquer dos outros principais extensores do membro posterior. Ambos músculos estão situados mais profundamente, dentre um grupo de músculos e se encontram numa posição anatômica de resistência à gravidade. Os dados

deste trabalho demonstram que existe uma relação semelhante, nos músculos da perna de humanos.

Armstrong (1982) em seu estudo relata que os músculos locomotores dos mamíferos são compostos de fibras com diferentes propriedades contráteis e metabólicas cujas frequências e distribuição dependem da função do músculo.

A literatura disponível demonstra que podem ser encontradas variações na distribuição dos diferentes tipos de fibras, tanto dentro do próprio músculo; como entre os diferentes músculos. Os músculos mais profundos como os grupos antigravitários (músculos que resistem à gravidade para manter a posição quadrúpede) nos membros são primariamente compostos por maior frequência de fibras oxidativas (SO+FOG), enquanto que os músculos antigravitários mais superficiais possuem maior população de fibras de contração rápida, as fibras FG.

Dentro dos músculos existe um padrão similar, porções mais profundas do músculo possuem mais altas densidade de fibras oxidativas de contração lenta e fibras altamente oxidativas de contração rápida, enquanto que nas regiões mais superficiais do mesmo músculo são encontradas mais fibras de baixa atividade oxidativa de contração rápida; e a estratificação dos tipos de fibras observada nos músculos antigravitários é pouco pronunciada em seus antagonistas, ambos entre vários músculos dentro do grupo e dentro dos músculos.

Armstrong (1984) relatou que os músculos locomotores do membro posterior do rato são compostos de três tipos de fibras. A análise histoquímica dos músculos possibilita a identificação das fibras como: de contração rápida oxidativa

glicolítica (FOG), de contração rápida glicolítica (FG) e de contração lenta oxidativa (SO), usando-se o sistema proposto por PETER et al, 1972.

A maioria dos músculos do membro posterior do rato contém os três tipos de fibra em proporções variáveis, vários modelos gerais de distribuição têm sido descritos.

Assim, as porções mais profundas dos músculos do membro são tipicamente compostas de altas proporções de fibras SO e FOG e as regiões mais superficiais, de fibras do tipo FG. Também em grupos de músculos extensores antigravitacionais, o músculo mais profundo dentro cada grupo, têm uma população relativamente alta de fibras SO, enquanto os músculos mais superficiais são basicamente de contração rápida (FOG e FG). Portanto, em músculos de ação extensora, as fibras SO estão na profundidade e FOG à FG superficiais, dentro do próprio músculo como entre os músculos. A variação entre os músculos não é evidente em grupos de músculos flexores. Esse modelo de distribuição de fibras ocorre nos músculos da maioria dos mamíferos terrestres, porém a estratificação é mais acentuada no rato de laboratório do que em outros mamíferos que têm sido estudados.

De acordo com Henriksson-Lársen (1985) dois parâmetros de adaptação do músculo que tem sido extensamente estudado são o tamanho das fibras e o tipo. O tamanho da fibra muscular também demonstrou variações entre diferentes músculos do mesmo indivíduo bem como com o sexo e a idade.

Também tem sido recentemente demonstrado que a proporção de fibras do tipo I e do tipo II variam dependentemente da profundidade do local. Esta variação na distribuição das fibras, provavelmente depende de diferentes demandas físicas impostas a várias partes do músculo. Isto parece razoável para acreditar também que o tamanho da

fibra pode variar através da secção transversa do músculo devido a diferentes locais de demanda física.

Acosta (1987) cita que uma relativa distribuição histoquímica dos tipos de fibras tem sido determinadas em um grande número de músculos em uma variedade de mamíferos. Muitos músculos mostram uma mistura de tipos de fibras relativo a suas secções transversas, e geralmente, em tais condições, parece haver algum nível de organização como existe uma grande porcentagem de fibras lentas (baseado na coloração clara no método para miosina ATPase, em pré-incubação alcalina) e ou oxidativas (baseado na coloração escura no modelo para succinato desidrogenase e Nicotinamida Adenina Dinucleotídeo Tetrazólium Redutase) maior nas áreas da profundidade do músculo do que na superfície. Este arranjo também tem sido observado nos vários músculos de um grupo sinérgico.

Em humanos, biópsias de sujeitos e amostras de autópsias musculares sugerem que uma proporção de fibras rápidas e fibras lentas são similares nas regiões superficiais e profundas de quase todos os músculos estudados.

Robinson e Snyder-Mackler (2001) relatam que as porcentagens dessas fibras que compõem os músculos variam de músculo para músculo e de espécie para espécie para músculos análogos. Em humanos, os músculos das extremidades são freqüentemente compostos de metade de fibras musculares de contração rápida e metade de fibras de contração lenta.

III. 4. UNIDADES MOTORAS

Astrand e Rodahl (1987) escrevem que existem evidências mostrando que influências neurais determinam as propriedades dinâmicas fundamentais do material contrátil, possuindo uma influência trófica nas propriedades contráteis do músculo.

O músculo esquelético é composto de fibras musculares de três diferentes tipos. De uma perspectiva funcional, entretanto, a contração muscular não ocorre pela ativação isolada de uma única fibra muscular. Durante as atividades normais, a força de contração muscular é reproduzida pela ativação de grupos de fibras musculares atuando em conjunto em resposta a um estímulo proporcionado por uma única célula nervosa que serve cada fibra no grupo.

A velocidade de propagação do impulso nervoso ao longo da fibra nervosa varia em nervos diferentes. Quanto mais largo o diâmetro da fibra nervosa, mais baixa sua resistência elétrica, e assim maiores as correntes e mais rápida a condução.

Kottke e Lehmann (1994) citam que as evidências sustentam o princípio do tamanho da unidade motora enunciado por Henneman. Há variações no tamanho da unidade motora e suas partes componentes, inclusive o soma do neurônio bem como o número e a área de secção transversa das fibras musculares inervadas. As unidades menores são do tipo SO, as quais possuem baixo limiar de recrutamento e geram forças baixas. A força gerada por cada unidade motora varia linearmente com a ordem de recrutamento, de modo que a unidade motora recrutada mais inicialmente gera a menor força. Estas unidades motoras de baixa força, recrutadas precocemente, disparam regularmente e são

relativamente resistentes à fadiga. O termo tônicas é muita vezes usado para referir-se a estas unidades. As unidades tipo FOG e FG, recrutadas mais tarde e exercendo maior força, disparam irregularmente em surtos e fadigam relativamente rápido, embora o subtipo FOG tenha uma capacidade aeróbica intermediária e fadigue menos rapidamente, retendo porém uma velocidade rápida de contração.

Low e Reed (2001) citam que a transferência de informações no sistema nervoso e a regulação da contração muscular são então codificadas pelo número e pela frequência de impulsos nervosos.

Nas últimas duas décadas, as propriedades de uma única unidade motora no músculo esquelético foram bastante examinadas. Quase todas as unidades motoras nos músculos estudadas até esse ponto podem ser classificadas em um dos três tipos principais.

De acordo com Robinson e Snyder-Mackler (2001) a presença de proporções variáveis de unidade motoras de diferentes tipos fornece ao músculo a habilidade para responder apropriadamente às exigências da postura e da locomoção. Músculos que são requisitados para produzirem níveis moderados de tensão por longo período de tempo contêm uma alta porcentagem de fibras musculares resistentes à fadiga. Músculos requisitados para produzirem níveis de força rápidos e altos por breves intervalos contêm alta porcentagem de unidades fatigáveis fortes e de contração rápida.

A ordem de recrutamento de unidades motoras em contração reflexas e voluntárias é dependente do tamanho do corpo celular do motoneurônio. Os menores motoneurônios requerem menos impulsos elétricos para excitá-los suficientemente para produzirem potenciais de ação. Quando o tamanho do motoneurônio aumenta, maiores quantidades de corrente sináptica são requeridas para excitar essas células. O recrutamento

tamanho-dependente das unidades motoras em contração é comumente referido como princípio do tamanho. Uma vez que o tamanho do motoneurônio alfa é relacionado com o tipo de fibras musculares inervadas pelo neurônio, o recrutamento de unidades motoras em contração geralmente seguirá de unidades motoras do tipo S, para unidades do tipo FR e finalmente para unidades do tipo FF com o aumento do nível de contração. Aquelas unidades motoras designadas para gerarem tensão por relativamente longos períodos sem fadiga substancial (tipo S e FR) são então usadas em sua maioria nas contrações volitivas.

Unidades tipo FF, que são capazes de produzir altos níveis de tensão por períodos muito curtos, são usados apenas ocasionalmente em contrações de alto nível de força.

Durante a contração voluntária do músculo ocorre um disparo não sincronizado de neurônios motores que resulta em uma contração suave. A força de uma contração é graduada, em geral, por um aumento no número de unidades motoras recrutadas que ocorre nos estágios iniciais e em contrações musculares de baixa força e na frequência dos impulsos nervosos que ocorre mais tarde e com uma força muscular maior.

III. 5. INERVAÇÃO CRUZADA

Segundo Thomas (1993) há 32 anos, foi demonstrado que as velocidades de contração dos músculos rápido e lento do gato foram reciprocamente alteradas, após reinervação cruzada. Nos anos seguintes, tornou-se evidente que a transformação de lento para rápido, no músculo Sóleo reinervado cruzadamente estava incompleta. Certamente a

diminuição de velocidade de contração do músculo Sóleo do gato (lento), não aumentou após reinervação cruzada com o nervo flexor digital longo (FDL).

Thomas (1993) relata que em um artigo anterior, apresentou uma análise de dados previamente publicada, que indicava que de todos os diferentes nervos de músculos rápidos, usados na reinervação cruzada em diferentes espécies, somente o nervo do músculo FDL no gato falhou em produzir um aumento na redução da velocidade no músculo sóleo reinervado transversalmente. A resolução dessa discrepância é claramente importante para nosso futuro entendimento da regulação neural da musculatura esquelética dos mamíferos.

No rato, dois nervos motores rápidos: extensor longo dos dedos (EDL) e o flexor longo do hálux (FHL) foram previamente usados em experimentos de reinervação cruzada e ambos aumentaram a diminuição na velocidade do músculo Sóleo. Nessa investigação mostraram-se dados do músculo Sóleo de rato, que tinham sido reinervados cruzadamente com nervos dos músculos, tanto EDL como o Fibular longo (PL); ambos os músculos EDL e PL mostraram conter uma maior quantidade de fibras musculares do tipo II (rápidas). Os resultados mostram que, enquanto o nervo EDL produz uma diminuição na velocidade, aumentada, e conteúdo de isoforma de miosina de cadeia pesada do tipo II, o nervo do músculo PL falha em produzir o mesmo. Essa descoberta é de interesse, porquê essa é a primeira demonstração de um fracasso na transformação de lento para rápido, na diminuição da velocidade no músculo Sóleo de ratos após reinervação cruzada.

De acordo com Kottke e Lehmann (1994) as fibras musculares sob circunstâncias normais são extremamente estáveis. Elas estão sob controle nervoso. Músculos com inervação cruzada que originalmente tinham propriedades de contração

rápida e baixa capacidade oxidativa adquirem características de contração lenta e uma capacidade oxidativa aumentada, enquanto que o inverso ocorre nos músculos de contração lenta, experimentalmente inervados com nervos dos músculos rápidos. Além disso, as alterações no aparelho metabólico são acompanhadas por alterações correspondentes na densidade dos capilares circundando as fibras.

III. 6. ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

Garnett e Stephens (1981) relatam que as fibras musculares do tipo I são recrutadas primeiro e depois as do tipo II. A contração muscular prolongada leva à fadiga rapidamente nas fibras do tipo IIB e mais lentamente nas do tipo I. A ordem do recrutamento é fortemente mantida, mas pode ser influenciada pela estimulação cutânea.

Trimble e Enoka (1991) relatam que comparando com o recrutamento voluntário, entretanto, a ordem de recrutamento na EE tende a ser contrária. Em contração voluntária, as unidades motoras são recrutadas da menor para a maior quando os requerimentos de força são aumentados. Em contração estimulada, a contração, o recrutamento tende a ocorrer do maior para o menor quando a força de estimulação é gradualmente aumentada. A contração estimulada ocorre pela ativação das primeiras unidades motoras tipo FF, seguida pelas unidades do tipo FR e terminando com as unidades do tipo S. Essa ordem inversa de recrutamento de unidade motora nas contrações induzidas eletricamente não é tão estável quanto a da contração voluntária. Por exemplo, se os axônios das unidades resistentes à fadiga estiverem localizados significativamente mais

próximos dos eletrodos de estimulação que os axônios para as unidades do tipo F, essas unidades podem ser recrutadas antes das unidades tipo S.

De acordo com Low e Reed (2001) os tecidos excitáveis, como nervos e músculos, podem ser estimulados por correntes que variam com determinada frequência.

No sistema neuromuscular periférico intacto, a aplicação de estimulação elétrica pode produzir potenciais de ação em nervo e músculo que estão descaracterizados daqueles evocados pela ação normal do sistema nervoso.

Além disso, os potenciais de ação evocados pela estimulação elétrica nos axônios de motoneurônios alfa periféricos elicitam contração do músculo esquelético que parece ser idêntico à contração voluntária. Na verdade, a contração muscular em resposta à estimulação elétrica é muito diferente da produzida pelos mecanismos fisiológicos normais.

Quando a estimulação elétrica (EE) é iniciada, um eletrodo transitoriamente contém um excesso de carga negativa e outro eletrodo está deficiente em cargas negativas. Íons na região migrarão em direção ou para longe desses eletrodos de acordo com suas cargas.

O padrão de corrente induzida pelo movimento desses íons é representado pelas linhas de fluxo de corrente conectando os eletrodos. Alguns dos movimentos iônicos ocorrem no fluido extracelular, e uma parte da corrente passa através da membrana do nervo. O efeito de rede dessa corrente é uma fraca despolarização da membrana do nervo.

Se a breve corrente induzida através da membrana for muito baixa, a mudança no potencial de membrana rapidamente retornará ao potencial de membrana de repouso. Se a corrente induzida através da membrana for grande o suficiente, um potencial de ação será evocado e propagado ao longo da membrana. Esse potencial de membrana

evocado é idêntico ao produzido ao longo da membrana da fibra em resposta à ativação fisiológica.

A impedância da pele é muito grande para correntes diretas e pulsos mais longos, mas é bem menor para pulsos mais curtos. Desse modo a pele pode ter uma impedância de cerca de 1000 Ohms para um pulso de 10ms, porém somente de 50 Ohms para um pulso de 0,1ms. Isso ocorre porque a pele age como um capacitor que oferece muito menos impedância para durações de pulsos curtos, do mesmo modo que ocorre com correntes de alta frequência.

Segundo Low e Reed (2001) a distribuição da corrente pelos tecidos com pulsos mais curtos é, portanto mais homogênea, de modo que efetivamente a corrente penetra mais. Por conseguinte os nervos mais profundos, ou seja, os nervos motores, são mais facilmente estimulados com os pulsos mais curtos. Com pulsos mais longos, a maior parte da corrente é “usada” na pele, estimulando nervos cutâneos.

A força real da contração muscular ou o efeito sensorial dependerão do número de fibras nervosas estimuladas, que dependerá da intensidade da corrente. Correntes de maior intensidade se alastrarão mais nos tecidos e desse modo ativarão mais nervos. Se a intensidade for aumentada a partir de zero, em um período de cerca de um segundo, e então reduzida novamente para zero e essa seqüência for repetida, ocorrerá uma série de contrações e relaxamentos rítmicos como a ação muscular fisiológica normal.

De acordo com Low e Reed (2001) quando as partículas sobre a pele ou próximas a ela recebem uma carga elétrica, isso faz com que os íons dos tecidos se movam. O movimento de cargas é uma corrente elétrica nos tecidos. Se essas correntes são variadas, seja em intensidade, seja em direção, com determinada frequência, por exemplo, 50 Hz,

elas podem perturbar o equilíbrio iônico através da membrana das membranas do nervo ou músculo, fazendo com que ocorra um impulso nervoso ou contração muscular. Aumentando a frequência de mudança de corrente para 4.000 Hz, pode-se permitir que os íons passem facilmente através dos tecidos.

Os efeitos no corpo das cargas elétricas aplicadas dependem da amplitude e da natureza da corrente resultante nos tecidos.

As fibras nervosas periféricas são inerentemente mais excitáveis por estimulação elétrica do que as fibras musculares.

Desde que fibras nervosas contidas dentro do nervo periférico não sejam do mesmo diâmetro e resistência interna, a excitabilidade relativa destas fibras pela EE varia.

Robinson e Snyder-Mackler (2001) afirmam que quando um nervo periférico misto é diretamente estimulado, aquelas fibras com maior diâmetro e menor resistência interna são as mais facilmente excitadas. Quando correntes elétricas são produzidas no nervo periférico, o grupo $A\alpha$ de motoneurônios das fibras nervosas é aquele que mais rapidamente é ativado. Para ativar o grupo de fibras nervosas $A\beta$, $A\gamma$ ou o grupo de fibras C é preciso um estímulo de progressivamente maior amplitude e ou duração. O processo pelo qual um crescente número de fibras nervosas é ativado e progressivamente aumentar a amplitude e ou a duração dos estímulos é chamado recrutamento de fibra.

Para a estimulação do nervo motor isolado, o padrão de recrutamento tende a ser em uma ordem da fibra de grande diâmetro - baixa resistência interna, para a fibra de menor diâmetro - alta resistência interna em nervo periférico, o que é o padrão oposto do que ocorre durante ativação voluntária.

Quando a intensidade de estimulação é grandemente aumentada, a sensação de formigamento sentida pelo sujeito aumenta tanto quanto progressivamente maior for o número de fibras nervosas sensitivas mielínicas recrutadas. Em adição, a ativação limiar dos axônios do motoneurônio alfa sobre os nervos periféricos inervando o músculo esquelético é logo alcançada - estimulação de nível motor.

A excitação de axônios do motoneurônio alfa no sistema nervoso intacto produz contração muscular.

A forma e o comprimento da contração muscular produzida pela EE são determinados pelos mesmos dois processos envolvidos na contração voluntária. Há estimulação progressiva de um número maior de axônios de motoneurônios alfa quando a amplitude de estimulação é aumentada. O recrutamento do motoneurônio aumenta o número de fibras motoras ativadas e, portanto, aumenta a força de saída da musculatura estimulada.

Selkowitz (1989) relata que a estimulação elétrica de média frequência é útil clinicamente nos casos envolvendo imobilização ou contra-indicação para o exercício dinâmico. Quando existe uma imobilidade do paciente de exercer a força muscular (especialmente nos estágios precoces da reabilitação por causa do controle muscular voluntário diminuído após lesão ou cirurgia) e também como adjunto para o exercício tradicional voluntário (especialmente no final de uma sessão, quando o esforço voluntário pode declinar).

De acordo com Trimble e Enoka (1991) embora a EE do músculo tenha sido muito usada terapeuticamente, dois fatores precipitaram um interesse renovado nos efeitos da EE no músculo inervado. O primeiro fator foi o desenvolvimento de novos tipos de

estimuladores mais versáteis e o segundo foram os relatórios na metade dos anos 70 sobre a eficácia dos programas de treinamento de EE para promover o desenvolvimento de força em atletas de elite e indivíduos saudáveis. Os trabalhos contemporâneos sobre os efeitos da EE sobre o músculo esquelético focalizam não somente seus efeitos no músculo saudável, mas também sua utilidade no tratamento de músculos fracos.

III. 7. HISTÓRICO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

Christ-Oliver (1986) relata que os raios atmosféricos e os peixes elétricos foram os primeiros contatos do homem com a eletricidade.

O descobrimento dos efeitos analgésicos da biodescarga que geram estes peixes foi casual e se sucedeu quando a mão de quem pretendia tocar algum deles ficou adormecida por um choque elétrico.

Esse fato insólito e maravilhoso foi o que incluiu a eletricidade animal no meio mágico da terapêutica primitiva.

Seguiu-se usando os peixes elétricos em terapêutica até o ano de 1850, quando a produção, a distribuição e a modificação da corrente elétrica permitiram usar a mesma.

Otto Von Guericke, inaugurou a eletroterapia artificial em meados do século XVII; porém a descarga de sua máquina eletrostática era ,todavia muito inferior a do peixe Torpedo.

A descoberta da eletricidade ocorreu em etapas, começando com a produção de cargas estáticas sobre bulbos de vidro no início do século XVIII, passando pelos

diferentes meios de produção de uma corrente estática, como a pilha de Volta, até os meios cada vez mais sofisticados de variar e reverter as correntes. Em cada estágio o uso médico foi recomendado, tentado e geralmente foram alegados muitos benefícios. Em 1786, Luigi Galvani estimulou os nervos e músculos de rãs com cargas elétricas. Quando seu trabalho foi publicado, em 1791, houve um enorme impulso à experimentação científica nessa área. Como consequência, Humboldt chamou a corrente constante de "Galvanismo" para distinguí-la das cargas elétricas estáticas geradas por fricção. As correntes galvânicas- correntes contínuas diretas- passaram a ser amplamente usadas terapeuticamente e ainda mais extensivamente para introduzir medicamentos nos tecidos corporais.

Em 1855, Duchene de Boulogne tratou certas formas de paralisia periférica, dores neurálgicas e articulares com uma pilha de volta modificada.

Duchene também investigou através de indivíduos que apresentavam perda de força muscular progressiva e que, via de regra, chegavam ao óbito por paralisia do músculo diafragma e concluiu através destes estudos as formas clínicas de uma patologia que envolve os músculos e que hoje tem o seu nome: distrofia muscular de Duchene.

Em 1901, Stephane Leduc utilizou animais, usando impulsos retangulares de corrente contínua, medindo com exatidão seus parâmetros: voltagem, intensidade, frequência, duração de impulso, entre outros.

Stephane Leduc em 1902 decide aplicar a técnica em homens, tomando-se a si próprio como sujeito da investigação

Trabalhos de Lecher en Dijon (1905) mostram que este praticou 2 anestésias geral em homens utilizando corrente elétrica. Nesta época se descobriu que para se obter analgesia tem-se que concentrar o feixe longitudinal para estimular as formações

centrais e basais do cérebro em particular a substância negra ao redor do aqueduto de Silvius . Os estudos acerca da utilização da corrente elétrica com fins terapêuticos voltariam a ter novo impulso no início e meados do século XX, com a ocorrência das duas guerras mundiais, finalidade esta a de promover analgesia através da aplicação de corrente elétrica para aliviar a dor dos feridos de guerra e para minimizar as terríveis dores das amputações de membros, necessárias na época, devido ao risco de infecção pelo não controle da assepsia.

De acordo com Moreno-Aranda & Seireg (1981) o controle externo artificial da contração muscular foi descoberta no século XVIII. O italiano médico e fisiologista Luigi Galvani, enquanto executava alguns experimentos com sapos, notou que simultaneamente o contato com ferro e cobre fazia os músculos do sapo se contraírem. Mas antes da descoberta de Galvani, a eletricidade foi aplicada para o objetivo de movimento em membros paralisados. O desenvolvimento de Volta da melhor fonte de eletricidade em 1799, tornou mais fácil empreender estudos posteriores.

Duchene de Boulogne (1867), foi o primeiro a introduzir um amplo uso da estimulação elétrica dos nervos das extremidades humanas através de eletrodos colocados sobre a pele e entroncamento nervoso e pontos motores musculares. A presença ou a ausência da excitabilidade elétrica dos músculos foi considerada um critério de integridade dos músculos e dos nervos.

Elson (1974) cita que relatos da antiga União Soviética no início dos anos 70 sugeriram ainda outro método de fortalecimento muscular, a aplicação de estímulos elétricos nos músculos.

Moreno-Aranda (1981) relata que esse procedimento, chamado de estimulação elétrica neuromuscular, envolve a estimulação do músculo com um protocolo elaborado para minimizar a dor e o desconforto associados à aplicação deste procedimento

Dr. Kotz, professor de medicina esportiva da academia do estado de Moscou, foi o primeiro a empregar uma corrente elétrica alternada de frequência média para o fortalecimento muscular em cosmonautas russos.

Após a queda do muro de Berlim e a abertura política da antiga União Soviética, estes fatos vieram à tona, e o mundo tomou conhecimento, de como os russos na década de 70 e 80 utilizaram uma corrente elétrica de frequência média de 2500 hz para a estimulação direta de grupos musculares para se obter aumento do trofismo e da força muscular.

De acordo com Ward, A.R. e Shkuratova N. (2002) as formas de estimulação elétrica russa tornaram-se populares a uma grande extensão em consequência das atividades de Kots, que reivindicaram ganhos da força de até 40% em atletas de elite em consequência de o que era então uma forma nova de estimulação. Não forneceu detalhes de seu trabalho publicado, nem dá referências. A estimulação elétrica russa tornou-se popular apesar da falta da pesquisa na literatura de língua inglesa

Low e Reed (2001) citam que a corrente “Russa” consiste em uma corrente de média frequência homogeneamente alternada de 2.500hz, aplicada como uma série de disparos separados. Ocorrem assim 50 períodos de 20ms de duração que consistem em um disparo de 10ms e um intervalo de 10ms. Cada disparo de 10ms contém 25 ciclos de corrente alternada, ou seja, 50 fases de 0,2ms de duração.

A hoje chamada corrente Russa é utilizada com finalidade terapêutica para atingir os objetivos de ganho de volume muscular e de força em indivíduos que desenvolveram hipotrofias e perda de força pelas mais variadas causas na área da ortopedia e da traumatologia e na neurologia

Sabe-se hoje que o efeito da corrente Russa em casos onde o paciente não consegue desenvolver um programa de treinamento muscular adequado por motivos que determinadas patologias impõem, a corrente russa pode ser utilizada com sucesso, sucesso este caracterizado pelo ganho rápido do trofismo e da força muscular em poucas sessões de terapia.

Currier & Mann (1983) relatam que embora muitos investigadores tenham usado a EE para produzir contrações musculares tetânicas, a média tem alcançado de 33 a 1000Hz. O estudo usando uma média maior de que 1000Hz, foi sem total sucesso no aumento da força muscular, enquanto que resultados favoráveis foram relatados em estudos usando freqüências de 33, 50, 60, 65 e 200 Hz.

Além da variação da freqüência de estímulos, é também possível usar estímulos com formatos de onda diferentes.

Várias formas de onda, semi-ondas e farádicas, trapezoidais e retangulares, tem sido utilizadas com sucesso.

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) pode ser aplicada com uma variedade de protocolos. Os parâmetros que podem ser variados incluem a freqüência dos estímulos, a forma da onda dos estímulos, a intensidade do estímulo, o tamanho do eletrodo e o tipo do eletrodo. O protocolo mais simples é aplicar um trem de pulsos retangulares.

Segundo Stefanovska (1985) sinais de estimulação usados na prática da reabilitação são, sobretudo retangulares e monofásicos com frequências acima de 50 Hz. Estas frequências correspondem a algumas grandezas de ritmo de descarga dos motoneurônios durante a atividade repetitiva.

Os motoneurônios fásicos exibem uma maior frequência de descarga do que os tônicos, 30 a 60 Hz contra 10 a 20 Hz, sendo as frequências usuais, entretanto, motoneurônios tônicos podem disparar com frequências tão altas quanto 40Hz.

Kots e Divieti apud Stefanovska (1985) estabeleceram que a contração isométrica máxima devido a estimulação da placa motora do músculo ocorre perto de 2500Hz. Experimentos de Kots envolveram limites de frequência entre 100Hz até 5Khz, enquanto que Divieti investigou limites entre 1Khz e 5Khz.

O uso da EE na prática clínica e na medicina do esporte tem recebido aumento na atenção na literatura.

Stefanovska (1985) cita que vários autores têm examinado a resposta de força da EE durante sessões repetidas e relatado aumento da força do músculo esquelético, melhora da contração muscular entre vários pacientes após cirurgias do joelho, aumento na medida da circunferência muscular com o treinamento e reduzir a atrofia prevenindo uma queda do SDH durante a imobilização. Em contraste, alguns estudos usando a EE em repetidas sessões não têm suportado as exigências do aumento de força muscular ou o aumento no volume.

Segundo Baar (1986) o problema com este esquema é que ele requer uma frequência de cerca de 100 Hz para produzir a força máxima em um músculo, mas esta frequência também produz uma significativa resposta dolorosa.

A resposta dolorosa pode ser contornada com a utilização de um protocolo de estimulação de alta frequência (10 KHz) que seja modulada em uma frequência mais baixa (50 a 100 Hz).

Este tipo de protocolo minimiza a dor associada com o procedimento e pode produzir uma força equivalente à força de contração voluntária máxima (DELLITO; BROWN, 1989 apud ENOKA, 2000).

Segundo Ward, 2002 a habilidade de evocar uma contração forte, confortável com corrente alterna de média frequência foi anotada primeiramente por D'Arsonval, que relatou, em 1891, que com corrente alterna não interrompida em uma tensão fixa, a excitação neuromuscular se tornou mais forte acima de 1.250 a 1.500 Hz, permanecida constante a 2.500 Hz, e diminuída entre 2.500 e 5.000 Hz. D'Arsonval anotou também que a sensação física e o desconforto diminuíram constantemente com frequência crescente até a frequência máxima que seu estimulador poderia produzir (5.000 Hz). A idéia que a corrente alterna de média frequência é capaz de produzir contrações fortes, confortáveis do músculo em uma frequência ótima entre 1,5 e 2,5 KHz tinham sido avançadas por D'Arsonval aproximadamente 80 anos mais cedo do que Andrianova et al.1971, infelizmente, D'Arsonval não relatou detalhes da colocação do eletrodo para suas experiências. Sua interpretação de seu estudo indicou para ele que a força máxima com menos desconforto é eliciada entre 1,5 e 2,5 KHz.

Selkowitz (1989) relata que nos últimos anos, tem havido, em algumas referências, controle rigoroso das variáveis e mais uniformidade nos métodos de pesquisa do que no passado, tornando as comparações entre os estudos mais fáceis.

Selkowitz (1989) identificou 2 categorias maiores de programas de fortalecimento com EE que caracterizam algumas das maiores diferenças entre protocolos de estudo. Quanto mais os regimes de resistência muscular incluem relativamente curtos intervalos entre as contrações, com durações das contrações aproximadamente iguais ao tempo de repouso (usualmente 4 segundos de contração e 15 segundos de repouso), para um total de 6 a 15 minutos de EE em cada sessão e usando baixas frequências 50 à 200 Hz, tanto mais os regimes típicos de treinamento de fortalecimento têm longos períodos de repouso e tempos curtos no total de estimulação (10 segundos de contração e 50 segundos de repouso) e com altas frequências de 2.500 Hz.

As variações nos métodos entre estudos impedem comparações dos aumentos de força e conclusões da superioridade de aspectos particulares dos protocolos de treinamento empregados para aumentar a força. Sessões de familiarização, práticas de repetição e também reexames com intervalos frequentes podem somar descontrolados e incontáveis estímulos de fortalecimento. Diferenças no tempo total de estímulos de contração, a energia total fornecida para os tecidos (dependente das características do EE, fatores neuromusculares, a população dos sujeitos (nível de força inicial) e escolha dos critérios de mensurar a força pode também explicar as diferenças no aumento de força entre os estudos).

De acordo com Trimble & Enoka (1991) estímulos com formatos de onda convencionais (pulsos retangulares bifásicos) ativam preferencialmente unidades motoras de diâmetro largo em contraste com a ordem crescente de recrutamento que ocorre com a ativação voluntária. Embora pesquisadores discordem sobre as capacidades máximas da estimulação elétrica neuromuscular, não há dúvida de que é possível aumentar a força

muscular tanto no músculo saudável quanto no músculo lesado com esta técnica (ENOKA, 1988b; HAINAUT e DUCHATEAU, 1992; MILLER e THÁPAUT-MATHIEU, 1993 apud ENOKA, 2000).

Chantraine (1998) relata que para ser eficiente, a EE deve respeitar certas condições fisiológicas da musculatura humana. Este mimetismo fisiológico é um elemento chave de sua eficiência. Um estímulo elétrico provoca uma contração isolada, cujas características dependem do tipo de fibra, sobre tudo no que se refere a força (fibra tipo II mais forte que tipo I), o mesmo ocorre com a velocidade de contração.

A frequência de EE necessária para provocar contrações tetânicas é de 18 Hz, abaixo desta cifra somente se produzem contrações musculares isoladas, porém com uma tensão muscular de base que aumenta de acordo com a frequência. O mesmo ocorre com as frequências que induzem um tétano fisiológico: a importância deste aumenta proporcionalmente até valores próximos a 50 Hz, acima dos quais o ganho de tensão é mínimo. A forma máxima desenvolvida durante uma contração depende do tipo de fibra e em consequência, está em relação direta com a frequência de tetanização.

A eficiência do treinamento muscular eletricamente induzido se relaciona diretamente com a qualidade da contração muscular. Para se melhorar qualitativamente a função de um músculo é conveniente que se ative a maior quantidade possível de unidades motoras, o que implica em contrações musculares intensas que requerem um número maior de cargas elétricas. É igualmente conveniente que a duração da contração seja suficiente para estimular as vias metabólicas. Cálculos referem que as frequências de EE mínimas e máximas que permitem estimular da melhor maneira as fibras dos tipos I, IIa e IIb, se incluem em uma gama que vai desde 8 Hz até 65 Hz.

Quando um músculo se contraí ativamente ele o faz por alternância das unidades motoras. Este mecanismo permite limitar a fadiga. Quando a contração torna-se máxima as fibras tendem a contrair-se de maneira mais sincronizada e aumentam a fadiga. Durante a EE, as contrações das fibras são sincronizadas e constituem um freio para o mimetismo fisiológico. Uma das maneiras mais simples de se evitar a fadiga é aumentando o tempo de repouso entre os estímulos elétricos ou contrações. A relação mais favorável para evitar a fadiga entre o tempo de contração e do tempo de relaxamento foi determinado experimentalmente em 1:5.

Uma abordagem comum é usar o protocolo de Kots, com frequência de estímulo de 2.500Hz modulada em disparos de 50Hz, com dez repetições em cada uma das 15 a 25 sessões de treinamento. Uma única repetição dura 60 s e inclui 10 s de estimulação e 50 s de repouso. A intensidade do estímulo é ajustada no nível máximo tolerável. O aumento da força varia de 0,6% a 3,6% por sessão, com uma média de cerca de 1,6% por sessão.

Segundo Moreno-Aranda & Seireg (1981) atualmente a estimulação elétrica tem sido utilizada em muitas e diferentes aplicações tanto como a estimulação do músculo normal e paralisado para o exercício como também para obter movimento útil, marca-passo cardíaco, desfibrilação cardíaca, restauração da função perdida como resultado das paresias da bexiga urinária, controle da dor, controle da incontinência fecal e urinária, indução do trabalho, entre outros.

III. 8. ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA E GANHOS DE FORÇA

A estimulação elétrica tem sido usada desde o século XVIII como um instrumento de reabilitação (HAINAUT, 1992; LIBERSON, 1961 apud ENOKA, 2000), mas somente nos anos 70 passou a ser aplicada em atletas ativos saudáveis como um suplemento do treinamento convencional.

A razão para o uso da estimulação elétrica neuromuscular é que os indivíduos são incapazes de ativar o músculo ao máximo e que os estímulos elétricos podem produzir a diferença entre a força de contração voluntária máxima e a capacidade máxima do músculo.

Estudos histoquímicos, bioquímicos e fisiológicos revelam que a principal adaptação do músculo às contrações de nível de força alto é um aumento no conteúdo das proteínas contráteis do músculo, a actina e a miosina.

Como a quantidade de proteína contrátil nas fibras musculares é aumentada, o número de pontes cruzadas que são formadas aumenta.

Anzil (1974) demonstraram que a eletro-estimulação complementar tem efeito positivo ao aumentar a máxima força muscular isométrica em comparação com o treinamento isométrico ativo tradicional.

Johnson et al. (1977) aplicou a corrente farádica com sucesso no tratamento de condromalácea patelar de cinquenta pacientes que receberam 19 tratamentos em um período de seis semanas onde estes apresentaram melhora considerável nos sintomas. O músculo quadríceps foi estimulado para produzir contrações isométricas de 10s com um período de 50s de repouso, dez vezes em cada tratamento. A amplitude da corrente foi a

máxima que o paciente podia tolerar; de fato, os autores concluíram que a eficácia do tratamento varia diretamente com a amplitude da corrente, sendo com as mais altas os melhores resultados. Observou que quanto maior a atrofia inicial mais efetivo o tratamento e conseqüentemente sentiram que o músculo normal poderia beneficiar-se menos com esta técnica.

De acordo com McMiken (1983) a EE cutânea direta é conhecida por iniciar a contração muscular em homens como em outros animais presumivelmente por um processo similar de despolarização do sarcolema, como uma ativação normal por um nervo motor. Se a contração muscular com EE é similar ao processo de contração comum; portanto o mecanismo celular de adaptação deve ser ativado durante a estimulação, produzindo uma adaptação do aumento de força muscular e resistência similar ao exercício muscular normal voluntário.

O processo celular de adaptação embora tenha tido um papel central na biologia e na medicina não são totalmente conhecidos. Algumas respostas reconhecidas destes mecanismos de adaptação estão no fato de que as mudanças podem ocorrer em todo tecido biológico em resposta a atividade fisiológica prolongada e intensa e que estas modificações são medidas via síntese de ácidos nucléicos e proteínas.

Johnson et al. apud Williams (1986) estudou os efeitos da estimulação elétrica do M. Quadríceps de 50 sujeitos com diagnóstico de condromalácea patelar. Ele demonstrou um aumento mínimo na força do M. Quadríceps de 25,3% acompanhado de um aumento da medida da coxa de 4,3% para 6,8%.

Godfrey et al. apud Williams (1986), comparou exercícios de treinamento com a EENM do M. Quadríceps em indivíduos com lesão no joelho. Eles encontraram um

aumento na força isocinética no grupo com EENM que foi significativamente maior do que o grupo de exercícios somente em velocidades mais baixas (18°/seg) mas não houve diferença em velocidades maiores (60° a 150°/seg). não houve diferença na medida da circunferência da coxa.

Lainey et al. apud Willians (1986) não observou diferenças em regimes de treinamento de exercícios e exercícios com EENM no aumento da força do M. Quadríceps.

Laughman (1983) treinaram o quadríceps femural em dois grupos de indivíduos, um com exercícios isométricos e outro com EENM. Embora ambos os grupos exibissem aumentos similares de força (18% e 22% respectivamente) depois de 5 semanas de treinamento, estes foram conseguidos com intensidades médias de treinamento de 78% (isométrico) e 33% (EENM) do máximo. Esse efeito pode ser devido a ativação preferencial de unidades motoras de diâmetro grande (tipo II) com a EENM.

Laughman et al. (1983) e Macmiken et al. (1983) não encontraram diferenças significativas nos ganhos de força isométrica entre um grupo treinado usando somente EE e um usando somente contração voluntária (CV). O aumento foi relatado ser aproximadamente de 22% para o grupo EE e 18% para o grupo CV em um primeiro estudo, e de 22% e 25% respectivamente em um segundo estudo.

Currier & Mann (1983) não encontraram diferenças significativas no aumento da força isométrica entre um grupo EE, um grupo CV e um grupo de EE mais CV. O aumento efetivo para cada grupo não foi relatado, mas pode ser calculado para estes dados serem aproximadamente 17% para o grupo EE, 30% para o grupo CV e 24% para o grupo EE mais CV.

Stefanovska (1985) relata que a ativação elétrica do sistema neuromuscular produz efeitos terapêuticos e é um método útil na restauração da perda ou da função motora debilitada.

Com a EE é possível aumentar a atividade muscular: influenciar morfológica, fisiológica e bioquimicamente nas propriedades musculares, resultando em uma melhora da força muscular em sujeitos saudáveis, ou recuperação da musculatura atrofiada devido à inatividade.

Willians et al. (1986) em seu estudo comparando 2 regimes de treinamento, um usando exercícios isoladamente e outro utilizando exercícios somados a EENM com uma corrente sinusoidal de 2.500 hz modulada em 50 hz no aumento da força do M. Quadríceps e na medida da coxa em uma população com lesões da articulação do joelho. Eles observaram que a média do torque do M. Quadríceps através de todos os testes de velocidade em avaliação isocinética aumentou em 12% para o controle e 9% para o grupo com EENM. Houve 1,6% de aumento na circunferência da coxa no grupo com EENM e de 2,5% de aumento no grupo controle.

Singer (1986) encontrou uma melhora na força muscular em um período de 4 semanas de EE do quadríceps cronicamente enfraquecido, não observando um aumento relevante na área de secção transversa do músculo, porém mudanças eletromiográficas sugeriram aumento na eficiência neuromuscular que explicava o aumento de força.

A EENM é uma modalidade útil na reabilitação. Alguns pesquisadores sugeriram que é mais fácil fortalecer o músculo hipotrófico com EE que com a ativação voluntária (GODFREY, JAYAWARDENA e WELSH, 1986; WILLIANS, MORRISEY e

BREWSTER, 1986). Na Ausência de impulso neural, a EENM pode preservar as propriedades do músculo.

De acordo com De Domenico (1986) e Strauss (1986) a força de contração muscular voluntária é maior na maioria das pessoas, porém não em todas, do que a força que pode ser produzida pela EE da mesma musculatura. Essa diferença não parece dever-se à natureza da corrente de estimulação, já que estimuladores distintos não produzem diferenças significativamente consistentes na força de contração.

São et al. (1988) mostraram que estimular o quadríceps com intensidades bastante baixas-50% da contração voluntária máxima aplicadas em oito contrações de 15s de duração, duas vezes por semana, por cinco semanas, levava a um aumento estatisticamente importante no torque do quadríceps.

Nos músculos fracos ou que estejam enfraquecendo, o valor da EE é muito mais claro e têm sido relatados ganhos significativos com a melhora da função muscular.

Em um estudo feito por Lai et al. (1988) mostrou-se que a EE de músculos em um período de 3 semanas produziu ganhos de força significantes, sendo maiores no grupo tratado com a EE de alta intensidade do que no grupo tratado com baixas intensidades. A força de contração isométrica apresentou ganhos maiores do que os da contração concêntrica. Embora o ganho de força tenha declinado quando o tratamento acabou, esse era ainda significativo para o grupo de alta intensidade após três semanas.

Considera-se que o ganho de força pode ser atribuído a mecanismos neurais, pelo menos inicialmente. Isso é sugerido devido aos fatos da velocidade com que este aumento ocorre e a velocidade com que pode declinar, assim como a falta de evidência de qualquer mudança no volume muscular.

A sincronização dos padrões de disparo das unidades motoras pode ser um dos mecanismos. O recrutamento seletivo de fibras largas do tipo II, de contração rápida, sobre as fibras do tipo I, de contração lenta, também poderia ser implicado, embora isso não se amolde às descobertas de que a EE leva a ganhos de força similares aos das contrações musculares voluntárias. Há uma ampla concordância de que a tolerância à EE aumenta acentuadamente após poucas aplicações na maioria das pessoas.

Gibson et al. (1988) demonstrou que a EE aplicada no quadríceps a 30 Hz em joelhos imobilizados e administrada em ciclos de 2s ligado e 9s desligado em uma hora por dia por seis semanas reduz a atrofia muscular. Observou que a área de secção transversa do quadríceps diminuiu cerca de 17% no grupo não tratado, mas não houve perda significativa naquelas pacientes que foram tratados. O efeito é considerado devido à manutenção da síntese de proteínas nos músculos e não à prevenção de destruição das proteínas.

Kubiack et al. apud Selkowitz (1989) também não encontrou diferenças significativas entre um aumento de 33% para o grupo EE e 43% de aumento para o grupo CV.

Selkowitz (1989) relata que a EE para o fortalecimento é útil clinicamente nos casos envolvendo imobilização ou contra indicação para o exercício dinâmico, quando existe uma imobilidade do paciente de exercer a força muscular (especialmente nos estágios precoces da reabilitação por causa do controle muscular voluntário diminuído após lesão ou cirurgia) e também, como adjunto para o exercício tradicional voluntário especialmente no final da 1ª sessão, quando o esforço voluntário pode declinar.

Selkowitz (1989) tem revisito evidências experimentais na literatura de língua inglesa para aumentar a força do músculo pelo uso da estimulação elétrica russa. Ele Concluiu que existe evidência convincente para a força aumentada do músculo, mas pouca evidência que os ganhos da força são maiores do que aqueles produzidos pelo exercício voluntário ou por uma combinação do exercício e da estimulação elétrica. Anotou também que os estudos que reviu não podem ter tido o poder estatístico suficiente para distinguir entre as circunstâncias que foram comparadas.

Selkowitz afirmou também que há evidência insuficiente para distinguir os realces da força produzidos usando a estimulação elétrica russa (“Corrente alterna de média frequência”) daqueles produzidos por outras formas de estimulação elétrica (por exemplo, corrente pulsada monofásica de baixa frequência).

Mackler & Robinson (1989) alertam que após o limiar motor ser excedido, aumentos muito pequenos na amplitude de estimulação produzem aumentos relativamente grandes na força de contração muscular, à medida que o recrutamento aumenta rapidamente, de modo que se deve ter cuidado com isso.

Haward (1991) examinou o efeito da estimulação elétrica neuromuscular da perna direita na força de contração voluntária máxima dos extensores do joelho da perna esquerda. A estimulação elétrica neuromuscular do quadríceps femural da perna esquerda produziu uma forte sensação cutânea e uma força na perna direita que foi 40% do máximo. A estimulação da perna direita causou um aumento de 11% na força de contração voluntária máxima da perna esquerda.

A EENM é mais eficiente do que os exercícios voluntários para minimizar a atrofia do quadríceps femural e para favorecer a restauração da marcha dos pacientes após

reconstrução do ligamento cruzado anterior (SNYDER-MACKLER, LADIN, SCHEPSIS e YOUNG apud ENOKA, 2000).

Obajuluwa (1991) constatou um aumento significativo na circunferência muscular média do quadríceps após usar um trem de pulsos farádicos oscilantes de 3s no nível de contração tetânica máxima, porém dentro dos limites de tolerância. A oscilação foi repetida dez vezes, com um período de repouso de 10s entre cada uma. Esse regime foi repetido três vezes por semana por dez semanas.

A estimulação do tibial anterior a 20 Hz por 1 a 2 h durante seis semanas foi suficiente para reduzir a fadigabilidade do músculo aumentando a proporção de fibras musculares do tipo I e aumentando o tempo de contração e de relaxamento, mas não aumentando o tamanho ou a força das fibras musculares (STEIN et al apud ENOKA, 2000).

A ativação das fibras é claramente diferente para uma contração voluntária comparada com a EENM (ADAMS, HARRIS, WOODARD e DUDLEY apud ENOKA, 2000)

Lloyd et al. (1996) concluíram que em geral a EE não é um substituto satisfatório para a atividade voluntária. Contudo inúmeros estudos mostraram que a EE isolada ou combinada com exercícios voluntários leva a ganhos de força similares ou em alguns poucos casos até maiores do que quando o exercício voluntário é executado isoladamente. Reunindo vários destes estudos, o ganho médio de força decorrente da EE seria em torno de 20-25% em aproximadamente um mês, variando desde nenhum aumento de força a até 50% de aumento. Esse parece ser o máximo que pode ser conseguido com um

músculo normal não treinado. (BALONGUN et al. 1993; CALLAGHAN e OLDHAM apud ENOKA, 2000)

Foram observadas diferenças individuais importantes na resposta à EE. Permanecem incertezas devido à variedade de técnicas e protocolos adotados pelos diferentes estudos.

Segundo Chantraine et al. (1998) a finalidade da eletroestimulação, estimulação elétrica (EE) ou estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é a de substituir a deficiência momentânea ou permanente da atividade muscular voluntária, ou melhorar a qualidade muscular em esportistas, sem passar pela habitual sobrecarga de treinamento.

A EENM é uma técnica física de reabilitação utilizada desde há muito tempo, com indicações muito diversas como a prevenção e o tratamento das atrofia por inatividade e por denervação, a reprogramação muscular, a prevenção da trombose, a inibição da perda óssea, a estimulação muscular na paraplegia e no fortalecimento muscular em indivíduos sãos ou em atletas.

A estimulação elétrica do músculo difere da contração voluntária devido ao disparo sincronizado de todos os neurônios motores estimulados, devido à estimulação elétrica não estimular unidades motoras na mesma ordem de recrutamento que a contração voluntária.

Robinson (2001) relata que a força produzida pela ativação do músculo é diretamente proporcional ao número de pontes cruzadas que se formam, que é responsável pelo aumento expressivo na habilidade do músculo em gerar tensão em resposta ao alto nível de ativação. Tanto a ativação volicional como a estimulação elétrica, são capazes de induzir uma elevação na quantidade de proteína contrátil da fibra muscular.

Quando existem restrições ao exercício ativo voluntário, esse pode ser substituído pela EENM.

Se a EE do músculo normal pode ou não levar a um aumento na força muscular é uma questão que não está inteiramente resolvida, apesar das muitas pesquisas realizadas. A essência do problema parece ser o fato de que a EE aumenta a força muscular, embora não na mesma extensão que ocorreria com o exercício voluntário equivalente.

A força exercida durante uma contração voluntária máxima pode ser aumentada com a estimulação elétrica unitária (BÉLANGER, 1981; HALES 1988 apud ENOKA,2000) e com trens de pulsos elétricos (DAVIES, 1985; DUCHATEAU, 1987 e 1988; MCDONAGH, 1983; YOUNG apud ENOKA,2000). Estes trabalhos determinam que o impulso neural é insuficiente para produzir a força máxima que um músculo pode exercer.

Delitto et al apud Ward (2002), relatou uma experiência de um único sujeito usando um levantador de peso da elite submetendo ao treinamento contínuo do peso que foi dado períodos de estimulação elétrica russa durante o curso do treinamento. As melhorias marcadas no desempenho, sobre e acima daquelas mensuradas em consequência do treinamento, acompanharam os períodos de estimulação. Delitto et al apud Ward (2002), compararam os ganhos da força produzidos pela estimulação elétrica Russa com os ganhos produzidos usando o exercício voluntário após cirurgia do ligamento cruzado anterior. O grupo eletricamente estimulado mostrou ganhos mais elevados da força do que o grupo que recebeu o exercício voluntário.

Snyder-Mackler et al apud Ward (2002), compararam o torque máximo eletricamente induzido (EIT) de 3 estimuladores: um estimulador de corrente russa, um

estimulador interferencial que opera em uma frequência de 4 KHz, e um estimulador de corrente pulsada (CP) bifásico de baixa frequência. O estimulador interferencial produziu menos torque do que as outras 2 máquinas, mas isto pode ter sido porque sua corrente de saída máxima não era altamente suficiente para todos os sujeitos. O torque médio mais elevado foi produzido pelo estimulador de corrente russa, mas a diferença entre ele e o estimulador de baixa frequência não foi significativa.

Laufer et al apud Ward (2002), compararam EITs máximo obtidos usando uma corrente alternada (CA) de 2.5 kHz, modulada em 50 Hz, uma corrente pulsada (CP) bifásica de 50 Hz, e uma CP de 50 Hz monofásica. A única diferença encontrada estava entre a CP bifásica e a C.A. 2.5 kHz, com a CP bifásica produzindo o torque mais elevado.

Ward e Robertson apud Ward (2002), usaram correntes moduladas 50 Hz e mediram o máximo EIT em várias frequências de KHz na escala de 1 a 15 kHz. EITs máximo foi produzido com uma corrente de 1 kHz. Não houve nenhuma comparação com o PC monofásico de baixa frequência.

Andrianova et al apud Ward (2002), relatou ganhos da força em 2 grupos diferentes de 16 jovens lutadores. O primeiro grupo teve seus músculos da panturrilha estimulados diretamente usando uma frequência de 2,5 kHz. A estimulação realizava-se uma vez por o dia por 18 dias. A contração voluntária máxima, a circunferência do membro, e a altura saltando foram medidas diariamente. A metade do segundo grupo teve seu músculo tibial anterior estimulado diretamente em 2,5 kHz, e a outra metade do grupo teve seu músculo tibial anterior estimulado indiretamente em 1 kHz. Para ambos os grupos, o regime de estimulação era o mesmo que aquele descrito anteriormente (10 segundos “on” 50 segundos “off” e 10 ciclos de estimulação), mas com a corrente em

trens moduladas em 50 Hz com um ciclo de trabalho de 50%. A corrente foi aplicada em um nível tolerável máximo. Os ganhos da força conseguidos eram os maiores para o grupo que se submeteu à estimulação do músculo da panturrilha, onde o aumento da contração voluntária máxima (CVM) no período de treinamento acima de 18 dias era 45%. Estes ganhos da força foram acompanhados por um aumento em uma circunferência do membro de 3% e por um aumento na altura saltando de quase 15%. O grupo que se submeteu a estimulação do músculo tibial anterior teve um aumento no dorsiflexor CVM de 30% ou mais. A estimulação indireta em 1 kHz pareceu resultar em uns ganhos mais rápidos de força do que a estimulação direta em 2,5 kHz (dias 1–10), mas para o fim do período de treinamento a diferença era pequena.

III. 9. MODULAÇÕES DAS FIBRAS ESTRIADAS ESQUELÉTICAS

Salmons & Vrbova (1969) relatam que habilidade de mudar em longo prazo as propriedades do músculo esquelético em mamíferos através da EE foi demonstrada primeiro por Buller e colaboradores em 1960. Revertendo o suprimento nervoso entre um músculo de contração predominantemente rápida com o de um de contração lenta, no gato, mostrou-se que não apenas as propriedades contráteis eram trocadas, como também ocorriam alterações seqüenciais extensas nas propriedades metabólicas e histológicas. Essas fibras de contração rápida do tipo II eram convertidas em fibras do tipo I de contração lenta. Alterações similares ocorreram quando o músculo do animal foi sujeito à estimulação de baixa frequência em longo prazo. A modificação da força muscular está relacionada com a condição física da contração obtida pela EE.

Pette et al. (1973) utilizando EE de baixa frequência (ao redor de 10 Hz) e de longa duração (Aproximadamente 8 h/dia), demonstrou mediante análise histológica em períodos escalonados (de 8 a 28 dias) que a EE pode modificar tanto a qualidade das fibras musculares (transformação em fibras de contração lenta) como o teor enzimático, especialmente as enzimas oxidativas.

Munsat et al. (1976) demonstrou que a contração isométrica muscular resulta no aumento proporcional de fibras vermelhas.

As características metabólicas tanto como as propriedades contráteis das fibras musculares podem ser alteradas por diferentes padrões de atividade muscular influenciada pela frequência de repetição da estimulação.

Segundo Salmons (1981) o uso de nível baixo e freqüente do músculo esquelético aumenta a atividade das enzimas metabólicas oxidativas dentro do músculo e está associado com o aumento no número de mitocôndrias. O aumento nas enzimas oxidativas do músculo em resposta ao uso é acompanhado por um aumento no conteúdo da proteína transportadora de oxigênio, a mioglobina, e por uma elevação no número de capilares que trazem oxigênio para as fibras musculares. Essas mudanças caracterizam a resposta muscular adaptativa não somente para programas de treinamento de resistência voluntária, mas também para as mudanças no uso causadas pela EE crônica.

Quando o músculo é ativado para que a maioria das fibras musculares sejam recrutadas, altas forças são geradas. A força dessas contrações requer energia alta; como resultado, os depósitos de energia usados para reabastecer essas contrações são rapidamente esgotados. Conseqüentemente, essa forma de contração pode ser experimentada somente por períodos de tempo muito curtos antes que a fadiga comece a se manifestar. Apesar do

início rápido da fadiga, esse padrão de contração muscular está associado a mudanças no músculo que levam a aumentos na força muscular.

Rose (1982) afirma que as características do músculo esquelético não são imutáveis.

A estrutura do músculo vivo não é fixa. Há, por exemplo, um equilíbrio entre a síntese e a degradação das proteínas constituintes. A incidência com que isso ocorre pode ser de até 10% das proteínas do músculo esquelético por dia, ocorrendo mais rapidamente nas fibras motoras de contração lenta do tipo I do que nas fibras do tipo II. Se houver mais atividade anabólica do que catabólica, ocorrerá hipertrofia muscular, sendo produzido mais tecido muscular e colagenoso, enquanto o inverso causará atrofia. Do mesmo modo, a forma ou a estrutura das fibras musculares constituintes pode ser alterada em resposta a mudanças na estimulação em longo prazo. Acredita-se que essa adaptação plástica do tecido musculoesquelético esteja sob controle hormonal e neuronal. Assim, o fluxo de impulsos no nervo motor serve para provocar contração imediata e, em longo prazo, para promover o crescimento e a mudança das fibras musculares.

Em resposta às mudanças no uso do músculo, suas características estruturais, bioquímicas e fisiológicas adaptam-se para satisfazer mais apropriadamente as demandas impostas.

Os músculos, que são requeridos para trabalhos em níveis de força relativamente baixos por longos períodos de tempo nas atividades de vida diária, desenvolvem uma capacidade aumentada de fornecer ATP dos depósitos de energia para reabastecer a contração muscular repetitiva. Esse músculo de resistência tem uma

capacidade aumentada para metabolizar oxidativamente às gorduras, os carboidratos e a proteína do músculo.

Hudlicka (1982) observou que ocorriam mudanças no aspecto metabólico, com uma estimulação elétrica de frequência baixa (ao redor de 10 Hz) induzindo a transformação das fibras rápidas, incrementando a capacidade anaeróbica das fibras lentas, cujo metabolismo ante ao esforço se caracteriza por ser predominantemente aeróbico.

Pette E Vrbova (1985) mostraram que o processo de transformação dura cerca de seis a oito semanas e é seqüencial, começando com as mudanças na membrana muscular e circulação capilar e completando-se com uma troca das isoenzimas de miosina do tipo rápido para as de tipo lento.

Scott et al. (1985) demonstrou estes efeitos em humanos após a EE de baixa frequência a 10Hz do nervo poplíteo lateral em três períodos de uma hora por dia, por seis semanas, com intensidade suficiente para produzir uma contração visível do tibial anterior e movimento do pé, acarretando em um aumento significativo na resistência à fadiga nos músculos estimulados, em comparação com os controles não estimulados, sugerindo uma mudança nas propriedades das fibras do tipo II.

De acordo com Adel (1986) a composição das fibras musculares pode ser mudada através de uma estimulação prolongada por correntes elétricas. Esta mudança depende da frequência de despolarização do nervo motor pela corrente elétrica. Deve-se ter em conta que esta mudança ocorre em tratamentos prolongados. A modificação da composição das fibras musculares é reversível, uma vez que a composição das fibras musculares se adapta à função do músculo e se o mesmo trabalha de acordo com esta função.

Adel (1986) cita que se pode afirmar que as correntes alternadas não moduladas com uma frequência de mais de 3000 Hz provavelmente não modificarão a composição das fibras musculares, entretanto, mediante a aplicação de correntes alternadas moduladas, é possível impor um modelo de despolarização aos axônios. Durante uma estimulação elétrica de frequência baixa, até 20 Hz, o músculo adquire características de fibras vermelhas, porém, se a frequência de estimulação for de até 150 Hz, o músculo adquire características de fibras brancas.

A EENM, através do seu nervo motor, tem efeitos imediatos e em longo prazo. A contração muscular e as alterações vasculares são exemplos dos efeitos imediatos, enquanto o fortalecimento muscular e as mudanças estruturais nas fibras musculares podem ocorrer com a estimulação crônica em longo prazo.

Na literatura, existem muitas variações nos procedimentos experimentais, especialmente considerando as características do estímulo elétrico e dos protocolos de treinamento e de testes. Existem diferenças entre as unidades de EE, número de contrações, durações de contrações, intervalo de repouso, número de sessões de treinamento, ângulos articulares do quadril e do joelho para testar e treinar isometricamente, velocidade de contração, bem como outras variáveis.

Cotter (1986) escreve que a EE crônica de músculos rápidos com uma frequência que simula atividade normal dos motoneurônios lentos causa uma conversão das propriedades em direção daqueles de músculos lentos.

O ritmo de transformação varia para diferentes propriedades.

O retículo sarcoplasmático e os capilares começam a mudar com poucos dias; enzimas oxidativas e a espessura da linha Z após semanas. A mudança de miosina rápida para miosina lenta requer um tempo de 2 meses de EE crônica intermitente

Embora haja evidências convincentes de que a variação a partir da atividade neuronal usual seja um fator-chave para provocar essas mudanças, e de que a natureza dessas variações difere entre os músculos, não se sabe qual a melhor maneira de efetuar e explorar essa habilidade para alterar as propriedades musculares.

Rutherford et al. (1988) em trabalho utilizando indivíduos normais comparou o efeito da estimulação de baixa frequência, em longo prazo, com um padrão não uniforme de estimulação que incorpora uma faixa de 5 Hz a 40 Hz, demonstrando alterações similares nas características de fadiga em resposta aos dois padrões de estimulação. Contudo, os músculos estimulados com um padrão de baixa frequência perderam a força muscular enquanto os músculos estimulados que usaram um padrão de estimulação misto tornaram-se mais fortes.

Segundo Mcardle (1991) alguns estudos tanto com seres humanos quanto com animais, sugerem a possibilidade de mudanças nas propriedades bioquímicas-fisiológicas das fibras musculares, com uma transformação progressiva do tipo de fibra durante o treinamento físico.

As características de distribuição dos tipos de fibras são determinadas essencialmente pelo código genético; a principal direção para a composição das fibras de um músculo é estabelecida provavelmente antes do nascimento ou no início da vida.

Entretanto, parece que alguma transformação no tipo de fibras musculares é possível com as modalidades crônicas e específicas das atividades físicas.

Investigações recentes demonstraram que o treinamento físico rigoroso acarreta alterações nos tipos de fibras musculares. Tanto o treinamento de *endurance* quanto o de resistência acarretam uma conversão das fibras rápidas em fibras mais lentas. No entanto, as alterações induzidas pelo treinamento em um tipo de fibra freqüentemente são pequenas e não resultam numa conversão completa de fibras do tipo IIb para o tipo I.

O treinamento de resistência acarreta uma redução da porcentagem das fibras tipo IIa. A transformação de uma fibra tipo IIb numa tipo IIa é considerada uma conversão do tipo fibra rápida para fibra lenta, pois o movimento ocorre do tipo IIb para tipo IIa.

Evidências atuais sugerem que o treinamento de endurance não aumenta o número de fibras do tipo I em músculos treinados.

Pesquisas revelam que a estimulação elétrica crônica dos músculos esqueléticos pode acarretar um grande aumento de fibras tipo I nos músculos locomotores dos roedores.

Bigard (1993) demonstrou que a aplicação de uma EE de 10 ou de 40 Hz induzia ao aparecimento de isomiosinas levemente lentas, ainda que o incremento da força seja claramente maior com a freqüência de 40Hz. Entretanto, o emprego de uma freqüência mais elevada induz a uma ação predominante nas fibras do tipo II.

Uma estimulação elétrica de baixa freqüência e longa duração induz a uma transformação do conjunto de fibras musculares em fibras de características lenta e metabolismo aeróbico, enquanto que freqüências tetanizantes na ordem de 40 Hz parecem provocar uma ativação das fibras do tipo II com aumento da força muscular.

Por outro lado, a melhora no que se refere à fadiga muscular parece ser inerente ao uso de ambos os tipos de frequência.

Cramp et al. (1995) em um estudo com os músculos quadríceps de 21 indivíduos saudáveis, com padrões selecionados: uniforme de 8 Hz, padrão misto uniforme de 160 ms a 40 Hz seguido por 8 Hz e um padrão não uniforme com frequências de até 50 Hz, foi aplicado unilateralmente por três horas a cada dia, cinco dias por semana, seis semanas. O músculo estimulado mostrou aumentos significativos na força e resistência à fadiga, e houve indicações de que em um padrão misto ou não uniforme produzia mudanças maiores do que um padrão uniforme de 8 Hz. As respostas individuais à EE variaram, e na maioria dos casos as pessoas que ganharam em força não apresentaram aumento na resistência à fadiga.

A EE tem o mesmo efeito que a contração muscular voluntária normal para causar um aumento temporário no metabolismo muscular.

Cramp (1995) em estudo dos músculos: tibial anterior, adutor polegar e do primeiro interósseo dorsal de humanos tem mostrado mudanças nas propriedades dos músculos que acompanham a estimulação elétrica de longo prazo.

Seu estudo investigou a capacidade de modificar a função do músculo quadríceps femoral com semelhante estimulação e os efeitos de três modelos de estimulação.

Aplicou três modelos diferentes: modelo 1: uma corrente uniforme a 8 Hz; modelo 2- frequências alternadas com trens de pulso de 160 ms em 40 Hz seguido por 8 Hz e modelo 3: um modelo com variações de frequências (acima de 50 Hz). A EE foi aplicada por 3 horas por dia, 5 dias na semana durante 6 semanas.

Observou que a performance do músculo quadríceps femoral foi modificada pela EE em longo prazo e os resultados indicam que a variação de frequência ou modelo ao acaso é mais eficiente na indução de mudanças na função do que um modelo uniforme a 8 Hz.

III. 10. MUDANÇAS NA REDE CAPILAR

Cotter (1976) relata que tem sido encontrado que a EE crônica de músculos de contração rápida em uma frequência naturalmente ocorrendo em nervos de músculos de contração lenta produzem crescimento de capilares, acompanhadas por um aumento na resistência à fadiga e encarecimento da refosforilação do ATP e CrP. É conhecido que a força muscular, o consumo de oxigênio e a mudança da diminuição do ATP em animais idosos. O objetivo desta investigação foi o de encontrar se a EE crônica pode aumentar a performance em ratos idosos.

O aumento na densidade capilar de ambos cronicamente estimulados e músculos de idosos pode certificar uma grande resistência à fadiga. Entretanto, a estimulação crônica de músculos idosos não pôde favorecer o aumento da densidade capilar, nem pôde aumentar a habilidade destes músculos em suportar a fadiga.

Currier et al. (1986) usando 10 e 30% da contração voluntária máxima, quantificaram um aumento de 20% no fluxo sanguíneo que ocorreu cerca de um minuto após a EE ter iniciado e continuou por cerca de cinco minutos após ter sido terminada. O fluxo sanguíneo intramuscular aumenta como em consequência da contração e do

relaxamento muscular regular, o fluxo nas veias adjacentes com paredes maleáveis também aumenta devido a ação de bombeamento muscular.

Este efeito é usado terapeuticamente para ajudar a controlar o edema de membros, aumenta o fluxo nos vasos venosos e linfáticos.

Tracy et al. (1988) observou que a estimulação de partes do quadríceps com pulsos de 0,4ms a 50 Hz em ciclos de 4s ligado e 4s desligado levou a um aumento de 18,5% no fluxo sanguíneo na artéria femoral. Neste estudo foi usada corrente suficiente para estimular o músculo em até 15% de sua contração voluntária máxima e mediu o fluxo sanguíneo com um aparelho de Doppler ultra-sônico. O aumento no fluxo sanguíneo foi observado dentro de cinco minutos após o início da EE e caiu para os níveis normais um minuto após a estimulação ter cessado.

Brown et al. (1998) estudaram os efeitos da estimulação percutânea do Tríceps Sural e Tibial Anterior a 8 Hz, três vezes na semana com aplicações de 20 minutos por dia durante 28 dias, no fluxo sanguíneo e a capacidade de filtração microvascular, sugerindo que ocorrem adaptações como resultado de uma estimulação leve de baixa frequência no nível da microvasculatura, que poderiam incluir crescimento capilar e/ou melhora na perfusão microvascular, contribuindo para maior resistência à fadiga.

Chantraine et al. (1998) relata que outros autores publicaram resultados similares e, além disso, demonstraram modificações da rede capilar, com aumento da relação capilar/fibra muscular, assim como melhora da resistência das fibras tipo II à fadiga.

III. 11. JUSTIFICATIVA

Em programas de reabilitação muscular, os fisioterapeutas se valem dos benefícios da estimulação elétrica muscular por meio de corrente russa : aumento do volume muscular e da força.

Porém um dos problemas que os mesmos enfrentam é o de se calibrar corretamente o equipamento para adequar a frequência de interrupção da corrente com a frequência de despolarização do tipo de fibra muscular predominante.

Na possibilidade de não adequação da frequência de interrupção com a frequência de despolarização, o fisioterapeuta pode, através da corrente Russa, alterar as características das fibras musculares. Sendo o músculo quadríceps, o músculo em que predominantemente é utilizada a corrente Russa, as determinações das frequências de tratamento, bem como o tempo de duração da sessão e do protocolo de reabilitação, constituiriam valiosos auxílios aos fisioterapeutas em programas de reabilitação muscular, minimizando os riscos de alterar as características das fibras musculares.

IV. OBJETIVOS

O presente trabalho tem por objetivo aplicar dois protocolos de estimulação elétrica muscular por meio de corrente de média frequência: Corrente Russa, no músculo reto femoral de ratos Wistar, um primeiro protocolo que visa estimular com uma frequência de interrupção de 10Hz para simular a frequência de despolarização dos motoneurônios tônicos que inervam as fibras musculares do tipo SO e um segundo protocolo que visa estimular com uma frequência de interrupção de 100 Hz que simula a frequência de despolarização de motoneurônios fásicos que inervam as fibras musculares dos tipos FOG e FG.

Analisar através de técnica histoquímica se, após a aplicação da estimulação elétrica, ocorrem mudanças nas características das fibras musculares estriadas esqueléticas.

V. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram selecionados 3 grupos de 08 ratos da raça Wistar, 2 grupos foram submetidos a um protocolo de estimulação elétrica muscular por meio de corrente de média frequência: Corrente Russa e outro grupo que serviu como controle.

Os animais selecionados para este trabalho foram machos, com idade de aproximadamente 100 dias provenientes do biotério central da UNESP de Botucatu, mantidos em biotério com controle de temperatura entre 22°C e 24°C e controle de umidade entre 50% e 55%, em gaiolas com 5 animais. Os animais foram alimentados com ração padrão tipo Purina e água “ad. Libitum”.

Os animais foram mantidos em jejum alimentar no início de cada dia de estimulação e posteriormente anestesiados com dose de thiopental sódico com administração via intraperitoneal com dosagem estabelecida a 40 mg/Kg de peso de acordo com Seymour (1999).



Fig. 1 – Foto da técnica de aplicação do anestésico thiopental sódico com administração via intraperitoneal utilizando agulha hipodérmica.

Os animais dos grupos GET e GEF foram estimulados com corrente elétrica alternada de pulsos retangulares simétricos e balanceados com frequência portadora de 2.500 Hz, com equipamento fornecido pela empresa KLD Biosistemas Equipamentos Eletrônicos Ltda. Modelo Endophasis-R ET 9701, construído sob as normas de segurança IEC 601-1 e NBRIC 601-1, sendo removido o circuito integrado programado de sensibilidade (Memória EPRON-27c256), divididos em dois protocolos:

PROTOCOLO I - Frequência de modulação da corrente em baixa frequência: 10 Hz, porcentagem de fase em 50%, tempo de contração de 6 segundos e de relaxamento de 6 segundos, designado de grupo estimulado tônico (GET).

PROTOCOLO II - Frequência de modulação da corrente em baixa frequência: 100 Hz, porcentagem de fase em 50%, tempo de contração de 6 segundos e de relaxamento de 6 segundos, designado de grupo estimulado fásico (GEF).



Fig. 2 – Foto do equipamento de estimulação elétrica da média frequência da marca KLD Biosistemas Equipamentos Eletrônicos Ltda. - Modelo Endophasis-R ET 9701, com cabos e eletrodos utilizados para a estimulação dos animais.

Os animais dos grupos GET e GEF foram submetidos a procedimento de tricotomia para melhor exposição do tecido cutâneo sendo submetidos a este procedimento sob efeito anestésico e a cada 7 dias devido ao rápido crescimento da pelagem dos animais.

Os protocolos foram aplicados diariamente com uma saída do equipamento contendo 2 eletrodos confeccionados em bronze TM-23 com 5mm de diâmetro, dispostos longitudinalmente no músculo reto femoral da pata E de cada rato, com interface pele-eletrodo contendo gel neutro e mantidos com esparadrapo antialérgico micropore em sessões de 15 minutos de duração, durante seis semanas, com intervalos aos finais de

semana para simularmos os programas de tratamento em reabilitação, perfazendo um total de 30 aplicações.



Fig. 3 – Foto mostrando materiais utilizados para o experimento prático: Eletrodos de bronze, gel neutro para interface eletrodo-pele, adesivo de fixação micropore e anestésico utilizado.

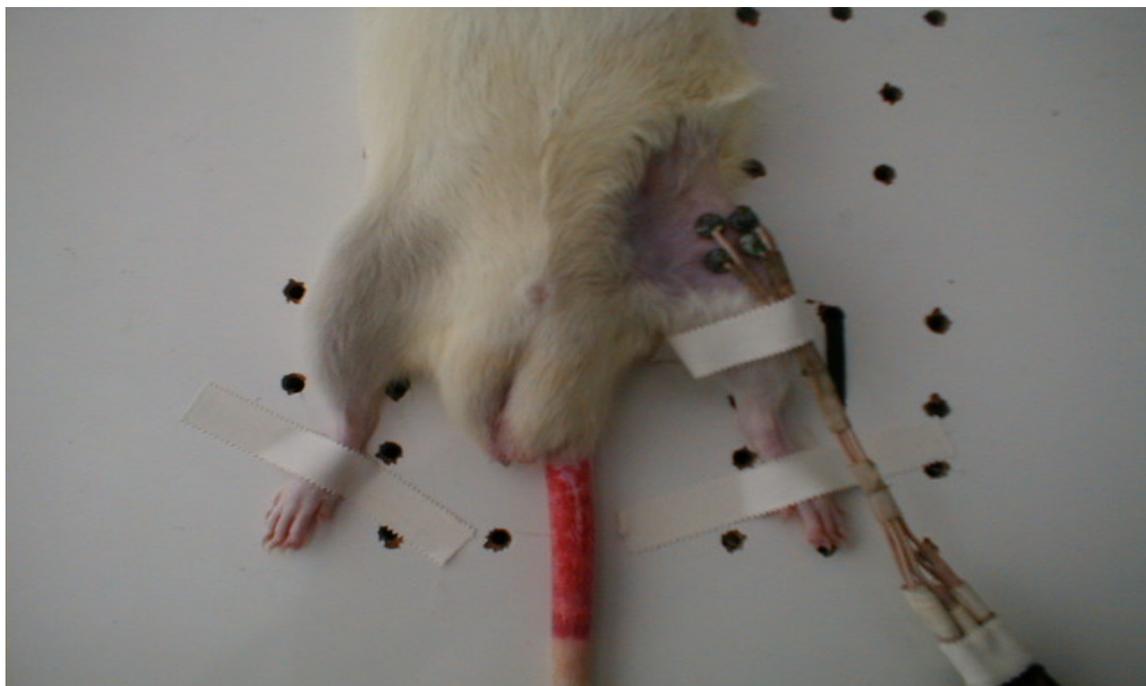


Fig. 4 – Foto mostrando posicionamento dos eletrodos e do animal para a estimulação elétrica após submetido a tricotomia para exposição do tecido cutâneo.

Os grupos de ratos controle, designados de grupo controle fásico (GCF) e grupo controle tônico (GCT), foram mantidos em gaiolas com 5 animais sendo submetidos ao regime de jejum diário estabelecido aos grupos estimulados para controle igual de peso.

Após aplicação dos protocolos I e II, os ratos dos 4 grupos foram sacrificados através de *overdose* de thiopental sódico e foi coletada uma porção do terço médio do Músculo Reto Femoral de cada rato dos grupos submetidos à estimulação elétrica e controle que posteriormente foi congelada em n-Hexano, resfriada e estocada em nitrogênio líquido. A seguir foram obtidos em criostato a -20° C, cortes transversais seriados de 07 a $10\mu\text{m}$ de espessura que foram submetidos à reação histoquímica para NADH-TR segundo Dubowitz & Brooke (1973), para demonstração das fibras musculares glicolíticas e oxidativas e corados pela técnica de HE.

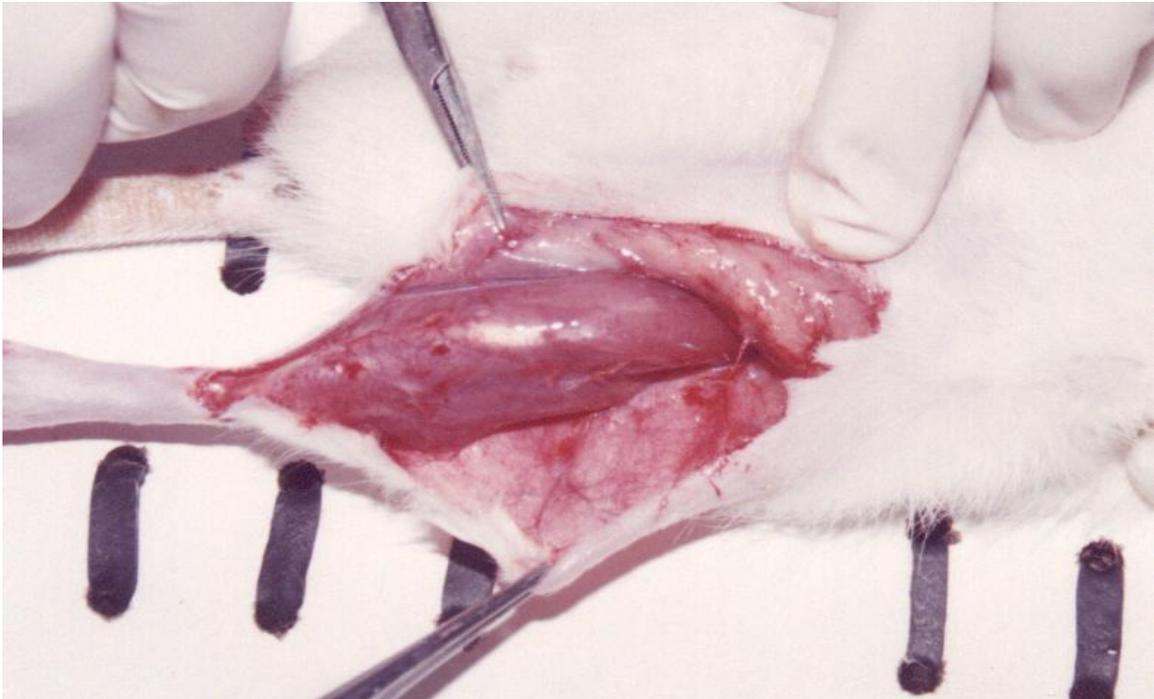


Fig. 5 – Foto mostrando a dissecação do Músculo Quadríceps para posterior isolamento do ventre do Músculo Reto Femoral.



Fig. 6 – Foto mostrando a dissecação dos ventres do Músculo Quadríceps para o isolamento do Ventre do Músculo Reto Femoral; vê-se também na imagem os ventres dos Músculos Vasto Medial e Vasto Lateral.

Com auxílio de um sistema composto de um microscópio óptico acoplado a uma câmera de vídeo, foram obtidas imagens em objetiva de 10x através de um software (VIDCAP da Microsoft), que foram então analisadas em um software de imagem (ImageLab 2000), onde foram obtidas as medidas da área, menor diâmetro e a contagem do número de fibras glicolíticas (FG) e oxidativas (SO e FOG) por campo analisado em níveis de corte superficial, médio e profundo.

Os valores obtidos foram submetidos a Análise de Variância (ANOVA) num delineamento inteiramente casualizado. Caso a estatística F, assim produzida, tenha sido significativa ($p=0,05$) foi aplicado o Teste de Tukey para comprovar as médias de tratamentos duas a duas conforme BERQUÓ (1981.)

VI. RESULTADOS

VI. 1. Aspectos Morfológicos

Nas análises das fibras do terço médio do músculo reto femoral das regiões superficiais, dos animais dos grupos: controle (GC), estimulado fásico (GEF) e estimulado tônico (GET), não apresentam nenhuma alteração morfológica significativa (Figs. 1, 2, e 3).

As fibras musculares apresentam características normais, com contornos poligonais, bem definidos e sarcoplasma homogêneo. Os núcleos são nítidos e evidentes, com forma arredondada e localizados na periferia da fibra. O perimísio e o endomísio apresentam-se com características normais.

Nas regiões média e profunda do terço médio do músculo reto femoral, as características das fibras musculares comportaram-se como as das regiões superficiais, nos animais dos grupos estudados.

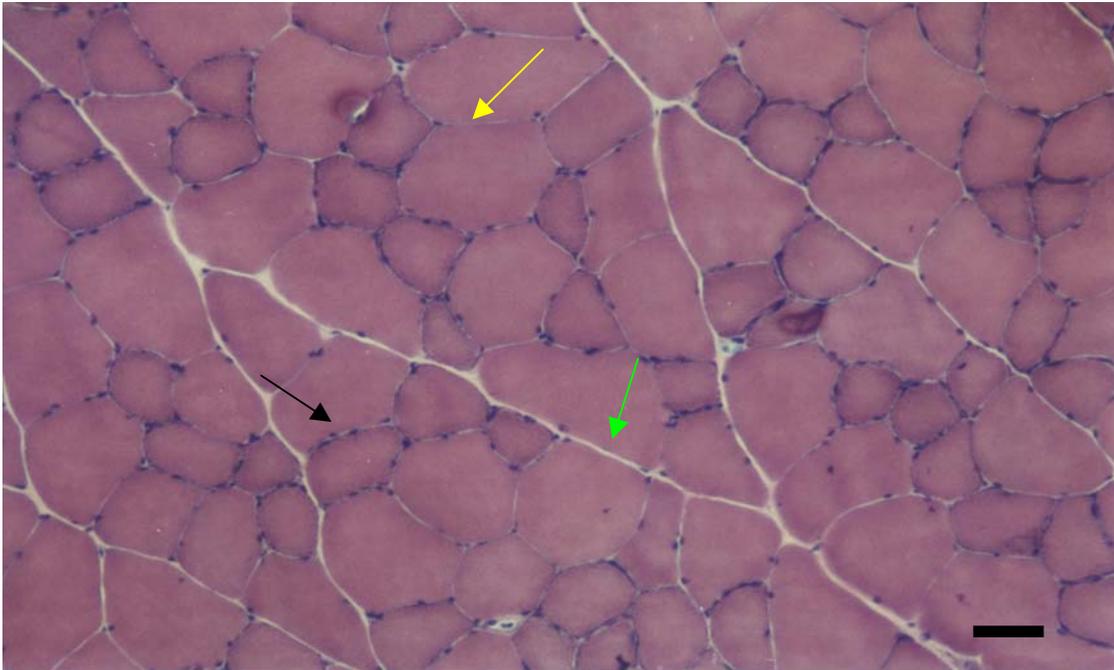


Fig. 7 - Fotomicrografia do terço médio do músculo reto femoral (corte transversal), da região superficial dos animais do grupo controle, mostrando o comportamento das fibras musculares estriadas. Núcleos na posição periférica (seta preta), endomísio (seta amarela) e perimísio (seta verde) HE. Barra = 50 μ m.

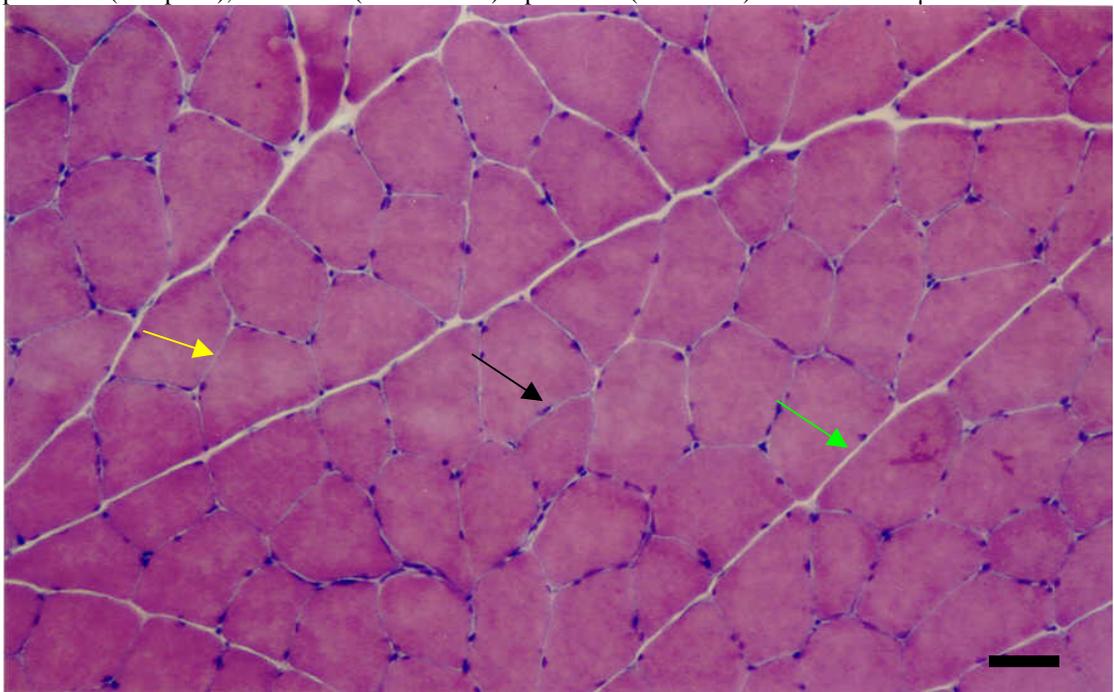


Fig. 8 - Fotomicrografia do terço médio do músculo reto femoral (corte transversal), da região superficial dos animais do grupo estimulado fásico, mostrando o comportamento das fibras musculares estriadas. Núcleos na posição periférica (seta preta), endomísio (seta amarela) e perimísio (seta verde) HE. Barra = 50 μ m.

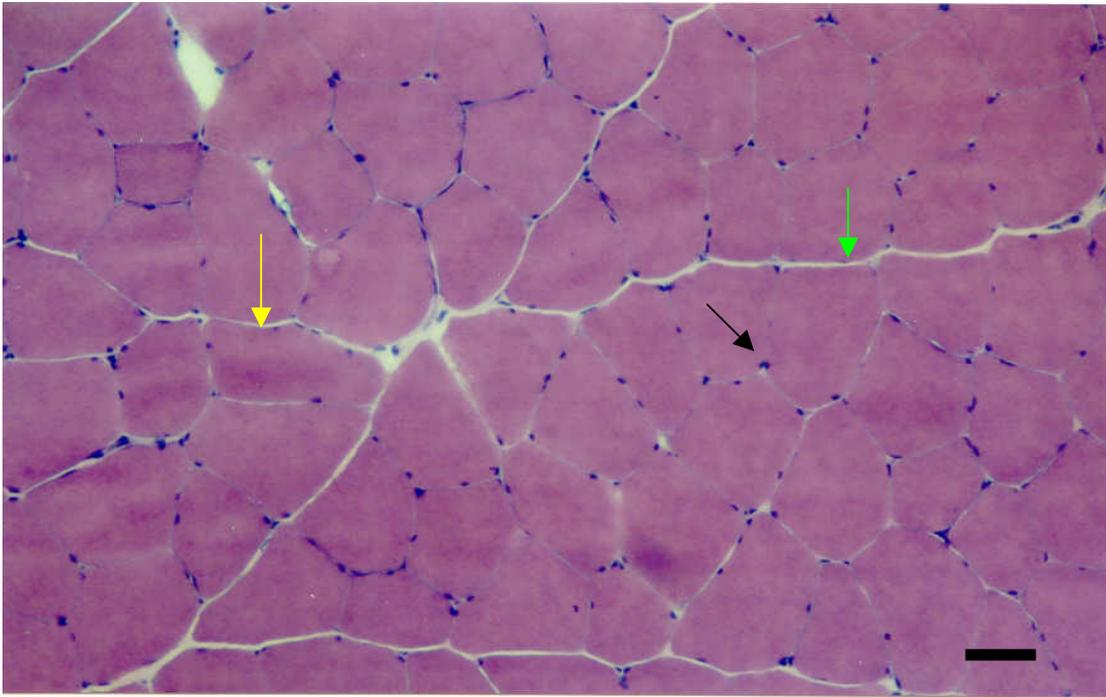


Fig. 9 - Fotomicrografia do terço médio do músculo reto femoral (corte transversal), da região superficial dos animais do grupo estimulado tônico, mostrando o comportamento das fibras musculares estriadas. Núcleos na posição periférica (seta preta), endomísio (seta amarela) e perimísio (seta verde) HE. Barra = 50 μ m.

Nos cortes do terço médio do músculo reto femoral, região superficial, dos animais do grupo estimulado tônico (GET) (Fig. 10), submetido à reação NADH-TR, observamos que está composta por raras fibras oxidativas com intensa e media atividade oxidativa e numerosas fibras glicolíticas com baixa atividade oxidativa. Na região média (Fig.11) observa-se um padrão típico em mosaico com uma mescla de fibras SO, FOG e FG. Na região profunda (Fig.12) notamos uma maior proporção de fibras do tipo do tipo SO comparadas em relação às fibras FOG e FG.

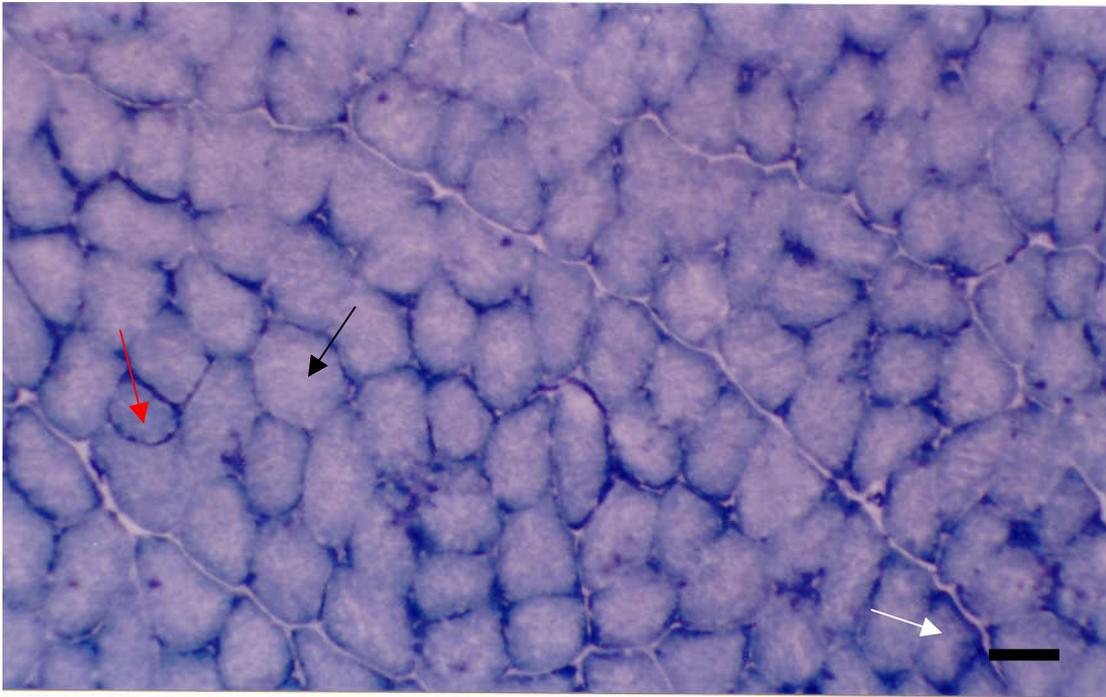


Fig. 10 - Fotomicrografia do terço médio, da região superficial (corte transversal), dos animais do grupo GET. Observar o padrão de reatividade das fibras oxidativas (SO) (seta vermelha), fibras oxidativas/glicolíticas (FOG) (seta branca) e das fibras glicolíticas (FG) (seta preta) NADH-TR. Barra = 50 μ m.

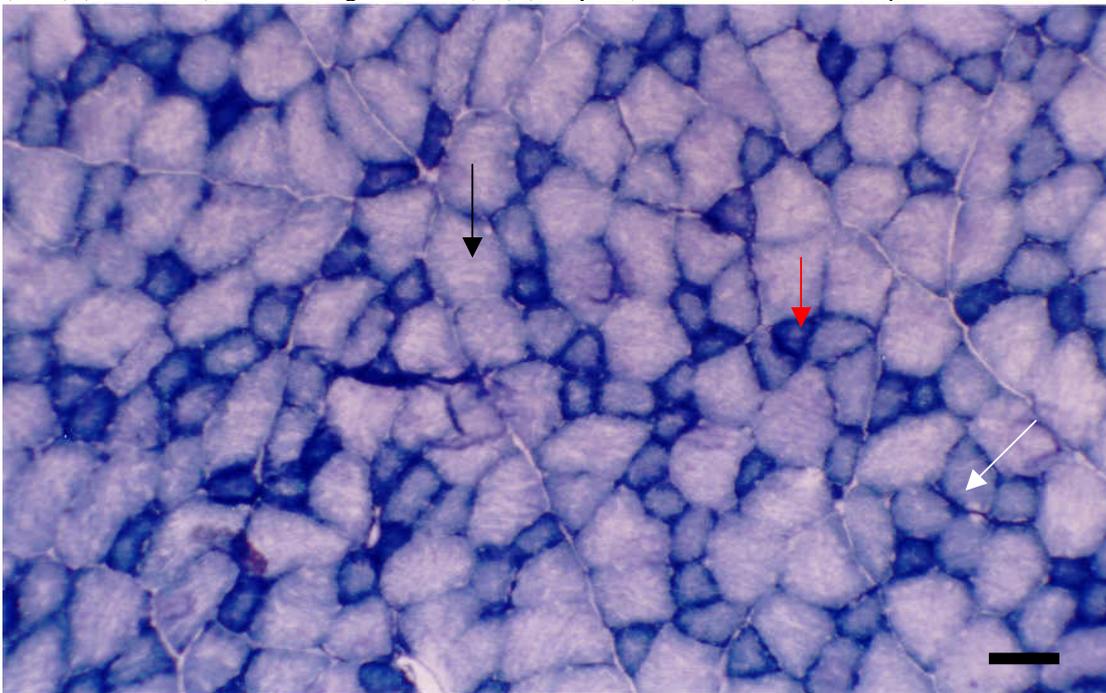


Fig. 11 - Fotomicrografia do terço médio, da região média (corte transversal), dos animais do grupo GET. Observar o padrão de reatividade das fibras oxidativas (SO) (seta vermelha), fibras oxidativas/glicolíticas (FOG) (seta branca) e das fibras glicolíticas (FG) (seta preta) NADH-TR. Barra = 50 μ m.

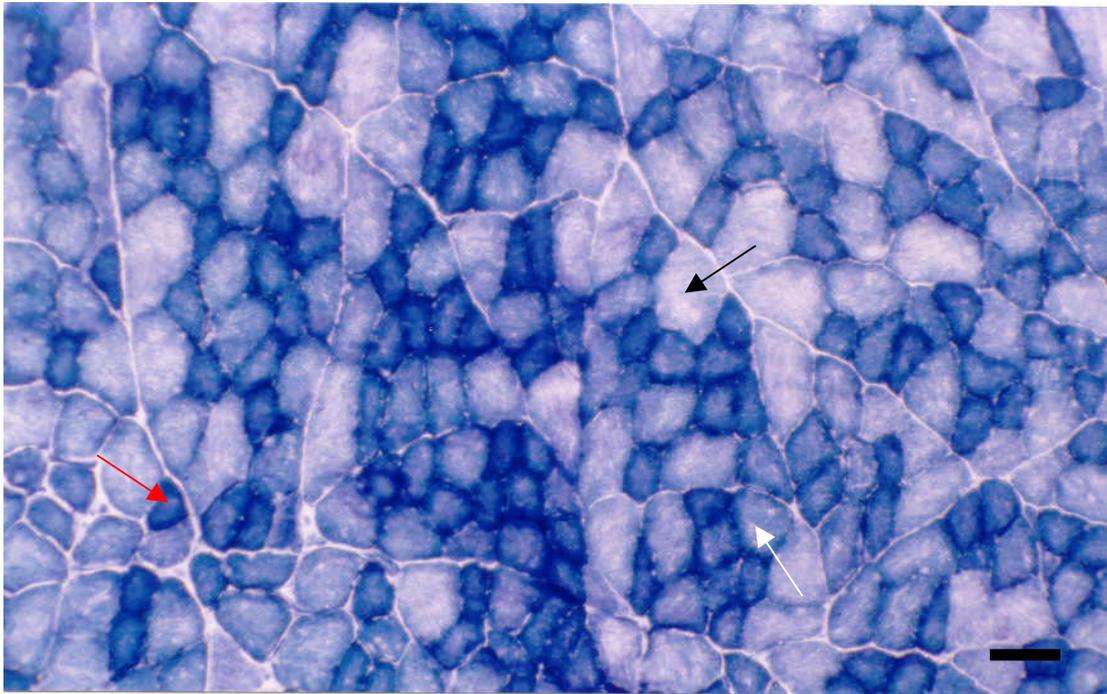


Fig. 12 - Fotomicrografia do terço médio, da região profunda (corte transversal), dos animais do grupo GET. Observar o padrão de reatividade das fibras oxidativas (SO) (seta vermelha), fibras oxidativas/glicolíticas (seta branca) e das fibras glicolíticas (FG) (seta preta) NADH-TR. Barra = 50 μ m.

Nos cortes do terço médio do músculo Reto femoral, região superficial, dos animais do grupo estimulado fásico (Fig. 13), submetidos à reação de NAD-TR, observamos que está composta por fibras oxidativas (SO), oxidativas glicolíticas (FOG) e glicolíticas (FG). Nessa região observamos a presença de uma população maior de fibras FOG e SO comparativamente em relação ao observado nos animais do grupo GET.

Nas regiões média (Fig. 14) e profunda (Fig. 15) notamos a mesma distribuição de fibras SO, FOG e FG observadas nos animais do grupo GET.

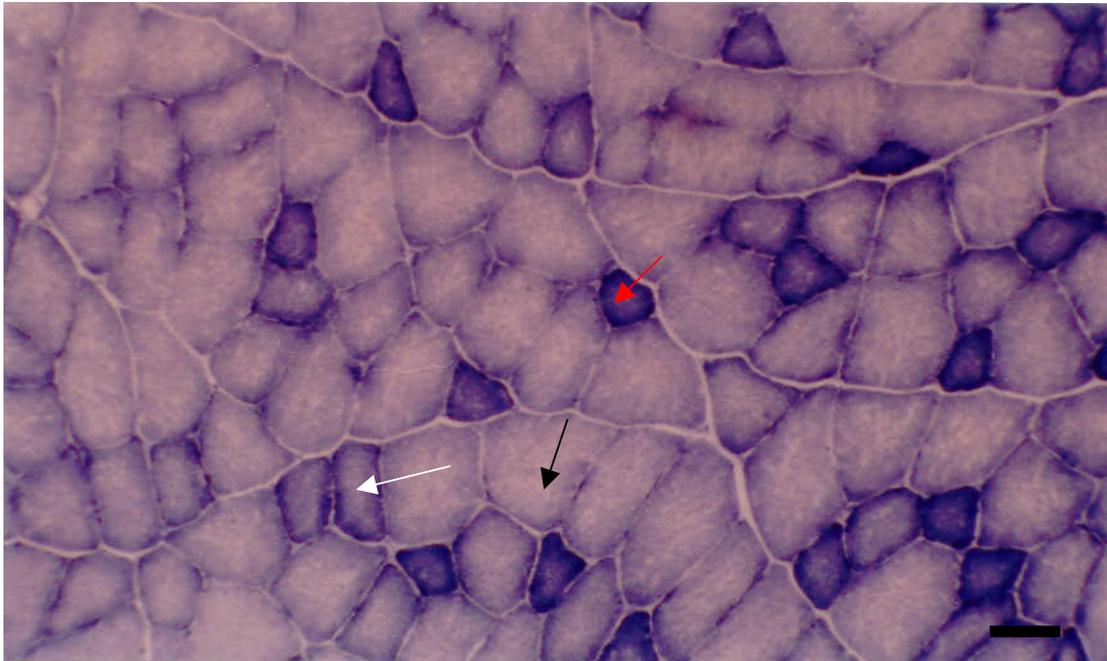


Fig. 13 - Fotomicrografia do terço médio, da região superficial (corte transversal), dos animais do grupo GEF. Observar o padrão de reatividade das fibras oxidativas (SO) (seta vermelha), fibras oxidativas/glicolíticas (FOG) (seta branca) e das fibras glicolíticas (FG) (seta preta) NADH-TR. Barra = 50 μ m

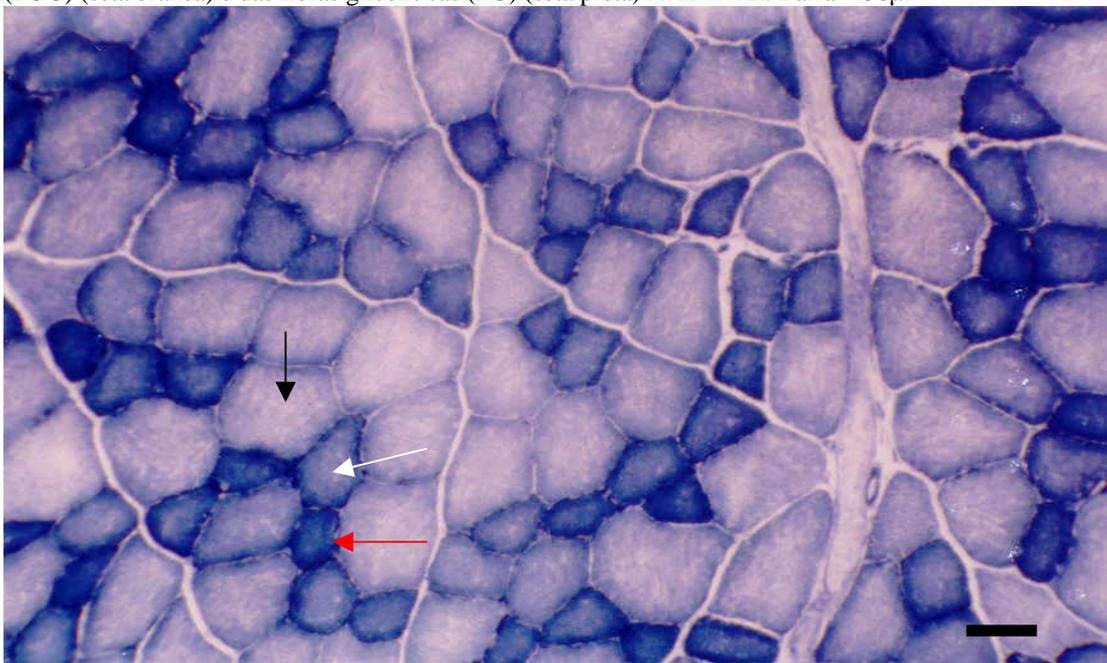


Fig. 14 - Fotomicrografia do terço médio, da região média (corte transversal), dos animais do grupo GEF. Observar o padrão de reatividade das fibras oxidativas (SO) (seta vermelha), fibras oxidativas/glicolíticas (FOG) (seta branca) e das fibras glicolíticas (FG) (seta preta) NADH-TR. Barra = 50 μ m.

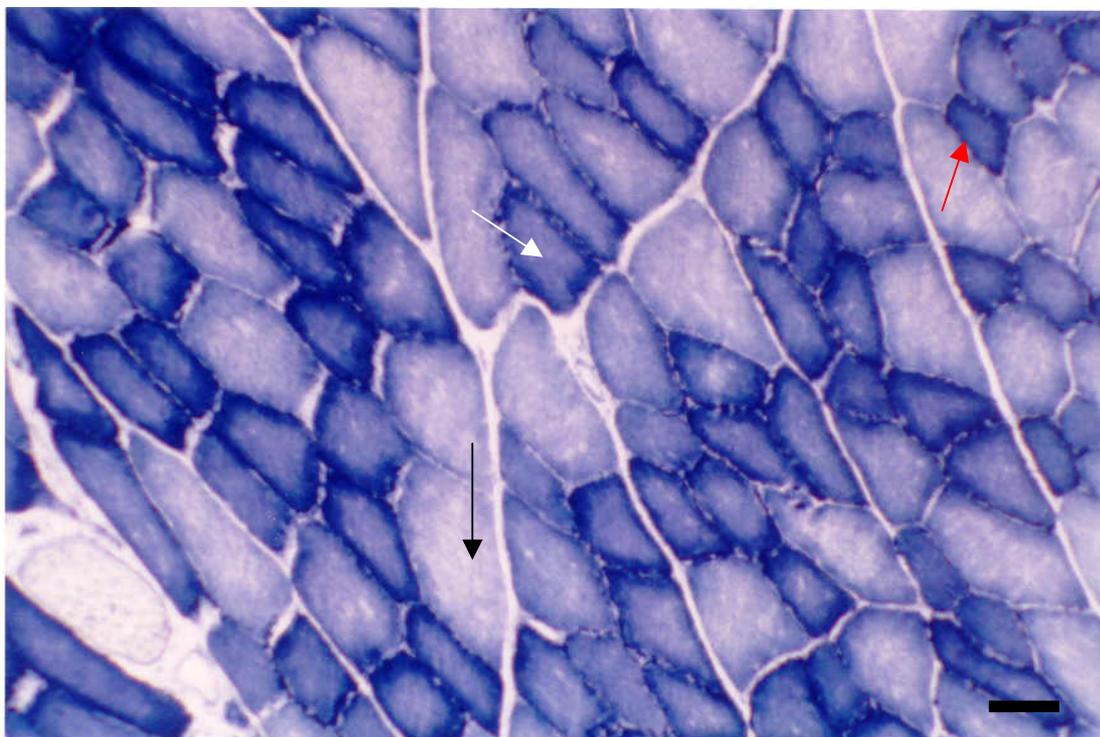


Fig. 15 - Fotomicrografia do terço médio, da região profunda (corte transversal), dos animais do grupo GEF. Observar o padrão de reatividade das fibras oxidativas (SO) (seta vermelha), fibras oxidativas/glicolíticas (FOG) (seta branca) e das fibras glicolíticas (FG) (seta preta) NADH-TR. Barra = 50 μ m.

VI. 3. Análise Quantitativa

Tabela 1- Média e Desvio padrão do peso corporal dos 5 animais dos grupos: grupo GC; grupo GET e grupo GEF do início e do final do experimento prático.

GRUPOS	N	PESO INICIAL	PESO FINAL
GC	08	402,12 \pm 38,4	446,25 \pm 40,8
GET	08	397,87 \pm 32,6	416,75 \pm 39,4
GEF	08	380,87 \pm 32,4	408,75 \pm 29,5*

Com relação ao peso corporal verificamos através da análise estatística do teste T de Student diferença significativa nas médias de peso final entre os grupos: grupo

GC, GEF e GET; na análise entre as médias de peso inicial dos grupos não foram observadas diferenças significativas.

Com relação ao peso corporal final, as médias apresentaram diferenças significativas entre os grupos: grupo GC e GET; nos demais grupos não foram observadas diferenças significativas.

Tabela 2- Média e Desvio padrão da área de secção transversa (μm^2) das fibras oxidativas e glicolíticas, do terço médio do Músculo Reto Femoral da região superficial dos animais dos grupos: Controle (GC), Estimulado fásico (GEF) e Estimulado tônico (GET).

Grupos	N	OXIDATIVAS	GLICOLÍTICAS
GC	08	2822,08 \pm 244,82	7056,44 \pm 1139,66
GEF	08	2186,59 \pm 336,95	5233,77 \pm 649,56**
GET	08	1441,01 \pm 229,78**	6888,58 \pm 670,00

A análise estatística realizada através do teste de Tukey demonstrou que houve diferença estatisticamente significativa com $P < 0,01^{**}$ entre os grupos GC, GEF e GET com relação à área das fibras oxidativas. Os grupos GC e GEF não apresentaram diferença estatística.

Com relação a área de fibras glicolíticas a análise estatística realizada através do teste de Tukey demonstrou que houveram diferenças estatisticamente significativas com $P < 0,01^{**}$ entre os grupos GC, GET e GEF, sendo a diferença notada entre as comparações dos grupos GC e GEF e entre os grupos GET e GEF, sendo que não foram observadas diferenças comparando-se os grupos GC e GET.

Tabela 3- Média e Desvio padrão da área de secção transversa (μm^2) das fibras oxidativas e glicolíticas, do terço médio do Músculo Reto Femoral da região média dos animais dos grupos: Controle (GC), Estimulado fásico (GEF) e Estimulado tônico (GET).

Grupos	N	OXIDATIVAS	GLICOLÍTICAS
GC	08	2045,45 \pm 329,34	4986,75 \pm 1263,89
GEF	08	2224,86 \pm 208,83	5700,36 \pm 1139,17
GET	08	1989,54 \pm 362,53	5533,03 \pm 925,33

A análise estatística realizada através do teste de Tukey demonstrou que não houve diferenças estatisticamente significativas com entre os grupos GC, GET e GEF com relação a população de fibras oxidativas e na população de fibras glicolíticas.

Tabela 4- Média e Desvio padrão da área de secção transversa (μm^2) das fibras oxidativas e glicolíticas, do terço médio do Músculo Reto Femoral da região profunda dos animais dos grupos: Controle (GC), Estimulado fásico (GEF) e Estimulado tônico (GET).

Grupos	N	OXIDATIVAS	GLICOLÍTICAS
GC	08	1834,39 \pm 701,18	3987,41 \pm 644,21
GEF	08	2254,49 \pm 693,36	4178,53 \pm 1079,53
GET	08	1922,22 \pm 205,58	3967,23 \pm 462,93

A análise estatística realizada através do teste de Tukey demonstrou que não houve diferenças estatisticamente significativas com entre os grupos GC, GET e GEF com relação a população de fibras oxidativas e na população de fibras glicolíticas.

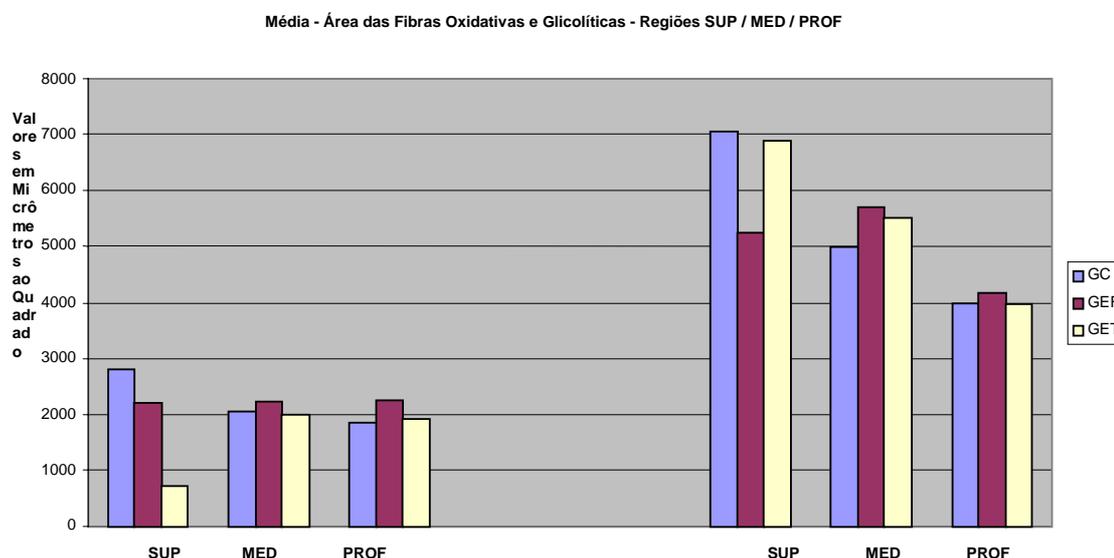


Gráfico 1- Gráfico comparativo das médias da área das fibras Oxidativas (SO / FOG) e Glicolíticas (FG) nas regiões de análise superficial, média e profunda do M. Reto Femoral dos grupos GC, GEF e GET.

Tabela 5- Média e Desvio padrão do número de fibras oxidativas e glicolíticas, do terço médio do Músculo Reto Femoral da região superficial dos animais dos grupos: Controle (GC), Estimulado fásico (GEF) e Estimulado tônico (GET).

Grupos	N	OXIDATIVAS	GLICOLÍTICAS
GC	08	5,5 ±2,8	23,2 ±5,5**
GEF	08	5,3 ±2,5	33,5 ±3,0*
GET	08	0,5 ±0,7 **	30,2 ±4,7

A análise estatística realizada através do teste de Tukey, demonstrou que houve diferença estatisticamente significativa com $p < 0,01^{**}$ na comparação do número de fibras oxidativas entre os grupos GC, GEF com o GET, sendo a comparação entre os grupos GC e GEF não foram observadas diferenças.

A análise estatística realizada através do teste de Tukey, demonstrou que houve diferença estatisticamente significativa com $p < 0,01^{**}$ na comparação do número de

fibras glicolíticas entre os grupos GC e GEF; $p < 0,05^*$ entre os grupos GC e GET; sendo que na comparação entre os grupos GEF e GET não foram observadas diferenças.

Tabela 6- Média e Desvio padrão do número de fibras oxidativas e glicolíticas, do terço médio do Músculo Reto Femoral da região média dos animais dos grupos: Controle (GC), Estimulado fásico (GEF) e Estimulado tônico (GET).

Grupos	N	OXIDATIVAS	GLICOLÍTICAS
GC	08	21,3 \pm 6,4	26,8 \pm 4,1
GEF	08	21,6 \pm 5,9	29,2 \pm 6,8
GET	08	18,0 \pm 4,7	29,5 \pm 3,7

A análise estatística realizada através do teste de Tukey, não demonstrou diferença estatisticamente significativa na comparação do número de fibras oxidativas e glicolíticas entre os grupos GC, GEF e GET.

Tabela 7- Média e Desvio padrão do número de fibras oxidativas e glicolíticas, do terço médio do Músculo Reto Femoral da região profunda dos animais dos grupos: Controle (GC), Estimulado fásico (GEF) e Estimulado tônico (GET).

Grupos	N	OXIDATIVAS	GLICOLÍTICAS
GC	08	39,1 \pm 2,5	31,3 \pm 5,8
GEF	08	33,3 \pm 8,2	34,8 \pm 8,0
GET	08	37,0 \pm 9,3	35,1 \pm 3,1

A análise estatística realizada através do teste de Tukey, não demonstrou diferença estatisticamente significativa na comparação do número de fibras oxidativas e glicolíticas entre os grupos GC, GEF e GET.

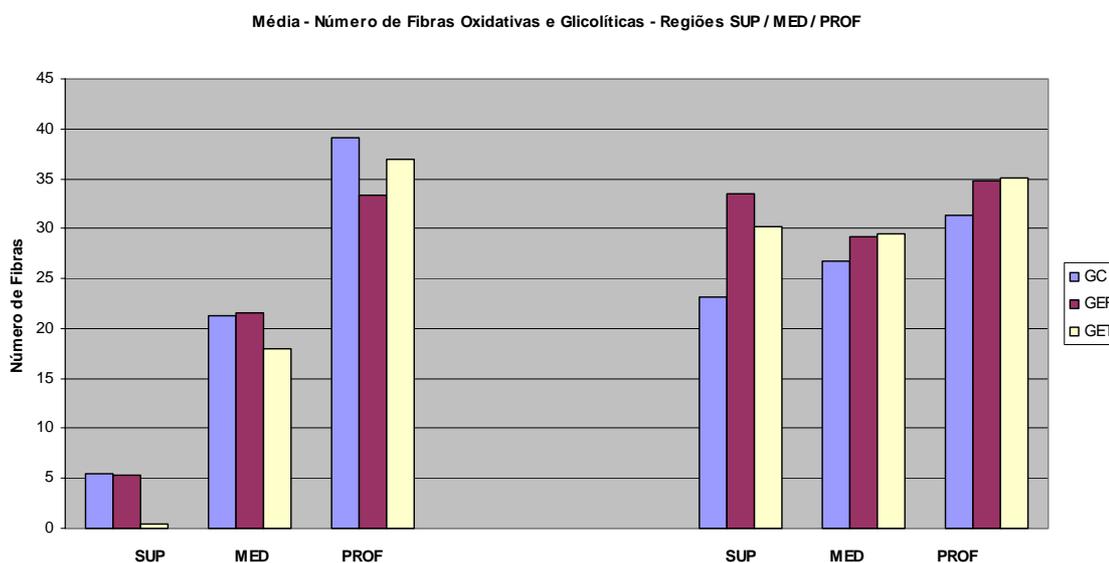


Gráfico 2- Gráfico comparativo das médias do número de fibras Oxidativas (SO / FOG) e Glicolíticas (FG) nas regiões de análise superficial, média e profunda do M. Reto Femoral dos grupos GC, GEF e GET.

Tabela 8- Média e Desvio padrão do menor diâmetro (μm) na secção transversa das fibras oxidativas e glicolíticas, do terço médio do Músculo Reto Femoral da região superficial dos animais dos grupos: Controle (GC), Estimulado fásico (GEF) e Estimulado tônico (GET).

Grupos	N	OXIDATIVAS	GLICOLÍTICAS
GC	08	51,48 \pm 5,1	78,07 \pm 6,2**
GEF	08	44,17 \pm 6,0	68,50 \pm 5,9**
GET	08	14,20 \pm 19,6**	81,19 \pm 3,9

A análise estatística realizada através do teste de Tukey, demonstrou que houve diferença estatisticamente significativa com $p < 0,01^{**}$ na comparação do menor diâmetro das fibras oxidativas entre os grupos GC, GEF com o GET, sendo a comparação entre os grupos GC e GEF não foram observadas diferenças.

A análise estatística realizada através do teste de Tukey, demonstrou que houve diferença estatisticamente significativa com $p < 0,01^{**}$ na comparação do menor diâmetro das fibras glicolíticas entre os grupos GEF e GET; $p < 0,01^{**}$ na comparação entre os grupos GC e GEF; sendo que na comparação entre os grupos GC e GET não foram observadas diferenças.

Tabela 9- Média e Desvio padrão do menor diâmetro (μm) na secção transversa das fibras oxidativas e glicolíticas, do terço médio do Músculo Reto Femoral da região média dos animais dos grupos: Controle (GC), Estimulado fásico (GEF) e Estimulado tônico (GET).

Grupos	N	OXIDATIVAS	GLICOLÍTICAS
GC	08	41,32 \pm 4,6	61,16 \pm 9,0
GEF	08	44,28 \pm 2,7	71,95 \pm 10,0
GET	08	40,60 \pm 6,1	69,20 \pm 9,3

A análise estatística realizada através do teste de Tukey, não demonstrou diferença estatisticamente significativa na comparação do menor diâmetro das fibras oxidativas e glicolíticas entre os grupos GC, GEF e GET.

Tabela 10- Média e Desvio padrão do menor diâmetro (μm) na secção transversa das fibras oxidativas e glicolíticas, do terço médio do Músculo Reto Femoral da região profunda dos animais dos grupos: Controle (GC), Estimulado fásico (GEF) e Estimulado tônico (GET).

Grupos	N	OXIDATIVAS	GLICOLÍTICAS
GC	08	40,06 \pm 2,4	58,55 \pm 5,3
GEF	08	43,86 \pm 4,7	60,32 \pm 7,8
GET	008	41,68 \pm 2,6	61,13 \pm 3,8

A análise estatística realizada através do teste de Tukey, não demonstrou diferença estatisticamente significativa na comparação do menor diâmetro das fibras oxidativas e glicolíticas entre os grupos GC, GEF e GET.

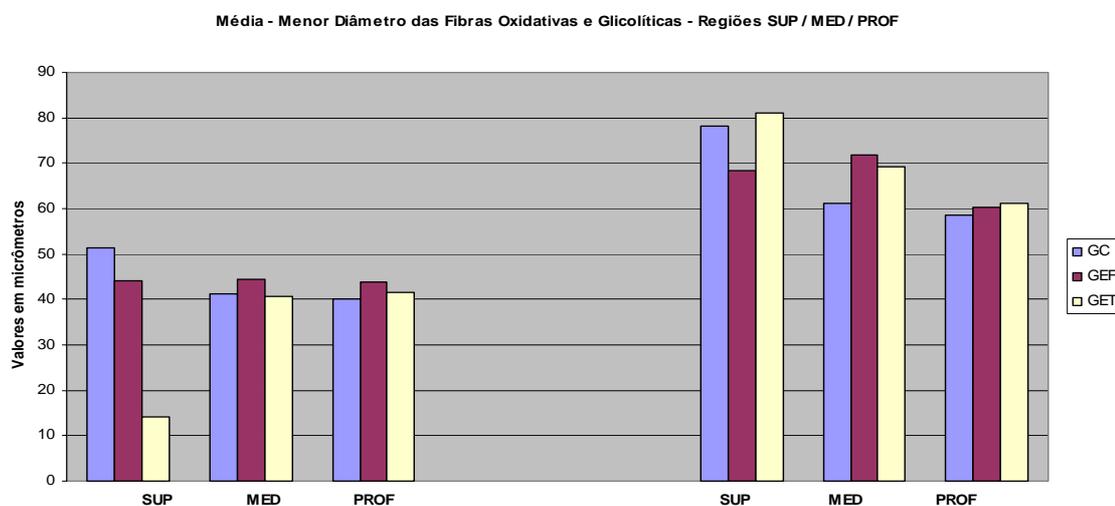


Gráfico 3- Gráfico comparativo das médias do menor diâmetro das fibras Oxidativas (SO / FOG) e Glicolíticas (FG) nas regiões de análise superficial, média e profunda do M. Reto Femoral dos grupos GC, GEF e GET.

VII. DISCUSSÃO

A eletroestimulação neuromuscular (EENM) tem sido usada por séculos por profissionais da área da saúde para terapêutica e propostas diagnósticas. Na reabilitação, a EENM tem sido utilizada por fisioterapeutas na reeducação da ação muscular, retardo da atrofia muscular, diminuição da espasticidade e exaltar a performance muscular. No tratamento da fraqueza ou atrofia muscular ela é freqüentemente usada como um adjunto ao exercício resistido voluntário para melhorar a função muscular.

Nos anos recentes inúmeros estudos têm investigado os efeitos da EENM na força muscular. Muitos destes estudos tem focado sobre a relativa eficiência da EENM e exercícios voluntários no aumento da força muscular. Ambos, músculos normais e saudáveis e músculos fracos e atrofiados têm sido estudados nestas investigações, e vários graus de sucesso tem sido relatados no uso da EENM no aumento de força. (LAI; De DOMENICO & STRAUSS, 1988)

Segundo McMicken (1983) a estimulação elétrica cutânea direta é conhecida por iniciar a contração muscular em homens como em outros animais. Presumivelmente por um processo similar de despolarização do sarcolema, como uma ativação normal por um nervo motor. Se a contração muscular com estimulação elétrica é similar ao processo de contração comum, portanto o mecanismo celular de adaptação deveria ser ativado durante a

estimulação produzindo uma adaptação de aumento de força muscular e resistência similar ao exercício muscular normal voluntário.

O processo celular de adaptação embora tendo um papel central na biologia e na medicina não é totalmente conhecido. Algumas feições reconhecidas destes mecanismos de adaptação estão nas quais as mudanças estruturais podem ocorrer em todo tecido biológico em resposta para uma prolongada e intensa atividade fisiológica, e que estas modificações são mediadas via síntese de ácidos nucléicos e proteínas. Portanto a adaptação a uma contração muscular repetida via estimulação elétrica deveria ser esperada por ser similar ao método de contração fisiológico desde que intensidade e duração das contrações sejam similares.

Stefanovska (1985) cita que a ativação elétrica do sistema neuromuscular produz efeitos terapêuticos e é um método útil na restauração da perda ou da função motora debilitada. Com a estimulação elétrica é possível aumentar a atividade muscular e influenciar em suas propriedades morfológicas, fisiológicas e bioquímicas, resultando em uma melhora da força muscular em sujeitos saudáveis, ou na recuperação da musculatura atrofiada devido a inatividade

O interesse no uso da EENM no fortalecimento de músculos normais saudáveis foi elevado quando o Dr. Yakov Kots, um pesquisador russo, relatou seus resultados em 1977. Kots reivindicou que ocorria um ganho de força isométrica rápida e dramática (acima de 40%), aumento na velocidade de contração muscular e melhora na resistência do músculo através do treino com ENME em atletas altamente treinados. (Lai; De Domenico & Strauss, 1988)

Os músculos locomotores dos membros posteriores do rato são compostos de três tipos de fibras distintas. A análise histoquímica dos músculos possibilita a identificação das fibras como: de contração rápida oxidativa glicolítica (FOG), de contração rápida glicolítica (FG) e de contração lenta oxidativa (SO), usando-se o sistema proposto por Peter et al, (1972). Acosta, (1987).

As porções mais profundas dos músculos dos membros são tipicamente compostas de altas proporções de fibras SO e FOG e as regiões mais superficiais, de fibras do tipo FG. Esse modelo de distribuição de fibras ocorre nos músculos da maioria dos mamíferos terrestres, porém a estratificação é mais acentuada no rato de laboratório do que em outros mamíferos que têm sido estudados. ARMSTRONG (1984).

A distribuição da população de fibras SO, FOG e FG nos animais utilizados em nosso estudo: ratos da raça Wistar apresentaram a disposição de fibras nas regiões superficial, média e profunda em condições normais no grupo controle. Nossos achados estão de acordo com o relatado por Armstrong (1984) com semelhante padrão de distribuição de fibras musculares no Músculo Reto Femoral.

Selkowitz (1989) identificou duas grandes categorias de programas de fortalecimento com EENM que caracterizam algumas das maiores diferenças entre protocolos de estudo. Quanto mais os regimes de resistência muscular incluem relativamente curtos intervalos entre as contrações, com durações das contrações aproximadamente iguais ao tempo de repouso (usualmente 4 segundos de contração e 15 segundos de repouso), para um total de 6 a 15 minutos de EENM em cada sessão e usando baixas frequências 50 a 200 Hz, tanto mais os regimes típicos de treinamento de

fortalecimento têm longos períodos de repouso e tempos curtos no total de estimulação (10 segundos de contração e 50 segundos de repouso) e com altas frequências de 2.500 Hz.

Em nosso estudo utilizamos protocolos de estimulação aplicados com uma corrente de fase retangular simétrica e balanceada com frequência portadora de 2.500 Hz modulada em duas categorias de baixa frequência: 10 Hz e 100 Hz.

A aplicação do protocolo modulado em 100 Hz não demonstrou alterações significativas das fibras musculares SO, FOG e FG no que diz respeito tanto na adaptação metabólica quanto no aumento de volume nas regiões musculares estudadas, ou seja, na região superficial, média e profunda do terço médio do músculo Reto Femoral. O resultado demonstra que a EENM não alterou as características da disposição das fibras possivelmente devido à frequência de modulação da estimulação elétrica do protocolo em 100Hz o que pode ter gerado um alto nível de fadiga das fibras estimuladas com este modelo de EENM provavelmente como relatado por Chantraine (1998) cita que, quando um músculo se contraí ativamente ele o faz por alternância das unidades motoras. Este mecanismo permite limitar a fadiga. Quando a contração torna-se máxima as fibras tendem a contrair-se de maneira mais sincronizada e aumentam a fadiga. Durante a EENM, as contrações das fibras são sincronizadas e constituem um freio para o mimetismo fisiológico.

Outro ponto de análise da provável ocorrência de fadiga é o de que o tempo de repouso entre as contrações em um protocolo de 6 segundos de contração e 6 segundos de relaxamento não seria suficiente para a metabolização dos substratos de uma contração isométrica vigorosa com recrutamento de fibras de metabolismo glicolítico o que pode ter levado à fadiga.

Em nosso estudo utilizamos um tempo de contração de 6 segundos e um tempo de relaxamento de 6 segundos, este ajuste pode ter sido um fator importante para não termos observado mudanças nas fibras musculares estudadas, possivelmente pela relação entre o tempo “On” e “Off” ter sido ajustada em 1:1 o que determinou um tempo insuficiente para que as fibras musculares estimuladas pudessem metabolizar os substratos da contração ao qual foram submetidas. Esta relação de tempo de contração e de relaxamento de 1:1 foi sugerida para obtermos um maior número de contrações por minuto e conseqüentemente no tempo total de tratamento, medida esta muitas vezes adotada por profissionais da fisioterapia com o intuito de simular uma atividade isométrica voluntária e aumentar a atividade muscular.

Selkowitz (1989) relata que a corrente russa é uma corrente alternada em uma freqüência de 2,5 Khz que é modulada em trens de uma freqüência de 50 Hz com um ciclo de trabalho de 50%. O estímulo é aplicado por 10 segundos; seguido por um período de 50 segundos de descanso, com um tempo recomendado do tratamento de 10 minutos por sessão de estimulação. Este regime de estimulação (chamado regime “10/50/10”), aplicado uma vez ao dia em um período de semanas, foi reivindicado resultar em ganhos da força, mas, segundo Ward (2002) muitas das reivindicações parecem ser fantasiosas.

De acordo com Kots e Xvilon apud Ward (2002), O regime de tratamento “10/50/10” de estimulação elétrica Russa é aplicado para um período “on” de 10 segundos; seguido por um período de 50 segundos “off”, com um tempo recomendado de tratamento de 10 minutos por sessão de estimulação.

Segundo Ward (2002) o objetivo é aumentar a habilidade muscular de gerar força, mas o que é ignorada freqüentemente é a recomendação de Kots que esta forma de

estimulação elétrica deve ser usada como um adjunto ao exercício, melhor do que como uma alternativa ao exercício, e com sessões de estimulação elétrica separada dos períodos do exercício voluntário. O argumento de Kots para o uso da estimulação elétrica combinado com o exercício voluntário era que os programas geralmente usados do exercício (os usados naquele tempo) constroem o volume do músculo e a força do músculo, mas ignoram o papel da habilidade e o controle motor fino na performance atlética. Kots e Xvilon. apud Ward (2002). A estimulação elétrica, entretanto, recruta preferencialmente as fibras rápidas de contração muscular, unidades motoras de fadiga rápida associadas com o movimento repentino, rápido, controle motor preciso, e o gracioso do movimento. Assim, Kots discutiu, por uma combinação do exercício e a estimulação elétrica, um regime ótimo realçando a força pode ser efetivo que mantém habilidades e a coordenação atléticas na linha com aumentos na força do músculo. (WARD et al, 2002).

Kots e Xvilon apud Ward (2002), relataram um estudo em 2 partes, não usando uma corrente alterna de 2.5 Khz, mas usando de preferência uma corrente pulsada retangular (1 milissegundo) de curta-duração em uma frequência de 50 Hz. Na primeira parte de seu estudo, determinaram os períodos ótimos “on” e “off” para a estimulação. Seus achados fornecem a razão para o regime “10/50/10” de tratamento que é característico do tratamento com estimulação elétrica russa. Na segunda parte de seu estudo, examinaram o efeito realçando a força de uma única sessão diária realizada de treinamento de 10 minutos por um período de 9 ou 19 dias.

Para a primeira parte do estudo por Kots e Xvilon apud Ward (2002), trens de pulsos de 50 Hz foram aplicados na intensidade tolerável máxima por 15 segundos, o torque muscular evocado e a intensidade do estímulo do músculo foi monitorada. Kots e

Xvilon não encontraram nenhuma diminuição apreciável no torque com os trens de até 10 segundos de duração. A fadiga eletricamente induzida, definida enquanto um declínio visível no registro do torque foi notada em uma média de 12,5 segundos, depois do qual progrediram rapidamente. A fadiga não foi quantificada, mas foi avaliada simplesmente como presente ou ausente. Na base de suas observações, Kots e Xvilon concluíram que um máximo “on” tempo de 10 segundos era desejável para evitar a fadiga durante o trem de pulso. Estabelecendo-se em um tempo “on” 10 de segundos, eles estabeleceram então que o tempo “off” foi requerido para evitar a fadiga entre trens de pulso. A fadiga, neste caso, foi definida como uma diminuição visível em um torque entre 2 estímulos consecutivos de trens de 10 segundos. Eles compararam tempos “off” de 10, 20, 30, 40, e 50 segundos e relataram que com tempos “off” de 30 segundos ou menos, o torque médio durante o segundo trem era menor do que o torque durante o primeiro trem e essa fadiga aumentada (torque declinado) durante o segundo trem de 10 segundos. Eles concluíram que o tempo “off” precisava ser de 40 a 50 segundos. Então mediram a variação do torque sobre 10 trens de 10 segundos consecutivos e encontraram que com um tempo 40 segundos “off”, sinais da fadiga eram evidentes, particularmente nos últimos poucos trens. Com um tempo de 50 segundos “off”, nenhuma fadiga era evidente sobre os 10 trens consecutivos. Conforme estes dados, eles escolheram um regime (protocolo não fatigável) de “10/50/10”; (10 segundos “on” e 50 segundos “off” para um protocolo de 10 trens) para a segunda parte de seu estudo.

Kots e Xvilon apud Ward (2002), afirmaram que para aumentar a produção da força, a estimulação elétrica deve ser não fatigante, significando que não deve haver nenhuma diminuição na força durante o período do estímulo. Suas observações do declínio

da força usando baixa frequência (50 Hz) PC monofásica com diferentes tempos de “on” e “off” durante um período 10 minutos de tratamento eram a evidência de que o regime de estimulação “10/50/10” é “não fatigante” contanto que o estímulo é PC monofásico. O argumento deles para uma resposta não fatigante era que uma estimulação adicional de um músculo eletricamente fadigado não aumentará a potencialidade da produção da força muscular.

De acordo com Jones apud Ward (2002) em uma frequência de estímulo de 50 Hz, os mecanismos dominantes da fadiga são a depleção do neurotransmissor e falha da propagação no nível do sistema de túbulos T, processos que não resultariam na produção aumentada da força.

Segundo Jones apud Ward (2002) a fadiga induzida pelo exercício voluntário envolve frequências muito mais baixas de disparos da fibra nervosa e situa estresses maiores nos componentes contráteis das fibras do músculo. Tais estresses são argumentados por serem necessários para o fortalecimento.

Em nosso estudo utilizamos um protocolo de estimulação “6/6/6” com duas frequências de modulação, modulação em 10 Hz e modulação em 100 Hz, este protocolo foi baseado em experiências clínicas e observações de profissionais da área de fisioterapia em ortopedia e traumatologia justificada no fato de que o tempo de contração isométrica voluntária resistida é de no mínimo 6 segundos para acarretar em efeitos fisiológicos de ganho de força e trofismo e tempo de relaxamento de igual tempo ou maior ao de contração para o tecido metabolizar os substratos da contração.

De acordo com Fox e Matthews apud Kisner (1992) relata que caso se deseje que ocorram mudanças adaptativas no músculo, tais como aumento na força e

resistência a fadiga, as contrações isométricas precisam ser mantidas contra resistência por pelo menos 6 segundos. Este tempo permite que se desenvolva um pico de tensão e as mudanças metabólicas comecem a ocorrer no músculo em cada contração.

Segundo Marhold (1964) e Werchoshanij apud Weineck (1991) o tempo de tensão ótimo está em cerca de 6 a 8 segundos.

De acordo com Hettinger apud Enoka (2000) o esquema isométrico propõe uma dependência entre a duração e a intensidade do exercício; para durações de 1 a 2 segundos, o exercício deve ser feito com 100% do máximo para proporcionar sobrecarga suficiente, ao passo que com uma duração de 4 a 6 segundos a intensidade pode ser reduzida para 66% do máximo. Hettinger sugere que uma contração de 4 a 6 segundos por dia com 40% a 50% do máximo produz ganhos de força

Outro fato que nos motivou a adoção de um regime “6/6/6” de estimulação, foi o de que este regime oferece um número muito maior de contrações por espaço de tempo o que também justifica a sua utilização em larga escala por fisioterapeutas quando da substituição temporária do exercício voluntário pela EENM.

Notamos que se os tempos de contração e relaxamento adotados em nosso estudo em um protocolo “6/6/6” acarretassem em fadiga muscular, então, em ambos os grupos GEF e GET possivelmente não encontraríamos alterações tanto ao nível de modulação de fibras quanto ao nível de aumento da área de secção transversa, entretanto nossos resultados mostram alterações nos padrões metabólicos das fibras musculares bem como no aumento da área de secção transversa, demonstrado pelo aumento do menor diâmetro das fibras da região superficial dos animais do grupo GET.

Este resultado nos faz acreditar que o protocolo “6/6/6” adotado em nosso estudo possivelmente não tenha sido o motivo dos animais do grupo GET não terem demonstrado alterações nos padrões metabólicos das fibras, bem como nenhuma alteração significativa no aumento da área de secção transversa.

Stefanovska e Vodovnik (1985) comparam a estimulação de um único pulso de 50 Hz e estimulação com trens de 50 Hz em 2,5 KHz usando uma série de 10 segundos de estimulação. Eles relataram que ao usar pulsos únicos de 50 Hz, o que chamaram fadiga insignificante, definido como nenhuma diminuição visível em EIT (máximo torque induzido eletricamente), ocorrido sobre um período 10 segundos de estimulação, uniforme durante a estimulação repetitiva. Pelo contraste, a força medida usando corrente alterna de 2.5 KHz mostrou o declínio apreciável durante os 10 segundos de estimulação. Se um protocolo “10/50/10” é ótimo ao usar trens de 50 Hz de corrente alternada de média frequência, é conseqüentemente questionável.

Os nossos resultados demonstram diferenças estatisticamente significativas com relação ao número de fibras SO, FOG e FG na região superficial do Músculo Reto Femoral dos grupos: Grupo estimulado fásico (GEF) e grupo estimulado tônico (GET). Os resultados demonstram que a aplicação do protocolo de EENM com modulação em 10 Hz (GET) acarretou em adaptação das fibras SO e FOG em FG na região superficial do músculo Reto Femoral, pois não foram encontradas fibras de metabolismo oxidativo de média intensidade FOG e alta intensidade SO nos animais estudados deste grupo o que sugere que possivelmente devido aos altos níveis de solicitação isométrica destas fibras durante a EENM houve adaptação metabólica destas fibras para um modelo de metabolismo glicolítico aumentando o número de fibras FG na região superficial do

músculo Reto Femoral, este resultado diverge do exposto por ADEL (1986) onde relata que durante uma estimulação elétrica de frequência baixa, até 20 Hz, o músculo adquire características de fibras SO, porém, se a frequência de estimulação for de até 150 Hz, o músculo adquire características de fibras FG.

De acordo com Cotter (1986) a estimulação elétrica crônica de músculos rápidos com uma frequência que simula a atividade normal dos motoneurônios lentos causa uma conversão das propriedades em direção daquelas dos músculos lentos (JOLESZ & SRETER, 1981; PETTE, 1984; SALMONS & HENRIKSSON, 1981.)

O ritmo de transformação varia para diferentes propriedades. O retículo sarcoplasmático e os capilares começam a mudar em poucos dias; enzimas oxidativas e a espessura da linha levam semanas. A mudança de miosina rápida para miosina lenta requer um tempo de 2 meses de estimulação elétrica crônica intermitente (8h/dia) (MABUCHI et al., 1982; PETTE et al., 1976).

Entretanto, os nossos resultados se apresentam semelhantes ao relatado por Hudlicka (1982) que observou que ocorriam mudanças no aspecto metabólico, com uma estimulação elétrica de frequência baixa (ao redor de 10 Hz) induzindo a transformação das fibras rápidas, incrementando a capacidade anaeróbica das fibras lentas, cujo metabolismo ante ao esforço se caracteriza por ser predominantemente aeróbico.

Os nossos resultados demonstram também significância quanto ao número de fibras glicolíticas de ambos os grupos GEF e GET em comparação ao grupo controle (GC), sendo observado que nos grupos estimulados houve um maior número de fibras FG na região superficial, estes dados confirmam a análise feita anteriormente para o GET, mas

também sugere que no grupo GEF possa também ter havido um grau de adaptação em menor proporção de fibras SO e FOG em fibras FG.

Os nossos achados estão em concordância aos achados de Willians, 1986 onde foi observado que no grupo controle com exercícios mostrou mudança significativa no torque após três semanas de treino intervalado apenas em velocidades isocinéticas baixas (120° e 180°/seg), o grupo de EENM mostrou aumento significativo no torque em velocidades baixas e também em velocidades altas (240° e 300°/seg) o que pode ser atribuído ao fato de que fibras do tipo II ou FOG e FG, importantes no movimento rápido de velocidade são seletivamente recrutadas pela média frequência em 2.500 Hz.

Nas regiões média e profunda do músculo Reto Femoral dos animais dos grupos submetidos a EENM com modulação em 10 Hz e 100 Hz não foram encontradas alterações significativas quanto a adaptação metabólica e volume das fibras SO, FOG e FG em comparação ao grupo controle, este fato sugere que a EE com corrente de frequência portadora de 2.500 Hz possivelmente não atingiu estas regiões estudadas devido a não haver mudança nos padrões de distribuição e volume destas fibras, este resultado difere dos argumentos físicos e elétricos citados por Robinsone Snyder-Mackler (2001) e Low e Reed (2001) de que as correntes de frequência média podem ser mais facilmente induzidas pela pele devido a diminuição da resistência elétrica cutânea o que permitiu uma maior penetração desta estimulação com conseqüente maior recrutamento de fibras musculares tornando a EENM mais eficiente no que diz respeito a adaptação metabólica e ganhos de volume e força.

Na primeira parte do estudo relatado por Andrianova et al apud Ward (2002) a corrente alternada contínua (não modulada) em frequências de 100, de 500, de 1.000, de

2.500, e 3.000 ou 5.000 Hz foi usada para a estimulação dos flexores do punho e dos dedos. O limiar motor, a corrente máxima tolerável, e a corrente requerida para conseguir 60% do máximo do torque máximo eletricamente induzido (EIT) foram medidas em cada frequência. Eles relataram que embora os níveis de corrente aumentassem com frequência crescente, o desconforto associado com a estimulação diminuiu. Os autores concluíram que uma frequência de 1 Khz era ótima para a produção da força usando a estimulação indireta e 2,5 Khz foi ótima ao usar a estimulação direta. A segunda parte do estudo relatou as medidas da força feitas usando os flexores do pulso e dos dedos com estimulação direta e indireta e estimulação indireta com trens de 10 milissegundos em 50 Hz. Os resultados indicam que para a estimulação indireta, se contínuo ou modulado em 50 Hz, a força máxima foi produzida em uma frequência da corrente alternada de 1 quilohertz. Para a estimulação direta usando um estímulo contínuo, a força máxima foi produzida em uma frequência da corrente alternada de 2,5 Khz. Andrianova et al, 1971, verificaram que ambas, a estimulação indireta e direta produziu níveis similares da força máxima, embora em frequências diferentes. Uma frequência de 1 Khz foi ótima para a produção da força usando a estimulação indireta e uma forma de onda contínua, e uma frequência de 2,5 Khz era ótima ao usar a estimulação direta e uma forma de onda contínua. A observação que os níveis da força máxima eram similares conduziu aos autores sugerir que a estimulação direta era capaz de excitar não somente as fibras superficiais do músculo, mas presumivelmente também as fibras profundas do músculo excitadas pela estimulação indireta.

Andrianova et al (1971), concluíram que se a corrente é aplicada na modalidade contínua ou em 10 milissegundos, tens de 50 Hz, a força máxima induzida e a frequência ótima não é afetada.

Os resultados encontrados em nosso trabalho não demonstram alterações significativas nas regiões média e profunda do músculo Reto Femoral o que pode ser devido à corrente elétrica fechar o circuito elétrico pelo caminho mais fácil ou de menor resistência independentemente do potencial teórico de maior possibilidade de penetração, tal fato, sugere que a EENM de média frequência apenas seja mais eficiente para penetrar pelo tecido cutâneo no que concerne a melhor adaptação do indivíduo a EENM por esta se tornar mais agradável ou melhor tolerável como citado por Moreno-Aranda (1981) que esse procedimento, chamado de estimulação elétrica neuromuscular, envolve a estimulação do músculo com um protocolo elaborado para minimizar a dor e o desconforto associados à aplicação deste procedimento.

A resposta dolorosa pode ser contornada com a utilização de um protocolo de estimulação de alta frequência (10 kHz) que seja modulada em uma frequência mais baixa (50 a 100 Hz).

Este tipo de protocolo minimiza a dor associada com o procedimento e pode produzir uma força equivalente à força de contração voluntária máxima (DELLITO e BROWN, apud ENOKA, 2000).

Com relação ao ganho de volume, nossos resultados não demonstraram diferenças estatisticamente significativas com relação à área de secção transversa da região superficial do músculo reto femoral entre os GEF e GET, entretanto, demonstrou um aumento na área de secção transversa das fibras glicolíticas entre os grupos GEF e GET

aumento este de interesse clínico, sendo observado uma maior área de secção transversa no GET em comparação ao GEF, este resultado sugere que pode ter havido além de uma resposta adaptativa das fibras SO em FG, uma resposta de adaptação frente ao estímulo da EENM induzindo ao aumento de proteínas sarcoplasmáticas a nível celular determinando em um maior volume das células musculares deste grupo, este aumento de volume pode sugerir um ganho maior de força muscular induzido pela EENM.

De acordo com Lai (1988), a intensidade de treinamento da EENM pode ser definida como a quantidade de força muscular produzida pelas contrações induzidas eletricamente durante o programa de treinamento. Muitos estudos têm utilizado a contração isométrica máxima tolerável (MTIC) como a intensidade de treinamento.

A MTIC reflete a máxima intensidade de corrente que pode ser tolerada por um sujeito em produzindo uma contração tetânica do músculo estimulado.

Em nosso estudo, os animais dos grupos GEF e GET, foram estimulados por EENM, procurando se observar uma nítida e intensa contração do músculo quadríceps que foi mantida durante todo o tempo de treinamento de acordo como o citado em vários trabalhos que utilizaram a MTIC como parâmetro de EE para obtenção de resultados de ganho de força e volume muscular.

Alguns estudos têm mensurado a intensidade de treinamento em períodos de EENM com torque induzido.

A EENM com torque induzido é usualmente expressada como uma porcentagem da contração isométrica voluntária máxima (MVIC), e a mensuração do pré-teste MVIC é mais freqüentemente usado como linha de base de referência para mensurar a intensidade de treinamento.

Laughman et al (1983) utilizou 33% MVIC intensidade de treinamento e reportou um aumento de 22% na média na MVIC dos grupos treinado com EENM.

Currier e Mann (1983) utilizaram 60% MVIC intensidade de treinamento e relatou uma média de aumento de 14%.

Selkowitz (1985) observou que a média de intensidade de treinamento neste estudo foi de 91% do pré-teste MVIC com um resultado de ganho de força de 44% do pré-teste MVIC.

Kubiak et al. (1987), observaram que sujeitos treinados em uma intensidade mínima de 45% do pré-teste MVIC e produziram 33% de ganho de força isométrica.

De Domenico e Strauss (1987) sugerem que um pico de intensidade de estímulos de EENM foi o principal determinante da indução da força muscular. Assim isto pode ser argüido de que mais altos níveis de intensidade de estímulos, produzindo mais altas forças de contração, poderiam ser requeridas em ordem para conseguir resultados efetivos de treinamento.

Lai (1988) relata que os resultados de seu estudo claramente mostram que a EENM produz ganhos de força significativos em músculos normais e saudáveis. Ele mais do que demonstrou que mais altas intensidades de treinamentos com EENM produzem maiores ganhos de força do que treinamento de baixas intensidades. Os resultados sugerem uma forte relação entre intensidades de treinamento e ganhos de força, e que altas intensidades de treinamento produzem um mais alto ganho de força. A magnitude dos ganhos no aumento do grupo HI (média 48,5%) são mais comparáveis ao estudo de Kots de ganhos de força de 40% e estudo de Selkowitz, 1985 de 44% de ganho de força isométrica. Entretanto, isto é relativamente alto comparado a alguns trabalhos reportados na literatura.

Ward (2002) sugere que uma combinação do exercício e da estimulação elétrica é mais eficaz do que uma ou outra intervenção usada sozinha. Há 2 explicações possíveis. Com a combinação aplicada sequencialmente (exercício voluntário e estimulação elétrica separada), a quantidade total de exercício é maior. A segunda explicação é que o exercício e a estimulação elétrica recrutam preferencialmente tipos diferentes da fibra. Kots e Xvilon apud Ward (2002) discutiram que tradicionais regimes de exercícios voluntários promovem aumento na produção da força em fibras de contração lenta, fibras musculares resistentes à fadiga porque são as recrutadas primeiramente em uma contração voluntária e há um recrutamento limitado de fibras musculares de contração rápida, em tudo, as mais rápidas e de mais força nas contrações voluntárias. Um regime de estimulação elétrica, em contraste, recruta preferencialmente as fibras musculares de contração rápida, que são inervadas por motoneurônios de grande diâmetro. Sobre esta base, eles afirmaram, que um programa ótimo de ganho de força deve incluir o exercício e a estimulação elétrica para aumentar a produção da força de ambos os tipos da fibra. Eles também argumentam que, por causa do recrutamento diferencial, regimes de geração de força do músculo que consistem no exercício voluntário sozinho correm o risco de um aumento na produção da força do músculo à custa de reduzir a velocidade da contração do músculo. Eles discutiram que os ganhos da força das fibras musculares de contração rápida devem acompanhar ganhos da força da contração voluntária de fibras musculares de contração lenta a fim de manter o equilíbrio, que acreditaram ser necessários para o desempenho de movimentos hábeis, bem-executados.

Em nosso estudo não observamos diferenças estatisticamente significativas e nem diferenças que se mostrassem de interesse clínico nas regiões média e profunda com relação à área de secção transversa entre os grupos GEF e GET.

Estes resultados citados são confirmados pelos resultados observados na análise do menor diâmetro, onde encontramos diferenças estatisticamente significativas entre os GEF e GET com relação às fibras glicolíticas da região superficial do músculo reto femoral, sendo que o GET apresentou resultados maiores na análise do menor diâmetro, confirmando o aumento de volume destas fibras frente a EENM.

A análise do menor diâmetro nas regiões média e profunda do músculo reto femoral não apresentou diferenças estatisticamente significativas entre os grupos, demonstrando a possibilidade destas fibras não terem sofrido efeitos da EENM nestes níveis.

Em nosso estudo pudemos observar que os animais dos grupos: estimulado tônico (GET) e estimulado fásico (GEF) apresentaram durante a fase de dissecação do Músculo Reto Femoral após o tempo de EENM, maior sangramento do tecido cutâneo e subcutâneo quando da incisão por meio de bisturi foi realizada. O sangramento em maior quantidade também foi observado na dissecação específica do Músculo Reto Femoral, quando da retirada deste junto aos demais componentes do Músculo Quadríceps da Coxa.

Este sangramento observado foi maior em comparação entre os grupos GET e GEF aos animais do grupo controle. O sangramento também foi diferenciado em comparação dos animais do grupo GET e dos animais do grupo GEF, sendo mais evidenciado no GET tanto a nível cutâneo e subcutâneo, quanto ao nível do Músculo Reto Femoral.

Estes achados estão de acordo com Cotter (1976) que relata que tem sido encontrado que a EE crônica de músculos esqueléticos produzem crescimento de capilares, acompanhadas por um aumento na resistência à fadiga e encarecimento da refosforilação do ATP e CrP.

De acordo com trabalho de Currier et al. (1986) usando 10 e 30% da contração voluntária máxima, quantificaram um aumento de 20% no fluxo sanguíneo que ocorreu cerca de um minuto após a EE ter iniciado e continuou por cerca de cinco minutos após ter sido terminada. O fluxo sanguíneo intramuscular aumenta como em consequência da contração e do relaxamento muscular regular, o fluxo nas veias adjacentes com paredes maleáveis também aumenta devido a ação de bombeamento muscular.

Este efeito é usado terapeuticamente para ajudar a controlar o edema de membros, aumenta o fluxo nos vasos venosos e linfáticos.

Em nosso estudo pudemos observar estas mudanças que infelizmente não foram registradas e sim foram dados encontrados durante o experimento prático mas que merecem um atenção para que trabalhos futuros possam se ater a estes achados e poder estudá-los de forma mais consistente.

VIII. CONCLUSÃO

Os resultados demonstram haver adaptações fisiológicas com relação às capacidades glicolíticas devido ao aumento no volume e no número de fibras glicolíticas na região superficial do Músculo Reto Femoral em estimulações elétricas neuromusculares com correntes alternadas de média frequência em 2500 Hz moduladas em 10 Hz.

Pelas nossas observações macroscópicas concluímos também que a EENM aumentou a vascularização na região estimulada.

IX. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADEL, R.V.DEN; LUYKY, R.H.J. Strengthening and stretching of muscles using electrical current. Apostila ENRAF-NONIUS. 1986

_____.Low and Medium Frequency Electrotherapy. Apostila ENRAF-NONIUS.1986

ACOSTA, L. J.; ROY, R.R. Fiber-type composition of selected hindlimb muscles of a primate (Cynomolgus Monkey). **The Anatomical Record**. v. 218, p.136-141, 1987.

ANZIL, F. Erlanhrungs bericht uber die vermehrung der isometrichen maximalen muskelkraft durch zusatzliche elektrostimulation und die kriterien. Threr anwendung in sport. **Leistungssport** v. 2, p. 143, 1974.

ARMSTRONG, R.B.; SAUBERT IV, C.W.; SEEHERMAN, H.J.; TAYLOR, C.R. Distribution of fiber types in locomotory muscles of dogs. **The American Journal of Anatomy**. v. 163, p.87-98, 1982.

ARMSTRONG, R.B.; PHELPS, R.O. Muscle fiber type composition of the rat hindlimb. **The American Journal of Anatomy**. v. 171, p. 259-272, 1984.

ASTRAND, P. ; RODAHL, K. **Tratado de Fisiologia**. 2ª Ed., Guanabara, 1987

BARR, J.º; NIELSON, D.H.; SODERBERG, G.L. Transcutaneous electrical nerve stimulation characteristics for altering perception. **Phys. Ther.**. v. 66., p. 1515-21, 1986.

BERQUÓ, E. S.; SOUZA, J. M. P.; GOTLIEB, S.L.D. **Bioestatística**. Ed. E.P.U. Editora Pedagógica e Universitária Ltda. São Paulo, 1981.

BIGARD, A.X.; GUÉZENNEC, C.Y.. Effects of surface electrostimulation on structures and metabolic properties in monkey skeletal muscle. **Med. Sci. Sports Exrc**, v. 25, p. 355-362, 1993.

BLOOM, W.; FAWCETT, D. W. **Tratado de histología**. 10ª ed. Ed. Interamericana, RJ, 1977.

BROOKE, MICHAEL, H.; KAISER, K. K., Muscle fiber types: how many and what kind? **Arch. Neurol.** v. 23, p. 369-379, 1970.

BROWN, M. D.; COTTER, M. A.; HUDLICKÁ, O.; VRBOVÁ, G. The effects of different patterns of muscle activity on capillary density, mechanical properties and structure of slow and fast rabbit muscle. **Pfluger Arch.** v. 361, p. 241-250, 1976.

CHRIST-OLIVER, M. História de la analgesia eléctrica. **Rev. Mex. Anest.** V. 9, p. 233-238, 1986

CHANTRAINE, A.; ZIHENER, J.L; GOBELET, C. Électrologie et applications. **Enciclopedia Médico-Quirúrgica**. Elsevier, Paris, França, v. 26-145-A-10, 1998.

CRAMP, M.C.; MANUEL, J.A.; SCOTT, O.M. Effects of different patterns of long-term electrical stimulation on human quadriceps femoris muscle. **Journal of Physiology.** v. 82, p. 483, 1995.

COTTER, M.; PHILLIPS, P. Rapid fast to slow fiber transformation in response to chronic stimulation of immobilized muscle of the rabbits. **Experimental Neurology.** v. 93, p. 531-545, 1986.

COTTER, M.; HUDLIKÁ, O. Effects of chronic stimulation on muscles in ageing rats. **Physiological Society.** p. 102-103, 1976.

CURRIER, D.P.; MANN, R. Muscular strength development by electrical stimulation in healthy individuals. **Physical Therapy.** v. 63, nº 6 June, p. 915-921, 1983.

CURRIER, D. P.; PETRILLI, C. R.; THRELKELD, A. J. Effects of medium frequency electrical stimulation on local blood circulation to healthy muscle. **Phys. Ther.** v. 66, p. 937-943, 1986.

De DOMENICO, G.; STRAUSS, G.R.; Maximum torque production in the quadriceps femoris muscle group using a variety of electrical stimulators. **Aust. J. Physiother.** v. 32, p. 51-56, 1986.

DUBOWITZ, V. **Developing muscle: Animal. In: Developing and disease muscle: A histochemical study.** Spasti Internacional Medical Publications. London: Willian & Herneman, 1968.

DUBOWITZ, V.; BROOKE, M. **Muscle biopsy: A modern approach.** London, Sauders, 1973.

- ELSON, P. Strength increases by electrical stimulation. **Track Technique**. p. 1865, 1974.
- ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2ª ed., Editora Manole, São Paulo, 2000.
- EDGERTON, V.R.; SMITH, J.L.; SIMPSON, D.R. Muscle fibre type populations of human leg muscles. **Histochemical Journal**. v. 7, p. 259-266, 1975.
- FOX, E. L.; BOWERS, S.; FOSS, M. L. **Bases Fisiológicas da Educação Física e do Desporto**. 4ª Ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991.
- GARNETT, R.; STEPHENS, J. A. Changes in the recruitment threshold of motor units produced by cutaneous stimulation in man. **J. Physiol**. v. 311, p. 463-473, 1981.
- GIBSON, J.N.A.; SMITH K.; RENNIE, M. J. Prevention of disuse muscle atrophy by means of electrical stimulation: maintenance of protein synthesis. **Lancet**. p. 767-769, 1988.
- HENRIKSSON-LARSÉN, K.; FRIDÉN, J.; WRETLING, M. L.. Distribution of fibre sizes in human skeletal muscle. An enzyme histochemical study in m. tibialis anterior. **Acta Physiol Scand**. v. 123, p. 171-177, 1985.
- JOHNSON, D. H.; THURSTON, P.; ASHCROFT, P.J. The Russian technique of faradism in the treatment of chondromalacia patellae. **Physiother**. Canada, v. 29, p. 266-268, 1977.
- KISNER, C., COLBY, L.A., **Exercícios terapêuticos: fundamentos e técnicas**. 2ª edição, ed. Manole, São Paulo, 1992.
- KOTTKE, F. J.; LEHMANN, J. F. **Tratado de Medicina Física e Reabilitação de Krusen**. 4ª Ed. Volume 1º, Manole, 1994.
- LAI, H. S.; De DOMENICO, G.; STRAUSS, G. R. The effect of different electromotor stimulation training intensities on strength improvement. **Aust. J. Physiother**. v. 34, p. 151-164, 1988.
- LAUGHMAN, R.H.; YODAS, J.W.; GARRET, T.R.; CHAU, E.Y.S. Strength changes in the normal quadriceps femoris muscle as a result of electrical stimulation. **Physical Therapy**. v. 63, p. 494-499, 1983.
- LOW, J.; REED, A. **Eletroterapia explicada: Princípios e prática**. 3ª ed. 1999 1ª ed. Bras., editora Manole, São Paulo, 2001.
- MCARDLE W. D., KATCH F. I., KATCH V. L. **Fisiologia do Exercício, Energia, Nutrição e Desempenho Humano**. 3ª Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991.

McMIKEN, D.F.; TODD-SMITH, M.; THOMPSON, C. Strengthening of human quadriceps muscles by cutaneous electrical stimulation. **Scand. J. Rehab. Med.** v. 15, p. 25-28, 1983.

MORENO-ARANDA, J.; SEIREG, A. Electrical parameters for over-the-skin muscle stimulation. **J. Biomechanics.** v. 14, nº 9, p. 579-585, 1980.

_____. Investigation of over-the-skin electrical stimulation parameters of diferents normal muscles and subjects. **J. Biomechanics.** v. 14, nº 9, p. 587-593, 1980.

MUNSAT, T.L.; McNEAL, D.; WATERS, R. Effects of nerve stimulation on human muscle. **Arch. Neurol.** v. 33, p. 608-617, 1976.

OBAJULUWA, V. A. Effect of electrical stimulationfor ten weeks on quadriceps femoris muscle strength and thigh circumference in healthy young men. **Physiother. Theory Pract.** v. 71, p. 191-197, 1991.

PETTE, D.; SMITH, M. E.; STOUDE, H. W.; VRBOVA, B. Effects of long-term electrical stimulation on some contractile and metabolic characteristics of fast rabbit muscles. **Pflugers Arch.** v. 338, p. 257-272, 1973.

PETTE, D.; VRBOVÁ, G. Neural control of phenotype expression in mammalian muscle fiber. **Muscle Nerve.** v. 8, p. 294-297, 1985.

POWERS, S. K. ; HOWLEY, E.T. **Fisiologia do exercício – Teoria e Aplicação ao condicionamento e ao Desempenho.** 3ª Ed. Manole, 2000.

ROBINSON, A. J.; SNYDER-MACKLER, L. **Eletrofisiologia clínica- Eletroterapia e teste eletrofisiológico.** 2ª ed., editora Artmed, Porto Alegre, 2001.

ROSE, S.J.; ROTHSTEIN, J.M. Muscle mutability. General concepts and adaptations to altered patterns of use. **Phys. Ther.** v. 62, p. 1751-1830, 1982.

RUTHERFORD, O. M.; JONES, D. A. Contractile properties and fatigability of the human adductor pollicis and first dorsal interosseous: a comparison of the effects of two chronic stimulation patterns. **J. Neurol. Sci.** v. 85, p. 319-331, 1988.

SALMONS, S.; VRBOVÁ, G. The influence of activity on some contractile characteristics of mammalian fast and slow muscle. **J. Physiol.** v. 210, p. 535-549, 1969.

SALMONS, S.; HENRIKSSON, J. the adaptive response of skeletal muscle to increased use. **Muscle e Nerve.** v. 4, p. 94-105, 1981.

SELKOWITZ, D. M. High frequency electrical stimulation in muscle strengthening. **The American Journal of Sports Medicine**. v. 17, nº 1, p. 103-111, 1989.

SEYMOUR, C.; GLEED, R. **Manual of small animal anaesthesia and analgesia**. BSAVA British Small Animal Veterinary Association, United Kingdom, 1999.

SCOTT, O.M.; VRBOVÁ, G.; HYDE, S.A.; DUBOWITZ, V. Effects of chronic low frequency electrical stimulation on normal human tibialis anterior muscle. **Journal of neurology, neurosurgery and psychiatry**. v. 48, p. 774-781, 1985.

SINGER, K. P. The influence of unilateral electrical muscle stimulation on motor unit activity patterns in atrophic human quadriceps. **Aust. J. Physiother**. v. 32, p. 31-37, 1986.

SÔO, C.L.; CURRIER, D.P.; THRELKELD, J. A. Augmenting voluntary torque of healthy muscles by optimization of electrical stimulation. **Phys. Ther.** v. 68, p. 3, 1988.

STEFANOVSKA, A., VODOVNIK, L. Change in muscle force following electrical stimulation. Dependence on stimulation waveform and frequency. **Scand. J. Rehabil. Med.** v. 17, p. 141-146, 1985.

STRAUSS, G.R.; DE DOMENICO, G. Torque production in human upper and lower limb muscles with voluntary and electrically stimulated contractions. **Aust. J. Physiother**. v. 32, p. 38-49, 1986.

THOMAS, P.E.; RANATUNGA, K.W. Factors affecting muscle fiber transformation in cross-reinnervated muscle. **Muscle & Nerve**, v. 16, p. 193-199, 1993.

TRACY, J. E.; CURRIER, D. P.; THRELKELD, A. J. Comparison of selected pulse frequencies from two different electrical stimulators on blood flow in healthy subjects. **Phys. Ther.** v. 68, p. 1526-1532, 1988.

TRIMBLE, M.H.; ENOKA, R.M.. Mechanisms underlying the training effects associated with neuromuscular electrical stimulation. **Phys. Ther.** v. 71(4), p. 273-282, 1991.

WARD, A.R.; SHKURATOVA, N.; Russian Electrical Stimulation: The Early Experiments. *Physical Therapy*, Vol. 82, número 10, outubro 2002.

WILLIAMS, R.A.; MORRISSEY, M.C.; BREWSTER, C.E. The effect of electrical stimulation on quadriceps strength and thigh circumference in meniscectomy patients. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. Vol 8 nº 3, September, p 143-146, 1986

WEINECK, J.; **Biologia do esporte**. Ed. Manole, 1991