UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO

JOÃO PAULO CHIEREGATO MATHEUS

**Efeitos da eletroestimulação neuromuscular durante a imobilização nas
propriedades mecânicas do músculo esquelético**

RIBEIRÃO PRETO - SP

2005

JOÃO PAULO CHIEREGATO MATHEUS

Efeitos da eletroestimulação neuromuscular durante a imobilização nas propriedades mecânicas do músculo esquelético

Dissertação apresentada ao Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências Médicas.

Área de Concentração: Reabilitação
Orientador: Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano

RIBEIRÃO PRETO - SP
2005

FICHA CATALOGRÁFICA

Matheus, João Paulo Chiericato
Efeitos da eletroestimulação neuromuscular durante a imobilização nas propriedades mecânicas do músculo esquelético. Ribeirão Preto, 2005.

89 p. : il. ; 30cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP – Área de concentração: Reabilitação.

Orientador: Shimano, Antônio Carlos.

1. Imobilização. 2. Atrofia muscular. 3. Resistência à tração. 4. Propriedades mecânicas. 5. Terapia por estimulação elétrica.

FOLHA DE APROVAÇÃO

João Paulo Chierigato Matheus

Efeitos da eletroestimulação neuromuscular durante a imobilização nas propriedades mecânicas do músculo esquelético

Dissertação apresentada ao Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências Médicas.

Área de Concentração: Reabilitação

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, João Matheus e Zilda, pela vida, pelo exemplo de luta, perseverança e amor. Às minhas irmãs, Jaqueline e Joziane, pelo carinho, amor e compreensão.

AGRADECIMENTOS

“Obrigado meu Deus, por que me deste a fé e por alimentar o meu coração de esperança”.

Ao Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano, pela amizade, orientações, confiança depositada, sugestões, compreensão, paciência, dedicação incondicional, exemplo de vida profissional e pessoal.

Ao Prof. Dr. José Batista Volpon, pelas conversas, sugestões, comentários, ensinamentos, acolhida no Laboratório de Bioengenharia e disponibilização da Máquina Universal de Ensaios.

À Liana, por ser companheira em todos os momentos, compreensível em todas as ausências, carinhosa e amorosa em todas as frustrações e incentivadora em todos os obstáculos.

À Juliana Goulart Prata de Oliveira, minha terceira irmãzinha, pela simples presença, pela mão amiga, pela mão trabalhadora, por participar sempre e com tanta dedicação da realização deste trabalho.

Aos funcionários, colaboradores do Laboratório de Bioengenharia, Francisco Carlos Mazzocato, Luís Henrique Alves Pereira e Carlos Alberto Moro, pelo acolhimento, amizade, disposição e auxílio durante todas etapas de realização deste trabalho.

À querida secretária do Laboratório de Bioengenharia, Maria Teresinha de Moraes, pela amizade e presteza durante todos os momentos.

À imprescindível Maria de Fátima Feitosa de Lima, pela agilidade e prontidão de seus serviços.

Ao amigo Marcos Massao Shimano, pela paciência, colaboração constante e principalmente pelas dicas de informática.

Aos amigos do Laboratório de Bioengenharia, Francisco Cláudio Dantas Mota, Suraya Novais, Paulo Eugênio, Juliana Polônio, Leonardo César, Gustavo Abrahão, Fabrício Borges, Leandro Sergio, Graziela Nascimento, Fabiano Masson, Rodrigo Okubo, Dayana, Maurício, Ilton, Emilson, Giovana Leitão Sene, Vanessa Monte Raso, Guiliano Barbieri, Luis Carlos, Marcos Lara, Cris Graminha, Vitor Castania, e a todos que participaram desta caminhada.

À empresa BIOSET® – Indústria de Tecnologia Eletrônica Ltda – que em nome do Sr. Júlio César Bucalon, concedeu o empréstimo do aparelho de estimulação elétrica.

À CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior), pelo apoio e concessão da bolsa de Mestrado.

“Nada lhe posso dar que já não exista em você mesmo. Não posso abrir-lhe outro mundo de imagens, além daquele que há em sua própria alma. Nada lhe posso dar a não ser a oportunidade, o impulso, a chave. Eu o ajudarei a tornar visível o seu próprio mundo, e isso é tudo.”

Hermann Hesse

RESUMO

MATHEUS, J. P. C. **Efeitos da eletroestimulação neuromuscular durante a imobilização nas propriedades mecânicas do músculo esquelético.** 2005. 89 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2005.

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é um importante recurso utilizado na medicina esportiva para acelerar processos de recuperação. O objetivo deste estudo foi analisar os efeitos da EENM durante a imobilização do músculo gastrocnêmio, em posições de alongamento (LP) e encurtamento (SP). Para tanto, 60 ratas fêmeas jovens *WISTAR* foram distribuídas em seis grupos e acompanhadas durante 7 dias: controle (C), eletroestimuladas (EE), imobilizadas em encurtamento (ISP), imobilizadas em alongamento (ILP), imobilizadas em encurtamento e eletroestimuladas (ISP+EE) e imobilizadas em alongamento e eletroestimuladas (ILP+EE). Para a imobilização, o membro posterior direito foi envolvido por uma malha tubular e ataduras de algodão juntamente à atadura gessada. A EENM foi utilizada com uma frequência de 50 Hz, 10 minutos por dia, totalizando 20 contrações em cada sessão. Após 7 dias os animais foram submetidos à eutanásia e os músculos gastrocnêmios foram retirados para a realização do ensaio mecânico de tração em uma máquina universal de ensaios (EMIC®). A partir dos gráficos carga *versus* alongamento foram calculadas as seguintes propriedades mecânicas: alongamento no limite de proporcionalidade (ALP), carga no limite de proporcionalidade (CLP), alongamento no limite máximo (ALM), carga no limite máximo (CLM) e rigidez. As imobilizações SP e LP promoveram reduções significativas ($p < 0,05$) nas propriedades de ALP, CLP, ALM e CLM sendo mais acentuada, principalmente, no grupo ISP. Quando utilizada a EENM, houve acréscimo significativo ($p < 0,05$) destas propriedades somente no grupo ISP. Já, em relação à rigidez, foi observada redução significativa ($p < 0,05$) somente do grupo C para o grupo ISP. Quando utilizada a EENM, a rigidez do grupo ILP+EE foi significativamente ($p < 0,05$) maior e mais próxima do grupo C que a do grupo ISP+EE. Neste modelo experimental, a imobilização dos músculos em alongamento atrasou a queda das propriedades e a estimulação elétrica, contribuiu para a manutenção das propriedades mecânicas durante o período de imobilização, principalmente no grupo ILP+EE.

Palavras-chave: imobilização, atrofia muscular, resistência à tração, propriedades mecânicas, terapia por estimulação elétrica.

ABSTRACT

MATHEUS, J. P. C. **Effects of neuromuscular electric stimulation during the immobilization in the mechanical properties of the skeletal muscle.** 2005. 89 f. Dissertation (Master's Degree) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2005.

The neuromuscular electric stimulation (NMES) is an important tool used in sport medicine to accelerate the recovery process. The objective of this study was to analyze the effects of NMES during the immobilization of the gastrocnemius muscle, in lengthened (LP) and shortened positions (SP). Sixty young female rats WISTAR were distributed into six groups and followed for 7 days: control (C), electric stimulation (ES), immobilized in shortened (ISP), immobilized in lengthened (ILP), immobilized in shortened and electric stimulation (ISP+ES) and immobilized in lengthened and electric stimulation (ILP+ES). For the immobilization, the right hind limb was involved by a tubular mesh and cotton rolls and plaster. NMES was used in a frequency of 50 Hz, 10 minutes a day, totaling 20 contractions in each session. After 7 days the animals were killed and their gastrocnemius muscles of the right side were submitted to a mechanical test in traction in an universal test machine (EMIC®). From the curves load *versus* elongation the following mechanical properties were obtained: elongation in the yield limit (EPL), load in the yield limit (LPL), elongation in the ultimate load (EUL), ultimate load (UL) and stiffness. The immobilizations SP and LP promoted significant reductions ($p<0,05$) in the properties of EPL, LPL, EUL and UL being more accentuated mainly in group ISP. When used NMES, there was significant increment ($p<0,05$) of such properties only in group ISP. As for stiffness, significant reduction was observed ($p<0,05$) only of the group C for group ISP. When the NMES was used, the stiffness of group ILP+EE was significantly ($p<0,05$) higher and closer to group C than for group ISP+EE. We conclude that in this experimental model the immobilization of the muscles in the lengthened position delayed the reduction of the properties and the electric stimulation contributed to the maintenance of the mechanical properties during the immobilization period, mainly for group ILP+ES.

Keywords: immobilization, muscular atrophy, traction strength, mechanical properties, electric stimulation therapy.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 01. Característica da corrente em relação às fases.	22
Figura 02. Característica da corrente em relação à simetria.	23
Figura 03. Característica da corrente em relação à forma.	23
Figura 04. Aparelho de eletroestimulação neuromuscular.	30
Figura 05. Eletrodos de estimulação: (A) disperso e (B) ativo.	31
Figura 06. Modelo animal do grupo 1 (Controle).	32
Figura 07. Modelo animal do grupo 2 (Eletroestimulado por 7 dias).	33
Figura 08. Modelo animal do grupo 3 (Imobilizado – SP 7 dias).	33
Figura 09. Modelo animal do grupo 4 (Imobilizado – LP 7 dias).	34
Figura 10. Modelo animal do grupo 5 (Imobilizado – SP e Eletroestimulado por 7 dias).	35
Figura 11. Modelo animal do grupo 6 (Imobilizado – LP e Eletroestimulado por 7 dias).	35
Figura 12. Músculo gastrocnêmio direito dissecado.	36
Figura 13. (A) Máquina universal de ensaios (EMIC [®] , modelo DL10000) acoplada ao microcomputador; (B) Célula de carga acoplada à máquina com capacidade de 50 kgf.	37
Figura 14. Desenho do acessório e detalhes da montagem. Acessórios para colocação e fixação do fêmur com a utilização de parafusos (A e B). Acessórios para fixação da pata (C) e do calcâneo (D) visando evitar escorregamentos.	38
Figura 15. Acessório de fixação do músculo à máquina.	38
Figura 16. Músculo gastrocnêmio no momento inicial do ensaio de tração. Acessório móvel, para fixação do fêmur (A) e acessório fixo, para o calcâneo (B). Durante o ensaio, A se afasta de B submetendo o músculo à tração.	39
Figura 17. Curva padrão carga <i>versus</i> alongamento.	41
Figura 18. Valores do comprimento médio e desvio padrão dos músculos nos grupos experimentais.	43
Figura 19. Curvas carga <i>versus</i> alongamento do GRUPO 1 (Controle).	45

Figura 20. Curvas carga <i>versus</i> alongamento do GRUPO 2 (Eletroestimulado).....	45
Figura 21. Curvas carga <i>versus</i> alongamento do GRUPO 3 (Imobilizado-SP).	46
Figura 22. Curvas carga <i>versus</i> alongamento do GRUPO 4 (Imobilizado-LP).....	46
Figura 23. Curvas carga <i>versus</i> alongamento do GRUPO 5 (Imobilizado-SP e Eletroestimulado).	47
Figura 24. Curvas carga <i>versus</i> alongamento do GRUPO 6 (Imobilizado-LP e Eletroestimulado).	47
Figura 25. Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Eletroestimulado (EE), Imobilizado SP e Imobilizado LP.....	49
Figura 26 Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Imobilizado SP e Imobilizado SP+Eletroestimulado.....	50
Figura 27. Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado.	50
Figura 28. Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado.	51
Figura 29. Valores médios e desvios padrão da carga no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Eletroestimulado (EE), Imobilizado SP e Imobilizado LP.	53
Figura 30. Valores médios e desvios padrão da carga no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Imobilizado SP e Imobilizado SP+Eletroestimulado.....	54
Figura 31. Valores médios e desvios padrão da carga no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado.....	54
Figura 32. Valores médios e desvios padrão da carga no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado.	55
Figura 33. Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite máximo dos grupos Controle, Eletroestimulado (EE), Imobilizado SP e Imobilizado LP.....	57
Figura 34. Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite máximo dos grupos Controle, Imobilizado SP e Imobilizado SP+Eletroestimulado.	58
Figura 35. Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite máximo dos grupos Controle, Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado.	58

Figura 36. Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite máximo dos grupos Controle, Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado.	59
Figura 37. Valores médios e desvios padrão da carga no limite máximo dos grupos Controle, Eletroestimulado (EE), Imobilizado SP e Imobilizado LP.....	61
Figura 38. Valores médios e desvios padrão da carga no limite máximo dos grupos Controle, Imobilizado SP e Imobilizado SP+Eletroestimulado.	61
Figura 39. Valores médios e desvios padrão da carga no limite máximo dos grupos Controle, Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado.	62
Figura 40. Valores médios e desvios padrão da carga no limite máximo dos grupos Controle, Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado.	63
Figura 41. Valores médios e desvios padrão da rigidez dos grupos Controle, Eletroestimulado (EE), Imobilizado SP e Imobilizado LP.	64
Figura 42. Valores médios e desvios padrão da rigidez dos grupos Controle, Imobilizado SP e Imobilizado SP+Eletroestimulado.	65
Figura 43. Valores médios e desvios padrão da rigidez dos grupos Controle, Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado.....	66
Figura 44. Valores médios e desvios padrão da rigidez dos grupos Controle, Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado.....	66

LISTA DE TABELAS

Tabela 01 - Distribuição dos animais nos grupos experimentais.....	32
Tabela 02 - Local de ruptura dos músculos durante o ensaio mecânico.....	44
Tabela 03 - Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite de proporcionalidade (ALP) dos 6 grupos experimentais.....	48
Tabela 04 - Valores médios e desvios padrão da carga no limite de proporcionalidade (CLP) dos 6 grupos experimentais.....	52
Tabela 05 - Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite máximo (ALM) dos 6 grupos experimentais.....	56
Tabela 06 - Valores médios e desvios padrão da carga no limite máximo (CLM) dos 6 grupos experimentais.	60
Tabela 07 - Valores médios e desvios padrão da Rigidez dos 6 grupos experimentais.....	64
Tabela 08 - Medida de comprimento muscular dos seis grupos experimentais (mm).	84
Tabela 09 - Propriedades mecânicas do grupo 1 (Controle).....	85
Tabela 10 - Propriedades mecânicas do grupo 2 (Eletroestimulado).....	86
Tabela 11 - Propriedades mecânicas do grupo 3 (Imobilizado-SP).	86
Tabela 12 - Propriedades mecânicas do grupo 4 (Imobilizado-LP).....	87
Tabela 13 - Propriedades mecânicas do grupo 5 (Imobilizado-SP e Eletroestimulado).	87
Tabela 14 - Propriedades mecânicas do grupo 6 (Imobilizado-LP e Eletroestimulado).	88

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Imobilização	16
1.2	Eletroestimulação.....	19
1.2.1	Características da contração muscular eletricamente induzida	20
1.2.2	Principais características das ondas elétricas.....	21
1.2.3	Frequência dos pulsos	24
1.2.4	Controles de ciclo <i>On/Off</i>	24
1.2.5	Transmissão do impulso elétrico.....	25
1.2.6	Efeitos da EENM no tecido muscular debilitado	25
1.3	Ensaio mecânico.....	26
2	OBJETIVO	28
3	MATERIAL E MÉTODOS.....	29
3.1	Animais	29
3.2	Técnica de Imobilização.....	29
3.3	Eletroestimulação.....	30
3.3.1	Eletrodos de estimulação.....	31
3.4	Grupos Experimentais.....	31
3.5	Caracterização dos grupos	32
3.5.1	Grupo 1 (Controle)	32
3.5.2	Grupo 2 (Eletroestimulado)	32
3.5.3	Grupo 3 (Imobilizado – SP).....	33
3.5.4	Grupo 4 (Imobilizado – LP)	34
3.5.5	Grupo 5 (Imobilizado – SP / Eletroestimulado)	34

3.5.6	Grupo 6 (Imobilizado – LP / Eletroestimulado)	35
3.6	Coleta dos músculos.....	36
3.7	Ensaio mecânico de tração.....	37
3.8	Propriedades mecânicas.....	40
3.8.1	Alongamento no limite de proporcionalidade (ALP)	40
3.8.2	Carga no limite de proporcionalidade (CLP)	40
3.8.3	Alongamento no limite máximo (ALM)	40
3.8.4	Carga no limite máximo (CLM)	41
3.8.5	Rigidez (R).....	41
3.9	Análise estatística	41
4	RESULTADOS.....	43
4.1	Medida do Comprimento Muscular	43
4.2	Local de Lesão.....	44
4.3	Curvas (Carga <i>versus</i> Alongamento).....	45
4.4	Análise das propriedades mecânicas.....	48
4.4.1	Alongamento no limite de proporcionalidade (ALP)	48
4.4.2	Carga no limite de proporcionalidade (CLP)	52
4.4.3	Alongamento no limite máximo (ALM)	56
4.4.4	Carga no limite máximo (CLM)	59
4.4.5	Rigidez (R).....	63
5	DISCUSSÃO	68
6	CONCLUSÃO	75
	REFERÊNCIAS.....	76
	APÊNDICE	84
	ANEXO.....	89

1 INTRODUÇÃO

A função muscular esquelética depende de vários fatores tais como atividade proprioceptiva intacta, inervação motora, carga mecânica e mobilidade das articulações (APPELL, 1990). Em condições adversas, como em métodos de imobilização, a velocidade de degradação das proteínas contráteis, bem como a redução do número de miofibrilas, ocorre com mais rapidez que sua reposição (GUYTON; HALL, 1998).

A imobilização do segmento lesado é uma das formas mais comuns de tratamento das lesões, sejam elas músculo-esqueléticas ou ligamentares. Contudo, é possível observar atrofia muscular intensa, mesmo nos primeiros dias em que os indivíduos permanecem imobilizados (APPELL, 1986; BOOTH, 1987; MERCIER, 1999).

O tempo em que os indivíduos permanecem imobilizados e a prevenção dos efeitos negativos decorrentes da imobilização, principalmente no cenário esportivo, tem sido fator determinante para a recuperação dos atletas. Com o avanço dos programas de reabilitação acelerada têm-se buscado recursos que minimizem os efeitos deletérios secundários às cirurgias e à imobilização. Uma das medidas é o uso da estimulação elétrica neuromuscular (EENM) que, ao lado da cinesioterapia, vem sendo um dos recursos mais utilizados no fortalecimento muscular, assim como na prevenção de atrofia antes, durante e após os episódios de lesão.

1.1 Imobilização

Diversos modelos experimentais foram desenvolvidos para tentar simular e compreender as alterações que ocorrem no músculo após um período de imobilização. Alguns deles compreendem técnicas invasivas como desnervação, tenotomia, fixação da articulação por meio de pinos e transecção da medula espinhal. No entanto, é mais aceito que os únicos modelos experimentais de desuso muscular com relevância clínica são aqueles que envolvem músculos com inervação e comprimento normais (APPELL, 1990). Neste contexto, os métodos não invasivos como a imobilização por aparelho gessado e a suspensão do corpo, têm sido estudados com maior frequência (CARVALHO, 2001; LARA, 2003).

Booth e Kelso (1973) descreveram um método de imobilização para quadril, joelho e tornozelo de ambos os membros posteriores de ratos e analisaram as respostas nos músculos. Ao final do experimento, foram constatadas alterações significativas dos imobilizados em relação aos controles, o que comprovou a eficácia do modelo.

A maioria dos experimentos que estudou os eventos que ocorrem no músculo durante e após a imobilização, foram realizados em animais (APPELL, 1990). Segundo Mercier et al. (1999), a utilização de animais neste tipo de estudo é de fundamental importância, pois, permite a análise dos aspectos morfológicos, fisiológicos e bioquímicos em resposta à hipoatividade com maior precisão, o que seria impossível, se realizado em humanos.

As alterações induzidas pela imobilização de um segmento corporal não tardam a acontecer. Já, nas primeiras seis horas após a instituição da imobilização, é observada diminuição na síntese protéica e, em 72 horas, o declínio de massa

muscular pode atingir, em média, até 30%, em relação ao peso inicial (APPELL, 1986; BOOTH; SEIDER, 1979; MAX, MAIER; VOGELSANG, 1971).

Após três dias de imobilização, estudos histológicos constataram rápido aumento na quantidade de tecido conjuntivo (WILLIAMS; GOLDSPINK, 1984), seguido da perda de proteínas contráteis observada claramente a partir do quarto dia de imobilização (BOOTH, 1977). No sétimo dia, as fibras de colágeno do perimísio apresentam ângulo de fixação mais agudo que o observado nos músculos normais, acarretando diminuição na elasticidade muscular (WILLIAMS; GOLDSPINK, 1984). Já, a diminuição na secção transversa da fibra muscular, também presente nesta etapa, promove alterações como atrofia e redução da atividade contrátil (WILLIAMS et al., 1988).

A atrofia muscular consiste na perda exponencial de músculo esquelético em relação ao tempo. A quantidade de miofilamentos de actina e miosina diminuem, levando à redução no diâmetro individual de cada fibra, no número de miofibrilas em paralelo e perda de força muscular (BALDWIN et al., 1994; KASPER et al., 1993) de 1,3 a 5,5% ao dia, nas imobilizações gessadas (HERBISON; JAWOED; DITTUNO, 1978).

Alterações como estas, por sua vez, levam a modificações importantes nas características da contração (BALDWIN et al., 1994). Booth e Kelso (1973) avaliaram as propriedades contráteis dos músculos reto femoral e sóleo de ratos após 4 semanas de imobilização. Concluíram que o tempo de contração isométrica médio foi significativamente menor no grupo imobilizado que no grupo controle.

Witzmann, Kim e Fitts (1982) observaram que, além de provocar mudanças nas propriedades contráteis, a imobilização produz atrofia muscular, tanto nas fibras rápidas, quanto nas lentas. Em contrapartida, outros autores afirmam que as fibras

tipo I (BOOTH, 1977; LEIVSETH; TINDALL; MYKLEBUST, 1987) ou tipo II (HESLINGA; KRONNIE; HUIJING, 1995) são as mais afetadas.

Como visto anteriormente, o período de imobilização tem influência direta sobre a intensidade da atrofia. No entanto, é consenso na literatura científica que as maiores mudanças no tecido muscular ocorrem nos primeiros sete dias de imobilização (BOOTH, 1977; HESLINGA; KRONNIE; HUIJING, 1995; LEIVSETH; TINDALL; MYKLEBUST, 1987; WILLIAMS; GOLDSPINK, 1984).

Assim como o tempo de imobilização, o comprimento em que o músculo é mantido durante a imobilização tem influência direta na intensidade de instalação da atrofia.

Tabary et al. (1972) puderam observar, em gatos, que o músculo sóleo aumentou em 20% o número de sarcômeros em série após quatro semanas de imobilização em posição de alongamento (LP). Já, no músculo imobilizado em posição de encurtamento (SP), houve redução de 40% no número de sarcômeros em série e, conseqüentemente, diminuição de sua extensibilidade.

Järvinen, Einola e Virtanen (1992) estudaram os efeitos da posição de imobilização nas propriedades mecânicas do músculo gastrocnêmio, tendo o membro contralateral como controle. Após 7 e 21 dias de imobilização, analisaram a curva carga *versus* alongamento. Concluíram que a imobilização do gastrocnêmio de ratos em posição encurtada é seguida por atrofia e diminuição das propriedades mecânicas de forma mais acentuada que quando em posição alongada.

Outro estudo (YANG et al., 1997) identificou hipertrofia e aumento no conteúdo total de *Insulin Grow Factor I* (IGF-I), seis dias após a imobilização em posição alongada. O IGF I é um hormônio que está envolvido no processo de hipertonia muscular.

Ahtikoski et al. (2003) estudaram a relação síntese/degradação do colágeno tipo IV durante sete dias, em diferentes posições de imobilização dos músculos do membro inferior de ratos. De modo geral, observaram diminuição significativa da síntese do colágeno em todos os músculos. No entanto, a imobilização em alongamento atrasou o início da degradação. O colágeno tipo IV é uma das principais proteínas de membrana que revestem e suportam as células do músculo esquelético.

1.2 Eletroestimulação

Segundo a APTA¹ (1990), a Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) “é a ação de estímulos elétricos terapêuticos aplicados sobre o tecido muscular, por meio do sistema nervoso periférico íntegro”. Há algum tempo, especialistas em fisioterapia, medicina desportiva e fisiologia do exercício têm expressado seus interesses na utilização desses estímulos, como coadjuvante dos exercícios, na prevenção e tratamento de enfermidades ou na melhora do condicionamento físico humano.

No fim dos anos 70, depois de rápida proliferação de unidades de TENS (*Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*) para o controle da dor, o interesse na eletroterapia foi aumentado em virtude de uma pesquisa, em atletas de elite da União Soviética, que afirmou que a ativação elétrica regular do músculo era mais efetiva que o exercício no fortalecimento do músculo esquelético (ROBINSON, 2001).

Em 1976, nas Olimpíadas de Montreal, o médico da delegação russa, Yakov Kots, foi observado utilizando a EENM em seus atletas, além dos exercícios

¹ American Physical Therapy Association

voluntários. Em 1977, em visita à Universidade da Concórdia (Montreal), Kots apresentou os resultados de suas pesquisas relatando ganhos de força de 30 a 40% maiores do que aqueles produzidos pela contração voluntária máxima do músculo (HEYTERS et al., 1994).

No entanto, os protocolos experimentais de Kots não foram bem documentados e seus resultados nunca puderam ser reproduzidos no ocidente. Apenas seus relatos contribuíram para que pesquisadores do mundo inteiro reconhecessem o potencial desta técnica e ampliassem o estudo sobre a relação entre estimulação elétrica e fortalecimento muscular (NORONHA et al., 1997).

Atualmente, os estudos dão suporte à afirmação de que a EENM pode fortalecer músculos normalmente inervados, tanto em sujeitos saudáveis (CURRIER; LEHMAN; LIGHTFOOT, 1979; LAUGHMAN et al. 1983), como naqueles que sofreram vários tipos de distúrbios em que estejam presentes fraqueza e atrofia muscular (CURRIER et al., 1993; STEVENS; MIZNER; SNYDER-MACKLER, 2004).

Na aplicação clínica da EENM, não existe um protocolo definido que inclua todas as variações possíveis em um único programa, portanto, algumas características devem ser lembradas para o planejamento do protocolo.

1.2.1 Características da contração muscular eletricamente induzida

A contração muscular induzida por ativação elétrica dá-se de modo diferente daquele que ocorre durante a contração voluntária. A principal diferença é no recrutamento das unidades motoras. Na contração voluntária, a ordem do recrutamento ocorre segundo o princípio de *Henneman*, ou seja, as unidades motoras mais lentas (tipo I) são utilizadas para pequenos esforços enquanto as mais rápidas (tipo II) são gradualmente recrutadas quando há maiores níveis de produção

de força (DELITTO; SNYDER-MACKLER, 1990; HEYTERS et al., 1994; SINACORE; DELITTO; KING, 1990).

Durante a eletroestimulação, o recrutamento ocorre de forma inversa, as fibras mais rápidas são as primeiras a serem recrutadas, sendo isto documentado nos músculos de diferentes funções e composições (DELITTO; SNYDER-MACKLER, 1990; ENOKA, 1988; HEYTERS et al., 1994; ROBINSON, 1995; SINACORE; DELITTO; KING, 1990). Este fenômeno ocorre porque o estímulo elétrico é aplicado externamente à terminação nervosa e pelo fato das células “grandes”, com resistência de “input” axonal baixa, serem mais excitáveis (FANG; MORTIMER, 1991). Além disso, as unidades motoras de condução rápida, mais fatigáveis e maiores, necessitam menores intensidades de estimulação (SOLOMONOW et al., 1984).

Segundo Sinacore; Delitto e King (1990), as unidades motoras rápidas são recrutadas antes das lentas por serem inervadas por axônios de grande diâmetro e baixa resistência à estimulação elétrica e, ainda, por se localizarem mais superficialmente no tecido.

1.2.2 Principais características das ondas elétricas

As correntes elétricas utilizadas em eletroterapia são usualmente classificadas como monofásicas ou bifásicas. O termo fase, refere-se ao fluxo de corrente unidirecional em um diagrama corrente/tempo. Um pulso que se afasta da linha de corrente zero em apenas uma direção é chamado monofásico e terá as polaridades dos eletrodos definidas, sendo um sempre positivo e outro sempre negativo. Já, um pulso que se afasta da linha base, primeiro em uma direção e

depois na direção oposta, é chamado bifásico (BRASILEIRO, 2001; ROBINSON, 2001) (Figura 01).

Figura 01. Característica da corrente em relação às fases.

McNeal e Baker (1988) compararam a capacidade de geração de torque muscular entre as formas de onda monofásica e bifásica, e concluíram que as últimas produzem cerca de 25% mais torque que as primeiras.

Outros autores avaliaram os efeitos de cinco formas de ondas utilizadas para estimulação nervosa periférica sensorial e motora. Concluíram que, para a estimulação de nervos periféricos, a onda bifásica deve ser preferencialmente utilizada, pois, envolve uma quantidade menor de energia elétrica para produzir estimulação e não apresenta a irritação da pele freqüentemente observada nos pulsos monofásicos (KANTOR; ALON; HO, 1994).

Nos pulsos bifásicos, se a maneira na qual a amplitude de corrente varia durante o tempo para a primeira fase é idêntica em natureza, mas oposta em direção àquela da segunda fase, a forma de onda é descrita como simétrica. Ou seja, uma forma de onda é dita simétrica se a primeira fase é a “imagem especular” da segunda. Por outro lado, ela é assimétrica se a maneira na qual a amplitude de corrente da segunda fase não é idêntica, em sentido oposto, a da primeira fase (ROBINSON, 2001) (Figura 02).

Figura 02. Característica da corrente em relação à simetria.

No passado, os pulsos assimétricos, como a corrente farádica, eram mais utilizados. Atualmente os pulsos simétricos parecem ter preferência clínica em relação aos pulsos assimétricos, particularmente se o alvo for a excitação de fibras motoras (ALON, 2003).

Em relação ao formato das ondas, a atribuição de formas geométricas como senoidal, retangular e triangular é uma abordagem muito comum descritiva tanto na literatura científica, como na comercial (ROBINSON, 2001) (Figura 03).

Figura 03. Característica da corrente em relação à forma.

A avaliação do desconforto é um item essencial na prática clínica. Neste contexto, Delitto e Rose (1986) compararam as formas de onda senoidal, quadrada e triangular e concluíram que nenhuma das três mostrou-se mais confortável durante a produção de contrações musculares.

1.2.3 Freqüência dos pulsos

Diversos estudos já avaliaram as respostas neuromusculares diante de diferentes freqüências de estimulação. Delitto; Snyder-Mackler e Robinson (2001) sugerem que a freqüência necessária para produzir uma contração máxima está entre 30 e 75 Hz.

Kramer (1987) estudou três diferentes freqüências (20, 50 e 100 Hz) na geração de torque extensor do joelho. Entre os torques gerados pelas freqüências de 50 e 100 Hz não foi observada diferença significativa, no entanto, a freqüência de 20 Hz produziu torque significativamente menor que as demais. O autor sugere ainda que o aumento da freqüência de estimulação além da freqüência de tetania não altera a força do músculo, pois sua máxima tensão já havia sido atingida com a freqüência de 50 Hz.

1.2.4 Controles de ciclo *On/Off*

Os controles *on time/off time* dos aparelhos de EENM são necessários porque a contração do músculo esquelético contínua leva à fadiga muscular rapidamente e, conseqüentemente, à falta de força. Geralmente os *on time* são ajustados até 10 ou 15 segundos e os *off time* até 1 ou 2 minutos (DELITTO; SNYDER-MACKLER e ROBINSON, 2001).

Parker e Stroud Junior (1986) avaliaram duas diferentes relações de tempo “*on/off*” em distintos protocolos. Um grupo utilizou a relação 15 segundos *on* para 50 *off* e o outro 12 segundos *on* para 8 segundos *off*. A intensidade de contração do segundo grupo foi 50% menor que a do primeiro.

1.2.5 Transmissão do impulso elétrico

Na superfície da pele, alguns pontos apresentam maior quantidade de terminações nervosas em que, com uma menor quantidade de corrente, é possível estimular o músculo, sendo denominados pontos motores. Os eletrodos são posicionados nestes locais permitindo uma máxima contração com a menor corrente possível (DELITTO; SNYDER-MACKLER e ROBINSON, 2001).

A transmissão da corrente elétrica é realizada através de eletrodos geralmente feitos de borracha de silício impregnadas com carvão ou de metais condutores como aço inoxidável e folha de alumínio. Estes eletrodos requerem o uso de um meio de acoplamento para fornecer um caminho, de resistência mais baixa, para o fluxo de corrente do estimulador para o tecido. Para os eletrodos de borracha, o meio de acoplamento mais utilizado é o gel e para os de metal, esponjas embebidas com água (ROBINSON, 2001).

Lieber e Kelly (1991) avaliaram a utilização de diferentes tipos de eletrodos no joelho com relação à capacidade de geração de torque extensor. Observaram que os eletrodos de borracha produziram maior torque absoluto, quando comparado aos demais.

1.2.6 Efeitos da EENM no tecido muscular debilitado

Nos músculos fracos ou que estejam enfraquecendo, o valor da estimulação elétrica é muito mais evidente e têm sido relatados ganhos significativos com melhora da função muscular (LOW; REED, 2001).

Eriksson e Häggmark (1979) avaliaram, ainda no período de imobilização, o efeito da EENM no músculo quadríceps de pacientes após reconstrução de

ligamento cruzado anterior. Por meio de biopsia muscular, observaram menor atrofia no grupo que recebeu a eletroestimulação.

Morrissey et al. (1985) selecionaram quinze pacientes, após imobilização de um dos membros inferiores devido a procedimentos cirúrgicos, em dois grupos. Após seis semanas, enquanto o torque extensor do joelho no grupo controle teve redução de 80%, no grupo que recebeu a EENM a redução foi de 60%.

Gibson, Smith e Rennie (1988) aplicaram uma frequência de 30 Hz no quadríceps de joelhos imobilizados, durante uma hora, por seis semanas consecutivas. Observaram diminuição de 17% na área de secção transversa no grupo não tratado, não havendo perda significativa naqueles pacientes que foram tratados.

Qin et al. (1997) imobilizaram e estimularam a contração do músculo tibial anterior de coelhos por três semanas com frequência de 50 Hz. Concluíram que a EENM não promoveu hipertrofia do músculo, mas foi efetiva na prevenção da atrofia decorrente da imobilização.

Apesar de muitas pesquisas realizadas, não se pode afirmar, com certeza, que a estimulação elétrica do músculo normal pode levar a um aumento na força muscular. A essência do problema parece ser o fato de que a estimulação elétrica aumenta a força muscular, embora não na mesma extensão que ocorreria com o exercício voluntário equivalente (LOW; REED, 2001).

1.3 Ensaio mecânico

O conhecimento das características de resistência de alguns materiais é importante na medicina ortopédica e esportiva. Materiais biológicos tais como

músculo, osso, ligamentos, tendões e cartilagem, muitas vezes, necessitam otimização de sua resistência para evitar a ruptura (GOULD III, 1993).

Para tais conhecimentos, os materiais ou tecidos em estudo são submetidos aos chamados ensaios mecânicos, que podem ser de: tração, torção, compressão entre outros.

Segundo Souza (1974), o ensaio mecânico de tração é o mais importante de todos os ensaios devido à facilidade de execução e reprodutibilidade. Consiste em submeter o material a um esforço que tende a alongá-lo. A possibilidade de fazer com que a carga cresça lentamente durante o teste permite medir, satisfatoriamente, a resistência do material até a ruptura. Por estas razões, Shimano e Shimano (2000) afirmam que este é o teste mais utilizado para determinação das propriedades mecânicas dos materiais biológicos.

O ensaio mecânico proposto por MacMaster (1933) testou o complexo calcâneo – tendão calcâneo – músculo gastrocnêmio – fêmur de coelhos adultos a fim de determinar a resistência à tração. Foi observado que o tendão normal não se rompe mesmo quando sujeito a grande tensão, a ruptura normalmente ocorre no músculo.

Carazzato et al. (1985), utilizando ensaios de tração, avaliaram a resistência do músculo gastrocnêmio em condições normais e sob fadiga. Concluíram haver menos resistência do músculo à tração, quando este é levado à fadiga por estimulação elétrica.

2 OBJETIVOS

Por meio da análise de propriedades biomecânicas do músculo gastrocnêmio obtidas em ensaio de tração axial, o presente estudo teve como objetivos:

1. Comparar os efeitos da imobilização em alongamento e em encurtamento.
2. Avaliar os efeitos da estimulação elétrica neuromuscular (EENM) associada à imobilização, nas posições de alongamento e encurtamento.

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Animais

Foram utilizadas 60 ratas fêmeas da raça *Rattus norvegicus albinus*, variedade *Wistar*, com massa corporal média de $(222,35 \pm 27,3)$ gramas, fornecidas pelo Biotério Central da Prefeitura do Campus de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo. Os animais foram mantidos à temperatura ambiente em gaiolas alojadas no Biotério do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP, com água e alimentação padrão, à vontade.

No início do experimento, os animais foram pesados e identificados com marcas produzidas nas orelhas. Seguindo as normas e princípios éticos na experimentação animal, este estudo foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) do Campus de Ribeirão Preto – USP, segundo protocolo N° 04.1.891.53.9 (Anexo).

3.2 Técnica de Imobilização

Anteriormente à confecção do aparelho gessado, os animais foram anestesiados com associação de Cloridrato de Ketamina (80mg/kg) e Cloridrato de Xilazina (15mg/kg), na dose de 0,6ml da mistura para cada 100 gramas de massa corporal.

Para a imobilização, o membro posterior direito foi envolvido por uma malha tubular e ataduras de algodão, a fim de prevenir a formação de úlceras de pressão. Por fim, foi utilizada atadura gessada de secagem rápida, com o cuidado de não provocar isquemia no membro (ANSVED, 1995). Antes da secagem completa do gesso, foi aberto um orifício circular sobre o ponto motor do músculo gastrocnêmio de aproximadamente dois centímetros de diâmetro.

A imobilização foi mantida durante uma semana e o aparelho gessado retirado com auxílio de uma serra elétrica apropriada.

O modelo de imobilização utilizado neste estudo baseou-se no proposto por Booth e Kelso (1973), com adaptação para somente um membro.

3.3 Eletroestimulação

Para a realização do estudo, foi utilizado um estimulador elétrico da marca BIOSET® modelo *Physiotonus Four*, com unidades geradoras de baixa frequência, bifásica (despolarizada) e pulsos de pequena duração, aplicados sob frequência controlada (Figura 04).

Figura 04. Aparelho de eletroestimulação neuromuscular.

3.3.1 Eletrodos de estimulação

Para a estimulação do músculo gastrocnêmio direito foi necessária a confecção de dois eletrodos. Um disperso de 6 cm² (Figura 05-A), para ser acoplado à região lombar, e um ativo em forma de caneta, com 0,5 cm de diâmetro (Figura 05-B), para permanecer sobre o ponto motor do músculo gastrocnêmio direito. Após experimento piloto, o ponto motor foi localizado no ventre do músculo gastrocnêmio, aproximadamente a um centímetro da junçãomiotendinosa com o tendão calcâneo.

Figura 05. Eletrodos de estimulação: (A) disperso e (B) ativo.

Para permitir melhor contato entre a pele e os eletrodos, proteger o animal de uma possível queimadura e facilitar a condução da corrente elétrica foi aplicada uma camada de gel entre os eletrodos e as regiões de contato.

3.4 Grupos Experimentais

Os 60 animais utilizados foram distribuídos aleatoriamente em 6 grupos experimentais. Os grupos e a distribuição dos animais estão demonstrados na tabela 01.

Tabela 01 - Distribuição dos animais nos grupos experimentais.

GRUPOS EXPERIMENTAIS	Nº DE ANIMAIS
Controle	10
Eletroestimulado	10
Imobilizado - SP	10
Imobilizado - LP	10
Imobilizado - SP / Eletroestimulado	10
Imobilizado - LP / Eletroestimulado	10
TOTAL	60

3.5 Caracterização dos grupos

3.5.1 Grupo 1 (Controle)

Animais separados no início do experimento, mantidos em gaiolas por 7 dias, em número máximo de três (Figura 06).

Figura 06. Modelo animal do grupo 1 (Controle).

3.5.2 Grupo 2 (Eletroestimulado)

Os animais do grupo Eletroestimulado tiveram o músculo gastrocnêmio direito submetido à eletroestimulação com a frequência de 50 Hz (ideal para produzir uma contração tetanizante da musculatura), com 8 segundos de contração e 22 segundos de repouso. Foram 20 contrações musculares eletricamente induzidas,

durante 10 minutos, em cada sessão de intervenção por 7 dias consecutivos (Figura 07).

Figura 07. Modelo animal do grupo 2 (Eletroestimulado por 7 dias).

3.5.3 Grupo 3 (Imobilizado – SP)

Os animais do grupo Imobilizado – SP tiveram o membro posterior direito (pelve, quadril e joelho) imobilizado em extensão e o tornozelo em flexão plantar máxima, o que manteve o músculo gastrocnêmio em encurtamento durante 7 dias (Figura 08).

Figura 08. Modelo animal do grupo 3 (Imobilizado – SP 7 dias).

3.5.4 Grupo 4 (Imobilizado – LP)

Os animais do grupo Imobilizado – LP tiveram o membro posterior direito (pelve, quadril e joelho) imobilizado em extensão e o tornozelo em flexão dorsal máxima, o que manteve o músculo gastrocnêmio em posição de alongamento durante 7 dias (Figura 09).

Figura 09. Modelo animal do grupo 4 (Imobilizado – LP 7 dias).

3.5.5 Grupo 5 (Imobilizado – SP / Eletroestimulado)

Os animais deste grupo foram imobilizados conforme modelo utilizado no grupo 3, com o tornozelo em flexão plantar máxima e, conseqüentemente, o músculo gastrocnêmio em posição de encurtamento. No entanto, foram submetidos ao protocolo de eletroestimulação, previamente descrito, durante os 7 dias em que permaneceram imobilizados. Para o acesso da caneta estimuladora através do aparelho gessado foi aberto, sobre o ponto motor do gastrocnêmio, um orifício circular de aproximadamente dois centímetros de diâmetro (Figura 10).

Figura 10. Modelo animal do grupo 5 (Imobilizado – SP e Eletroestimulado por 7 dias).

3.5.6 Grupo 6 (Imobilizado – LP / Eletroestimulado)

Os animais deste grupo foram imobilizados conforme modelo utilizado no grupo 4, com o tornozelo em flexão dorsal máxima e, conseqüentemente, o músculo gastrocnêmio em posição de alongamento. No entanto, foram submetidos ao protocolo de eletroestimulação, previamente descrito, durante os 7 dias em que permaneceram imobilizados. Para o acesso da caneta estimuladora através do aparelho gessado foi aberto, sobre o ponto motor do gastrocnêmio, um orifício circular de aproximadamente dois centímetros de diâmetro (Figura 11).

Figura 11. Modelo animal do grupo 6 (Imobilizado – LP e Eletroestimulado por 7 dias).

3.6 Coleta dos músculos

Após o término dos protocolos experimentais, os animais foram submetidos à eutanásia por meio da administração intraperitoneal de dose excessiva de tiopental sódico, para que seus gastrocnêmios fossem dissecados e submetidos ao ensaio mecânico de tração.

Foi retirado o gastrocnêmio do membro posterior direito de cada animal, por meio da remoção da pele e de algumas partes moles, seguida da desarticulação da tíbia e quadril. Foi tomada a precaução de manter a integridade do músculo, preservando sua origem no terço distal do fêmur e a inserção no calcâneo (Figura 12).

Figura 12. Músculo gastrocnêmio direito dissecado.

Em seguida, com a utilização de um paquímetro digital (Mitutoyo®), foi realizada a medida do comprimento do ventre muscular juntamente com o tendão calcâneo, desde a origem até a inserção.

Da mesma forma que Carvalho (2001), para conservar as propriedades mecânicas após a dissecação, as peças foram colocadas em solução de lactato Ringer, em temperatura ambiente, até o momento da realização do ensaio.

3.7 Ensaio mecânico de tração

Para o ensaio de tração do músculo gastrocnêmio foi utilizada a máquina universal de ensaios (marca EMIC®, modelo DL10000) no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP (Figura 13-A), equipada com célula de carga de capacidade de 50 kgf (Figura 13-B), para medida da carga aplicada.

A máquina utilizada possui interface direta a um microcomputador, com o *software Tesc®*, capaz de gerar um gráfico carga *versus* alongamento para cada ensaio.

Figura 13. (A) Máquina universal de ensaios (EMIC®, modelo DL10000) acoplada ao microcomputador; (B) Célula de carga acoplada à máquina com capacidade de 50 kgf.

Para fixação da peça na máquina foi confeccionado, na Oficina de Precisão da Prefeitura do Campus de Ribeirão Preto - USP, um acessório que evitou o escorregamento do material durante a realização do ensaio. Na figura 14 está o desenho do acessório de fixação dos músculos e os detalhes de montagem. Na figura 15, as partes do acessório já confeccionadas.

Figura 14. Desenho do acessório e detalhes da montagem. Acessórios para colocação e fixação do fêmur com a utilização de parafusos (A e B). Acessórios para fixação da pata (C) e do calcâneo (D) visando evitar escorregamentos.

Figura 15. Acessório de fixação do músculo à máquina.

No momento do ensaio, o músculo gastrocnêmio do membro posterior direito foi acoplado à máquina (Figura 16) e, conforme metodologia estabelecida pelo Laboratório de Bioengenharia, foi aplicada a pré-carga de 200g durante 30 segundos, com o intuito de promover acomodação do sistema.

Figura 16. Músculo gastrocnêmio no momento inicial do ensaio de tração. Acessório móvel, para fixação do fêmur (A) e acessório fixo, para o calcâneo (B). Durante o ensaio, A se afasta de B submetendo o músculo à tração.

Após a pré-carga, o ensaio prosseguiu por, em média, 8 minutos, com velocidade pré-estabelecida para o ensaio de 10 mm/minuto. A carga aplicada foi registrada pelo *software* em intervalos regulares de alongamento até o momento de ruptura do músculo. Este local de ruptura do músculo durante o ensaio, foi observado em três regiões distintas: origem (no fêmur), ventre muscular e inserção (no calcâneo).

A partir dos gráficos carga *versus* alongamento de cada ensaio, foram obtidas e analisadas as seguintes propriedades mecânicas: alongamento no limite de proporcionalidade, carga no limite de proporcionalidade, alongamento no limite máximo, carga no limite máximo e rigidez.

Da mesma forma que CARVALHO (2001), os músculos foram ensaiados em um período máximo de 1 hora e 30 minutos após a coleta, sendo que, durante este tempo, foram mantidos imersos em solução de lactato de Ringer, à temperatura ambiente.

3.8 Propriedades mecânicas

Os dados referentes à curva de cada ensaio foram transcritos para o programa *Microsoft Excel XP*[®], no qual foram construídos os gráficos carga *versus* alongamento, a partir dos quais foi possível determinar as propriedades mecânicas: alongamento no limite de proporcionalidade (ALP); carga no limite de proporcionalidade (CLP); alongamento no limite máximo (ALM); carga no limite máximo (CLM) e rigidez (R).

3.8.1 Alongamento no limite de proporcionalidade (ALP)

É dada pelo registro do alongamento no limite de proporcionalidade (ponto de transição entre fase elástica e a fase plástica). É medida em metros (m) (figura 17).

3.8.2 Carga no limite de proporcionalidade (CLP)

É obtida no registro da carga imposta no limite de proporcionalidade (ponto de transição entre fase elástica e fase plástica). É medida em Newtons (N) (figura 17).

3.8.3 Alongamento no limite máximo (ALM)

É dada pelo registro do alongamento no ponto de carga máxima (ponto de falência mecânica). É medida em metros (m) (figura 17).

3.8.4 Carga no limite máximo (CLM)

É obtida no registro da carga máxima suportada pelo músculo (ponto de falência mecânica). É medida em Newtons (N) (figura 17).

3.8.5 Rigidez (R)

A rigidez é uma propriedade obtida na fase elástica do material, determinada pela tangente do ângulo θ formado pela semi-reta $\overline{AO}$ e o eixo da abscissa (Figura 17). É medida em Newtons/metro (N/m) e representada pela seguinte equação:

$$R = Tg \theta$$

Figura 17. Curva padrão carga versus alongamento.

3.9 Análise estatística

A análise estatística foi feita por meio do programa “Instat[®] v. 3.00” da *Graphpad Software*. Foi realizado o teste de normalidade *Kolmogorov Smirnov*. Para análise simultânea dos grupos, foi utilizado o teste ANOVA e, para comparação

entre os grupos, o teste de *Turkey-Kramer*, ambos com níveis de significância estabelecidos em 5%.

4 RESULTADOS

4.1 Medida do Comprimento Muscular

Os valores médios e desvio padrão do comprimento dos músculos gastrocnêmios, desde a origem até a inserção, nos grupos Controle, Eletroestimulado (EE), Imobilizado SP, Imobilizado LP, Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado estão apresentados na figura 18. O comprimento do músculo gastrocnêmio de cada animal está representado na tabela 08 do APÊNDICE.

Figura 18. Valores do comprimento médio e desvio padrão dos músculos nos grupos experimentais.

Os dados do comprimento muscular foram submetidos ao teste de normalidade *Kolmogorov Smirnov* e apresentaram distribuição normal, sendo, assim, submetidos à análise estatística paramétrica.

Na análise simultânea dos grupos experimentais houve diferença estatisticamente significativa pela ANOVA ($p < 0,05$).

Na comparação entre grupos, houve diferença significativa ($p < 0,05$) do grupo Controle para os grupos Imobilizado SP, Imobilizado LP, Imobilizado+Eletroestimulado SP e Imobilizado+Eletroestimulado LP. Entre os grupos Imobilizado+Eletroestimulado SP e Imobilizado+Eletroestimulado LP, também foi observada diferença significativa ($p < 0,05$).

4.2 Local de Lesão

Em relação ao local de rompimento dos músculos gastrocnêmios durante o ensaio de tração, foram observados que em, aproximadamente 92% dos casos, elas ocorreram no ventre muscular, 7% na origem muscular (junção miotendínea) e 1% na inserção no osso calcâneo.

A localização dos pontos de ruptura do músculo gastrocnêmio de acordo com os grupos experimentais estão identificados na tabela 02.

Tabela 02 - Local de ruptura dos músculos durante o ensaio mecânico.

GRUPO	ORIGEM	VENTRE	INSERÇÃO
Controle	1	8	1
Eletroestimulado	1	9	0
Imobilizado – SP	1	9	0
Imobilizado – LP	0	10	0
Imobilizado – SP + Eletroestimulado	0	10	0
Imobilizado – LP + Eletroestimulado	1	9	0
TOTAL	4	55	1

4.3 Curvas (Carga *versus* Alongamento)

As curvas carga *versus* alongamento dos músculos gastrocnêmios das ratas do GRUPO 1 (Controle) estão apresentadas na figura 19.

Figura 19. Curvas carga *versus* alongamento do GRUPO 1 (Controle).

As curvas carga *versus* alongamento dos músculos gastrocnêmios das ratas do GRUPO 2 (Eletroestimulado) estão apresentadas na figura 20.

Figura 20. Curvas carga *versus* alongamento do GRUPO 2 (Eletroestimulado).

As curvas carga *versus* alongamento dos músculos gastrocnêmios das ratas do GRUPO 3 (Imobilizado-SP) estão apresentadas na figura 21.

Figura 21. Curvas carga *versus* alongamento do GRUPO 3 (Imobilizado-SP).

As curvas carga *versus* alongamento dos músculos gastrocnêmios das ratas do GRUPO 4 (Imobilizado-LP) estão apresentadas na figura 22.

Figura 22. Curvas carga *versus* alongamento do GRUPO 4 (Imobilizado-LP).

As curvas carga *versus* alongamento dos músculos gastrocnêmios das ratas do GRUPO 5 (Imobilizado-SP e Eletroestimulado) estão apresentadas na figura 23.

Figura 23. Curvas carga *versus* alongamento do GRUPO 5 (Imobilizado-SP e Eletroestimulado).

As curvas carga *versus* alongamento dos músculos gastrocnêmios das ratas do GRUPO 6 (Imobilizado-LP e Eletroestimulado) estão apresentadas na figura 24.

Figura 24. Curvas carga *versus* alongamento do GRUPO 6 (Imobilizado-LP e Eletroestimulado).

4.4 Análise das propriedades mecânicas

4.4.1 Alongamento no limite de proporcionalidade (ALP)

Os valores médios do alongamento no limite de proporcionalidade (ALP) dos grupos experimentais estão apresentados na tabela 03. As propriedades mecânicas de cada músculo submetido ao ensaio mecânico de tração estão apresentadas nas seguintes tabelas do APÊNDICE: 09, 10, 11, 12, 13 e 14.

Tabela 03 - Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite de proporcionalidade (ALP) dos 6 grupos experimentais.

ALONGAMENTO NO LIMITE DE PROPORCIONALIDADE ($\times 10^{-3}\text{m}$)		
GRUPO	MÉDIA	DP
Controle	7,82	1,45
Eletroestimulado	7,01	0,66
Imobilizado – SP	5,72	1,06
Imobilizado – LP	6,09	0,77
Imobilizado – SP + Eletroestimulado	7,12	1,02
Imobilizado – LP + Eletroestimulado	5,33	0,89

Os dados do alongamento no limite de proporcionalidade foram submetidos ao teste de normalidade *Kolmogorov Smirnov* e apresentaram distribuição normal sendo, desta forma, realizada à análise estatística paramétrica.

Na análise simultânea dos grupos experimentais houve diferença significativa pela ANOVA ($p < 0,05$).

4.4.1.1 Efeitos da imobilização (SP e LP) e da eletroestimulação no ALP

Os valores médios do alongamento no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Eletroestimulado (EE), Imobilizado SP e Imobilizado LP estão apresentados na figura 25.

Figura 25. Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Eletroestimulado (EE), Imobilizado SP e Imobilizado LP.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, houve diferença significativa ($p < 0,05$) do grupo Controle para os grupos Imobilizados (SP e LP). Entre os grupos Eletroestimulado e Imobilizado SP, também foi observada diferença significativa ($p < 0,05$). Não foi observada diferença significativa entre os grupos Controle e Eletroestimulado ($p > 0,05$).

4.4.1.2 Efeitos da eletroestimulação durante a imobilização SP no ALP

Os valores médios do alongamento no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Imobilizado SP e Imobilizado SP+Eletroestimulado estão apresentados na figura 26.

Figura 26 Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Imobilizado SP e Imobilizado SP+Eletroestimulado.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, foi possível observar diferença significativa somente entre os grupos Controle e Imobilizado SP ($p < 0,05$).

4.4.1.3 Efeitos da eletroestimulação durante a imobilização LP no ALP

Os valores médios do alongamento no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado estão apresentados na figura 27.

Figura 27. Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, foi possível observar diferença significativa entre o grupo Controle e os grupos Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado ($p<0,05$). Não foi observada diferença significativa entre os grupos Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado ($p>0,05$).

4.4.1.4 Imobilizado SP+Eletroestimulado X Imobilizado LP+Eletroestimulado (ALP)

Os valores médios do alongamento no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado estão apresentados na figura 28.

Figura 28. Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, foi possível observar diferença significativa entre o grupo Controle e o grupo Imobilizado LP+Eletroestimulado ($p<0,05$). Também foi observada diferença significativa entre Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado ($p<0,05$). Não foi observada diferença significativa entre o Controle e o Imobilizado SP+Eletroestimulado ($p>0,05$).

4.4.2 Carga no limite de proporcionalidade (CLP)

Os valores médios da carga no limite de proporcionalidade (CLP) dos grupos experimentais estão apresentados na tabela 04. As propriedades mecânicas de cada músculo submetido ao ensaio mecânico de tração estão apresentadas nas seguintes tabelas do APÊNDICE: 09, 10, 11, 12, 13 e 14.

Tabela 04 - Valores médios e desvios padrão da carga no limite de proporcionalidade (CLP) dos 6 grupos experimentais.

CARGA NO LIMITE DE PROPORCIONALIDADE (N)		
GRUPO	MÉDIA	DP
Controle	28,43	2,08
Eletroestimulado	27,19	2,50
Imobilizado – SP	16,28	2,64
Imobilizado – LP	22,40	2,40
Imobilizado – SP + Eletroestimulado	23,60	2,12
Imobilizado – LP + Eletroestimulado	21,79	3,66

Os dados da carga no limite de proporcionalidade foram submetidos ao teste de normalidade *Kolmogorov Smirnov* e apresentaram distribuição normal sendo, desta forma, realizada a análise estatística paramétrica.

Na análise simultânea dos grupos experimentais houve diferença significativa pela ANOVA ($p < 0,05$).

4.4.2.1 Efeitos da imobilização (SP e LP) e da eletroestimulação na CLP

Os valores médios da carga no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Eletroestimulado (EE), Imobilizado SP e Imobilizado LP estão apresentados na figura 29.

Figura 29. Valores médios e desvios padrão da carga no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Eletroestimulado (EE), Imobilizado SP e Imobilizado LP.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, houve diferença significativa ($p < 0,05$) dos grupos Controle e EE para os grupos Imobilizados (SP e LP). Entre os grupos Controle e EE não foi observada diferença significativa ($p > 0,05$).

4.4.2.2 Efeitos da eletroestimulação durante a imobilização SP na CLP

Os valores médios do alongamento no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Imobilizado SP e Imobilizado SP+Eletroestimulado estão apresentados na figura 30.

Figura 30. Valores médios e desvios padrão da carga no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Imobilizado SP e Imobilizado SP+Eletroestimulado.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, foi possível observar diferença significativa entre o grupo Controle e os grupos Imobilizado SP e Imobilizado SP+Eletroestimulado ($p < 0,05$). Do grupo Imobilizado SP para o Imobilizado SP+Eletroestimulado também foi observado diferença significativa ($p < 0,05$).

4.4.2.3 Efeitos da eletroestimulação durante a imobilização LP no CLP

Os valores médios do alongamento no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado estão apresentados na figura 31.

Figura 31. Valores médios e desvios padrão da carga no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, foi possível observar diferença significativa entre o grupo Controle e os grupos Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado ($p<0,05$). Não foi observada diferença significativa entre os grupos Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado ($p>0,05$).

4.4.2.4 Imobilizado SP + Eletroestimulado X Imobilizado LP + Eletroestimulado (CLP)

Os valores médios da carga no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado estão apresentados na figura 32.

Figura 32. Valores médios e desvios padrão da carga no limite de proporcionalidade dos grupos Controle, Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, foi possível observar diferença significativa entre o grupo Controle e os grupos Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado ($p<0,05$). Não foi observada diferença significativa entre os grupos Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado ($p>0,05$).

4.4.3 Alongamento no limite máximo (ALM)

Os valores médios do alongamento no limite máximo (ALM) dos grupos experimentais estão apresentados na tabela 05. As propriedades mecânicas de cada músculo submetido ao ensaio mecânico de tração estão apresentadas nas seguintes tabelas do APÊNDICE: 09, 10, 11, 12, 13 e 14.

Tabela 05 - Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite máximo (ALM) dos 6 grupos experimentais.

ALONGAMENTO NO LIMITE MÁXIMO ($\times 10^{-3}\text{m}$)		
GRUPO	MÉDIA	DP
Controle	11,54	1,58
Eletroestimulado	10,09	0,97
Imobilizado – SP	9,98	1,10
Imobilizado – LP	8,43	1,26
Imobilizado – SP + Eletroestimulado	9,75	0,80
Imobilizado – LP + Eletroestimulado	6,94	0,51

Os dados do alongamento no limite máximo foram submetidos ao teste de normalidade *Kolmogorov Smirnov* e apresentaram distribuição normal sendo, desta forma, realizada à análise estatística paramétrica.

Na análise simultânea dos grupos experimentais houve diferença significativa pela ANOVA ($p < 0,05$).

4.4.3.1 Efeitos da imobilização (SP e LP) e da eletroestimulação no ALM

Os valores médios do alongamento no limite máximo dos grupos Controle, Eletroestimulado (EE), Imobilizado SP e Imobilizado LP estão apresentados na figura 33.

Figura 33. Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite máximo dos grupos Controle, Eletroestimulado (EE), Imobilizado SP e Imobilizado LP.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, houve diferença significativa ($p < 0,05$) do grupo Controle para os grupos Imobilizados (SP e LP). Entre os grupos Imobilizado SP e Imobilizado LP, assim como entre os grupos Controle e Eletroestimulado, também foi observada diferença significativa ($p < 0,05$).

4.4.3.2 Efeitos da eletroestimulação durante a imobilização SP no ALM

Os valores médios do alongamento no limite máximo dos grupos Controle, Imobilizado SP e Imobilizado SP+Eletroestimulado estão apresentados na figura 34.

Figura 34. Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite máximo dos grupos Controle, Imobilizado SP e Imobilizado SP+Eletroestimulado.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, foi possível observar diferença significativa do grupo Controle para os grupos Imobilizado SP e Imobilizado SP+Eletroestimulado ($p < 0,05$). Não foi observada diferença significativa entre os grupos Imobilizado SP e Imobilizado SP+Eletroestimulado ($p > 0,05$).

4.4.3.3 Efeitos da eletroestimulação durante a imobilização LP no ALM

Os valores médios do alongamento no limite máximo dos grupos Controle, Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado estão apresentados na figura 35.

Figura 35. Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite máximo dos grupos Controle, Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, foi possível observar diferença significativa entre o grupo Controle e os grupos Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado. Também foi observada diferença significativa entre os grupos Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado ($p < 0,05$).

4.4.3.4 Imobilizado SP+Eletroestimulado X Imobilizado LP+Eletroestimulado (ALM)

Os valores médios do alongamento no limite máximo dos grupos Controle, Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado estão apresentados na figura 36.

Figura 36. Valores médios e desvios padrão do alongamento no limite máximo dos grupos Controle, Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, foi possível observar diferença significativa entre os três grupos experimentais ($p < 0,05$).

4.4.4 Carga no limite máximo (CLM)

Os valores médios da carga no limite máximo (CLM) dos grupos experimentais estão apresentados na tabela 06. As propriedades mecânicas de

cada músculo submetido ao ensaio mecânico de tração estão apresentadas nas seguintes tabelas do APÊNDICE: 09, 10, 11, 12, 13 e 14.

Tabela 06 - Valores médios e desvios padrão da carga no limite máximo (CLM) dos 6 grupos experimentais.

CARGA NO LIMITE MÁXIMO (N)		
GRUPO	MÉDIA	DP
Controle	35,15	2,71
Eletroestimulado	33,81	2,50
Imobilizado – SP	24,52	3,22
Imobilizado – LP	27,89	2,80
Imobilizado – SP + Eletroestimulado	27,60	2,07
Imobilizado – LP + Eletroestimulado	25,42	3,29

Os dados da carga no limite máximo foram submetidos ao teste de normalidade *Kolmogorov Smirnov* e apresentaram distribuição normal sendo, desta forma, realizada à análise estatística paramétrica.

Na análise simultânea dos grupos experimentais houve diferença significativa pela ANOVA ($p < 0,05$).

4.4.4.1 Efeitos da imobilização (SP e LP) e da eletroestimulação na CLM

Os valores médios da carga no limite máximo dos grupos Controle, Eletroestimulado (EE), Imobilizado SP e Imobilizado LP estão apresentados na figura 37.

Figura 37. Valores médios e desvios padrão da carga no limite máximo dos grupos Controle, Eletroestimulado (EE), Imobilizado SP e Imobilizado LP.

Com teste de *Tukey-Kramer*, houve diferença significativa ($p < 0,05$) dos grupos Controle e EE para os grupos Imobilizados (SP e LP). Também foi observada diferença significativa ($p < 0,05$) entre os grupos Imobilizado SP e Imobilizado LP. Entre os grupos Controle e EE não foi observada diferença significativa ($p > 0,05$).

4.4.4.2 Efeitos da eletroestimulação durante a imobilização SP na CLM

Os valores médios da carga no limite máximo dos grupos Controle, Imobilizado SP e Imobilizado SP+Eletroestimulado estão apresentados na figura 38.

Figura 38. Valores médios e desvios padrão da carga no limite máximo dos grupos Controle, Imobilizado SP e Imobilizado SP+Eletroestimulado.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, foi possível observar diferença significativa entre os três grupos experimentais

4.4.4.3 Efeitos da eletroestimulação durante a imobilização LP na CLM

Os valores médios da carga no limite máximo dos grupos Controle, Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado estão apresentados na figura 39.

Figura 39. Valores médios e desvios padrão da carga no limite máximo dos grupos Controle, Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, foi possível observar diferença significativa do grupo Controle para os grupos Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado ($p < 0,05$). Não foi observada diferença significativa entre os grupos Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado ($p > 0,05$).

4.4.4.4 Imobilizado SP + Eletroestimulado X Imobilizado LP + Eletroestimulado (CLM)

Os valores médios da carga no limite máximo dos grupos Controle, Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado estão apresentados na figura 40.

Figura 40. Valores médios e desvios padrão da carga no limite máximo dos grupos Controle, Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, foi possível observar diferença significativa entre o grupo Controle e os grupos Imobilizados e Eletroestimulados (SP e LP) ($p < 0,05$). Não foi observada diferença significativa entre os grupos Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado ($p > 0,05$).

4.4.5 Rigidez (R)

Os valores médios da rigidez (R) dos grupos experimentais estão apresentados na tabela 07. As propriedades mecânicas de cada músculo submetido ao ensaio mecânico de tração estão apresentadas nas seguintes tabelas do APÊNDICE: 09, 10, 11, 12, 13 e 14.

Tabela 07 - Valores médios e desvios padrão da Rigidez dos 6 grupos experimentais.

RIGIDEZ ($\times 10^3 \text{N/m}$)		
GRUPO	MÉDIA	DP
Controle	4,343	0,795
Eletroestimulado	4,813	0,400
Imobilizado – SP	3,442	0,703
Imobilizado – LP	4,203	0,597
Imobilizado – SP + Eletroestimulado	3,755	0,373
Imobilizado – LP + Eletroestimulado	4,651	0,836

Os dados da rigidez foram submetidos ao teste de normalidade *Kolmogorov Smirnov* e apresentaram distribuição normal sendo, desta forma, realizada à análise estatística paramétrica.

Na análise simultânea dos grupos experimentais houve diferença significativa pela ANOVA ($p < 0,05$).

4.4.5.1 Efeitos da imobilização (SP e LP) e da eletroestimulação na Rigidez

Os valores médios da rigidez dos grupos Controle, Eletroestimulado (EE), Imobilizado SP e Imobilizado LP estão apresentados na figura 41.

Figura 41. Valores médios e desvios padrão da rigidez dos grupos Controle, Eletroestimulado (EE), Imobilizado SP e Imobilizado LP.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, houve diferença significativa ($p < 0,05$) do grupo Controle para o grupo Imobilizado SP e do grupo EE para o grupo Imobilizado SP. Não foram observadas diferenças significativas ($p > 0,05$) entre os grupos Controle e EE e entre os grupos Imobilizado SP e Imobilizado LP.

4.4.5.2 Efeitos da eletroestimulação durante a imobilização SP na Rigidez

Os valores médios da rigidez dos grupos Controle, Imobilizado SP e Imobilizado SP+Eletroestimulado estão apresentados na figura 42.

Figura 42. Valores médios e desvios padrão da rigidez dos grupos Controle, Imobilizado SP e Imobilizado SP+Eletroestimulado.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, foi observada diferença significativa somente entre os grupos Controle e Imobilizado SP ($P < 0,05$).

4.4.5.3 Efeitos da eletroestimulação durante a imobilização LP na Rigidez

Os valores médios da rigidez dos grupos Controle, Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado estão apresentados na figura 43.

Figura 43. Valores médios e desvios padrão da rigidez dos grupos Controle, Imobilizado LP e Imobilizado LP+Eletroestimulado.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, não foi possível observar diferença significativa entre os grupos ($p > 0,05$).

4.4.5.4 Imobilizado SP + Eletroestimulado X Imobilizado LP + Eletroestimulado (Rigidez)

Os valores médios da rigidez dos grupos Controle, Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado estão apresentados na figura 44.

Figura 44. Valores médios e desvios padrão da rigidez dos grupos Controle, Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado.

Com o teste de *Tukey-Kramer*, foi possível observar diferença significativa somente entre os grupos Imobilizado SP+Eletroestimulado e Imobilizado LP+Eletroestimulado ($p < 0,05$).

5 DISCUSSÃO

A tentativa de prevenir ou minimizar os efeitos deletérios nos músculos, causados durante a imobilização de algum seguimento corporal, é uma busca constante dos programas de reabilitação na fisioterapia ortopédica.

A imobilização gessada é um tratamento freqüentemente utilizado nas desordens do sistema músculo-esquelético causando, principalmente na primeira semana, efeitos histológicos prejudiciais bem documentados na literatura (APPELL, 1986, 1990; BOOTH, 1987; MERCIER et al. 1999).

Em nossas pesquisas, um estudo piloto já publicado (SHIMANO et al., 2004) demonstrou que as maiores alterações mecânicas no tecido muscular, decorrentes da imobilização, também ocorrem na primeira semana. Por essa razão, o período de imobilização escolhido para este estudo foi de sete dias.

A maior dificuldade encontrada no experimento piloto foi referente à imobilização e a permanência dos animais no gesso. O método de enfaixamento pela malha tubular, adotado inicialmente, não permitia a permanência do animal imobilizado por um período superior a dois dias. Após algumas mudanças na metodologia de confecção, foi adotado um modelo de imobilização semelhante ao descrito por Booth e Kelso (1973) que é bastante aceito pela comunidade científica, porém, ao invés dos dois membros, somente o membro posterior direito esteve contido no aparelho gessado.

Uma atenção especial foi dada ao grupo controle, pois, embora vários trabalhos utilizem o membro contralateral, Heslinga; Rozendal e Huijing. (1992)

descreveram alterações morfológicas e funcionais significativas, quando o membro oposto é imobilizado.

Não conhecendo a intensidade desta influência em relação às propriedades mecânicas do músculo, foi realizado um experimento piloto em que foram encontradas alterações significativas, decorrentes da imobilização por 7 dias, tanto no membro imobilizado, como no membro contralateral (MATHEUS et al., 2004). Portanto, foi preconizado a utilização de um grupo controle próprio, sem intervenções no membro contralateral.

Foi observado neste estudo redução significativa ($p < 0.05$) das propriedades ALP, CLP, ALM e CLM entre o grupo controle e os grupos imobilizados por 7 dias, o que garante a eficácia do modelo de imobilização adotado.

Os achados deste estudo mostraram que a imobilização gessada do músculo gastrocnêmio por um período de sete dias promoveu reduções biomecânicas significativas, e que, a posição em que ele foi mantido imobilizado atuou diretamente na intensidade destas alterações.

Assim como no estudo de Järvinen; Einola e Virtanen (1992), os músculos gastrocnêmios imobilizados em encurtamento (SP) tiveram uma redução maior das propriedades que os imobilizados em alongamento (LP), com exceção apenas da propriedade ALM, que se comportou de maneira inversa.

Segundo Williams e Goldspink (1984), os músculos imobilizados LP estão constantemente submetidos à tensão, o que estimula o acréscimo no número de sarcômeros em série e reduz a intensidade em que ocorre a atrofia. Como visto neste estudo, a imobilização LP provocou menores alterações musculares que a imobilização SP.

Segundo Salvini (2000), o músculo retraído (SP) apresenta duas características básicas: diminuição dos sarcômeros em série e aumento na densidade de tecido conjuntivo. Assim, é possível entender que os músculos imobilizados encurtados tenham menor elasticidade.

No entanto, Järvinen; Einola e Virtanen (1992) estudaram o comportamento mecânico dos músculos gastrocnêmios imobilizados em encurtamento (SP) e em alongamento (LP), por 7, 14 e 21 dias. Observaram que no período de 7 dias, os músculos imobilizados LP apresentaram alongamento máximo menor que os imobilizados SP. Já, no período de 21 dias, essa situação se invertia passando SP a apresentar menor alongamento.

Em relação ao ALM deste estudo, foi observado um comportamento semelhante ao descrito por Järvinen; Einola e Virtanen (1992) no período de 7 dias de imobilização, entre os grupos ISP e ILP. Enquanto ISP apresentou redução de apenas 14%, ILP apresentou redução de 27%, em relação ao controle.

Ao verificar o comprimento dos músculos, observamos que o grupo ISP apresenta valor médio cerca de 5% menor que ILP. Esta diferença nos leva a crer, que o grupo ILP, previamente ao ensaio, partiu de uma posição de maior alongamento que ISP e, portanto, apresentou alongamento máximo menor, ao final do ensaio.

Como descrito anteriormente, as reduções na propriedade de ALP (27% no grupo ISP e 22% no grupo ILP) assim como na propriedade de CLP (43% no grupo ISP e 21% no grupo ILP) ocorreram, provavelmente, pelo aumento na quantidade de tecido conjuntivo e pela alteração no ângulo de fixação das fibras de colágeno do perimísio, observados por Williams e Goldspink em 1984.

Williams et al. (1988) observaram que, mesmo em posição de encurtamento, é possível prevenir o acúmulo de tecido conjuntivo, identificado no músculo imobilizado (SP), por meio da contração muscular induzida por eletroestimulação. Neste estudo, foi observado que na propriedade de ALP o grupo ISP+EE foi semelhante a do grupo controle e 20% superior a do grupo ISP, sugerindo que a EENM, entre outros efeitos, preveniu esse acúmulo de tecido conjuntivo.

Quando analisada a propriedade de CLP, foi observado que a eletroestimulação durante a imobilização auxiliou na prevenção da queda desta propriedade, principalmente no grupo ISP+EE. Enquanto o grupo ISP teve uma redução de 43% na CLP, o grupo ISP+EE apresentou redução de apenas 17%. Assim como para a CLM, em que ISP teve uma redução de 30% e ISP+EE redução de apenas 21%. Partindo do princípio que uma fibra muscular de menor diâmetro suporta carga inferior que uma de maior diâmetro, um fator que pode ter contribuído para a queda desta propriedade nos grupos ISP e ILP, foi a redução no diâmetro das fibras musculares descrita por Appell em 1990.

O protocolo e a técnica de aplicação da eletroestimulação, utilizados em um experimento, são fatores de extrema importância para a efetividade dos resultados da EENM. Isto explica o grande número de pesquisas realizadas tendo como objetivo determinar o protocolo mais adequado para as diversas finalidades a que se destina a eletroestimulação neuromuscular (CAMARGO et al., 1998).

É possível encontrar, na literatura científica, a utilização de frequências entre 30 e 75Hz (DELITTO; SNYDER-MACKLER e ROBINSON, 2001). Neste estudo, foi estabelecida uma frequência de 50 Hz que, segundo alguns autores, é a ideal para produção de uma contração tetânica e restabelecimento da força

muscular (DELITTO; SNYDER-MACKLER e ROBINSON, 2001; KRAMER, 1987; LOW; REED, 2001;).

A correta padronização do ciclo *ON/OFF* possui a capacidade de evitar que o músculo entre em fadiga mais precocemente durante a EENM (BRASILEIRO, 2001). Neste estudo, adotamos um ciclo *ON* de 8 segundos e um ciclo *OFF* de 22 segundos. Ficando estabelecida uma relação *ON/OFF* de aproximadamente 1/3, comumente utilizada em pacientes com distúrbios ortopédicos (GERSH, 1992).

O protocolo de eletroestimulação durante o mesmo período de imobilização, escolhido para este estudo, foi de sete dias, pois, a intensidade dos efeitos deletérios deste período já são bem conhecidos e buscou-se, então, atuar na sua prevenção.

Os diversos trabalhos realizados para verificar os efeitos musculares da estimulação elétrica mostram que, além do protocolo de estimulação utilizado, diversos fatores influenciam a resposta obtida como, por exemplo, a espécie animal (PETTE; VRBOVÁ, 1992), o estado trófico do músculo (BARRY, 1990) e a demanda funcional a qual o músculo estimulado está sujeito (FRISCHKNECHT et al., 1990).

Neste, foi escolhido o rato, pois, segundo Pachioni (1996), é de fácil manuseio, baixo custo e apresenta estrutura músculo-esquelética semelhante a do ser humano. Optou-se ainda, por trabalhar com ratas fêmeas, pois, segundo experiência do Laboratório de Bioengenharia, são mais dóceis.

Foi observado que as 20 contrações, induzidas durante 10 minutos, não levaram o músculo à fadiga, uma vez que, visualmente, as últimas contrações tinham a mesma intensidade das primeiras.

O músculo gastrocnêmio foi escolhido, pois, é muito sensível à atrofia muscular (JOZSA et al., 1990), tem disposição anatômica muito semelhante à do

homem e segundo Järvinen, Einola e Virtanen (1992), trabalha sob condições de atividade física extrema, tendo risco aumentado para lesões ou rupturas, que requerem tratamento com imobilização.

A avaliação das propriedades mecânicas de materiais biológicos deve ser previamente padronizada para permitir a confiabilidade e reprodutibilidade dos resultados (SHIMANO; SHIMANO, 2000). Em nosso estudo, utilizamos a metodologia estabelecida no Laboratório de Bioengenharia do Campus da USP de Ribeirão Preto, com diversas pesquisas já realizadas (CARVALHO, 2001; CARVALHO, 2004; LARA, 2003; OLIVEIRA, 2004).

Segundo Rocha (1998) o ensaio de tração longitudinal é uma boa escolha, por sua reprodutibilidade, possibilidade de determinar um grande número de propriedades mecânicas e simplicidade de realização. Além disto, este ensaio simula forças que são impostas à estrutura músculo-esquelética em funcionamento, que sofre constante atuação de forças, principalmente tensão.

Os músculos foram submetidos ao ensaio mecânico em um tempo máximo de 1 hora e 30 minutos após a coleta buscando preservar a integridade mecânica do tecido.

Na propriedade mecânica de rigidez, foi observada redução de 21% do grupo ISP em relação ao controle. Já, no grupo ILP, não foi observada redução significativa em relação ao controle. Segundo Järvinen, Einola e Virtanen (1992), a rigidez dos músculos é uma importante propriedade a ser estudada, pois sua redução indica que o músculo está se alongando mais na presença de uma carga menor, o que o torna mais susceptível a lesões.

Ainda, na propriedade rigidez, foi encontrado menor valor médio no grupo Imobilizado SP+EE que no grupo Imobilizado LP+EE. Assim, parece adequado

supor que, os músculos imobilizados em alongamento e eletroestimulados estejam em melhores condições, após a retirada do gesso, que aqueles imobilizados em encurtamento e eletroestimulados.

No estudo das propriedades mecânicas do músculo, em questão, algumas delas nos parecem ser mais importantes, como aquelas coletadas no limite de proporcionalidade e a propriedade de rigidez. O alongamento e a carga, observados nesse ponto representam um material com integridade preservada, mas no início da sua fase de falência.

Na prática clínica, é mais comum encontrarmos pacientes com rupturas de algumas fibras musculares, em que a reabilitação visa a promover recuperação estrutural e funcional da área lesada. Esporadicamente, nos deparamos com uma ruptura total de um ventre muscular, na qual a reabilitação confronta com limitações quanto à recuperação total.

Contudo, é indispensável o conhecimento de todas as propriedades assim como o comportamento mecânico dos diferentes materiais biológicos, pois, só assim, poderemos inferir no processo de reabilitação com segurança buscando a recuperação e a reintegração dos pacientes no menor tempo possível.

6 CONCLUSÃO

Portanto, os resultados deste estudo sugerem que a imobilização dos músculos em alongamento atrasa a queda das propriedades e a imobilização em encurtamento facilita esse processo.

A estimulação elétrica neuromuscular, associada à imobilização, contribui para a prevenção de algumas propriedades mecânicas, observadas principalmente na fase elástica, durante este período.

REFERÊNCIAS

ALON, G. Os princípios da estimulação elétrica. In: NELSON, R. M.; HAYES, K. W.; CURRIER, D. P. **Eletroterapia Clínica**, 3. ed. Barueri: Manole, 2003. p. 55-139.

AHTIKOSKI, A. M.; KOSKINEN, S. O.; VIRTANEN, P.; KOVANEN, V.; RISTELI, J.; TAKALA, T. E. Synthesis and degradation of type IV collagen in rat skeletal muscle during immobilization in shortened and lengthened positions. **Acta physiologica Scandinavica**, Stockholm, n. 177, v. 4, p. 473-81, 2003.

AMERICAN PHYSICAL THERAPY ASSOCIATION. Section on Clinical Electrophysiology. **Electrotherapeutic Terminology in Physical Therapy**. Alexandria, 1990.

APPELL, H. J. Morphology of immobilized skeletal muscle and the effects of a pre and postimmobilization training program. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart Thieme, v. 7, n. 1, p. 6-12, 1986.

APPELL, H. J. Muscular atrophy following immobilization. A review. **Sports Medicine**, Auckland, v. 10, p. 42-58, 1990.

ANSVED, T. Effects of immobilization on the rat soleus muscle in relation to age. **Acta physiologica Scandinavica**, Stockholm, v. 154, p. 291-302, 1995..

BALDWIN, K. M.; CAIOZZO, V. J.; HADDAD, F.; BAKER, M. J.; HERRICK, R. E. The effects of space flight on the contractile apparatus of antigravity muscles: implications for aging and deconditioning. **Journal of Gravitational Physiology**, El Cerrito, v. 1, n. 1, p.8-11, 1994.

BARRY, J. Chronic electrical stimulation halves the time for recovery from immobilization atrophy. **Journal of the Neurological Sciences**, Amsterdam, 1990, p. 16-22, 1990. Apresentado à VII International Congress on Neuromuscular Disease.

BOOTH, F. W.; KELSO, J. R. Protection of rat muscle atrophy by cast fixation. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v.34, p. 404-406, 1973.

BOOTH, F. W. Time course of muscular atrophy during immobilization of hindlimbs in rats. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v. 43, p. 656-661, 1977.

BOOTH, F.W. Physiologic and biochemical effects of immobilization on muscle. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v.219, p.15- 20, 1987.

BOOTH, F. W.; SEIDER, M. J. Early change in skeletal muscle protein synthesis after limb immobilization of rats. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v. 47, p. 974-977, 1979.

BRASILEIRO, J. S. **Efeitos da estimulação elétrica neuromuscular no torque do músculo quadríceps após a reconstrução do ligamento cruzado anterior**. 2001. 75 f. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) – Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2001.

BRASILEIRO, J. S.; VILLAR, A. F. S. Comparação dos torques gerados por estimulação elétrica e contração muscular voluntária no músculo quadríceps femoral. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 4, n. 2, p.75-81, 2000.

CAMARGO, L.C.; MINAMOTO, V.B.; NORONHA, M.A.; CASTRO, C.E.S.; SALVINI, T.F. A estimulação elétrica neuromuscular do tibial anterior não altera a morfologia dos músculos sóleo (antagonista) e extensor digital longo (sinergista) do rato. **Revista de Fisioterapia da Universidade São Paulo**, São Paulo. v. 5, n. 2, p. 120-6, 1998.

CARAZZATO, J. G.; BARROS FILHO, T. E. P.; CAMARGO, O. P.; PÉCORA, J. R.; OLIVI, R.; SILVA, J. S. Estudo experimental da resistência muscular em condições normais e sob fadiga. **Revista Brasileira de Ortopedia**, Rio de Janeiro, v. 15, n. 2, p. 61-65, 1985.

CARVALHO, C. M. M. **Efeitos da imobilização e do exercício físico em algumas propriedades mecânicas do músculo esquelético**. 2001. 57 f. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Programa Interunidades em Bioengenharia EESC/FMRP/IQSC,. Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2001.

CARVALHO, L. C. **Estimulação elétrica neuromuscular e alongamento passivo manual na recuperação das propriedades mecânicas do músculo gastrocnêmio imobilizado**. 2004. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) –

Programa Interunidades em Bioengenharia EESC/FMRP/IQSC,. Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2004.

CURRIER, D. P.; LEHMAN, J.; LIGHTFOOT, P. Electrical stimulation in exercise of the quadriceps femoris muscle. **Physical therapy**, Alexandria, v. 59, n. 12, p. 1508-1512, 1979.

CURRIER, D. P.; RAY, J. M.; NYLAND, J.; ROONEY, J. G.; NOTEBOOM, J. T.; KELLOGG, R. Effects of electrical and electromagnetic stimulation after anterior cruciate ligament reconstruction. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Alexandria, v. 17, n. 4, p. 177-84, 1993.

DELITTO, A.; ROSE, S. J. Comparative comfort of three waveforms used in electrically eliciting quadriceps femoris muscle contractions. **Physical therapy**, Alexandria, v. 66, n. 11, p. 1704-1707, 1986.

DELITTO, A.; SNYDER-MACKLER, L. Two theories of muscle strength augmentation using percutaneous electrical stimulation. **Physical therapy**, Alexandria, v.70, p. 158-164, 1990.

DELITTO, A.; SNYDER-MACKLER, L.; ROBINSON, A. Estimulação elétrica do músculo: técnicas e aplicações. In: ROBINSON, A. J.; SNYDER-MACKELER, L. **Eletrofisiologia Clínica**, 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2001, p. 119-145.

ENOKA, R. Muscle strength and its development. New perspectives. **Sports Medicine**, Auckland, v.6, n. 3, p. 146-168, 1988.

ERIKSSON, E.; HÄGGMARK, T. Comparison of isometric muscle training and electrical stimulation supplementing isometric muscle training in the recovery after major knee ligament surgery. A preliminary report. **The American Journal of Sports Medicine**, Baltimore, v. 7, n. 3, p. 169-71, 1979.

FANG, Z.; MORTIMER, J. A method to effect physiological recruitment order in electrically activated muscle. **IEEE Transactions on Bio-medical Engineering**, New York, v.38, p. 175-179, 1991.

FRISCHKNECHT, R.; VRBOVÁ, G. Effect of electrical stimulation on overloaded rat muscles. **Journal of the Neurological Sciences**, Amsterdam, 1990, p. 16-22. Apresentado à VII International Congress on Neuromuscular Disease.

GERSH, M. R. **Contemporary Perspectives in Rehabilitation** - Electrotherapy in Rehabilitation. Philadelphia: Integral Medicine, Energy Medicine, 1992.

GIBSON, J. N.; SMITH, K.; RENNIE, M. J. Prevention of disuse muscle atrophy by means of electrical stimulation: maintenance of protein synthesis. **Lancet**, London, v. 1, n. 2, p. 767-770, 1988.

GOULD III, J.A. Biomecânica básica na terapia esportiva e ortopédica. In: **Fisioterapia na ortopedia e na medicina do esporte**. São Paulo: Manole, 1993, p. 3-83.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Fisiologia humana e mecanismos das doenças**. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. Cap. 6, p. 53-64.

HERBISON, G. J.; JAWEED, M. M.; DITTUNO, J. F. Muscle fiber atrophy after cast immobilization the rat. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v. 59, n. 7, p. 301-305, 1978.

HESLINGA, J. W.; KRONNIE, G.; HUIJING, P. A. Growth and immobilization effects on sarcomeres: a comparison between gastrocnemius and soleus muscle of the adult rat. **European journal of applied physiology**, Berlin, v. 70, p. 49-57, 1995.

HESLINGA, J. W.; ROZENDAL, R. H.; HUIJING, P. A. Unilateral immobilization affects contralateral rat gastrocnemius muscle architecture. **Acta Anatomica**, Basel, v. 143, n. 3, p. 231-235, 1992.

HEYTERS, M.; CARPENTIER, A.; DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K. Twitch analysis as an approach to motor unit activation. **Canadian Journal of Applied Physiology**, Champaign, v.19, n. 4, p. 451-461, 1994.

JÄRVINEN, M.; EINOLA, S. A.; VIRTANEN, E. O. Effect of position of immobilization upon the tensile properties of the rat gastrocnemius muscle. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v.73, p.253-257, 1992.

JOZSA, L.; KANNUS, P.; THORING, J.; REFFY, A.; JÄRVINEN, M.; KIVIST, M. The effect of tenotomy and immobilization on intramuscular connective tissue: a morphometric and microscopic study in rat calf muscles. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, London, v. 72, p. 293-297, 1990.

KANTOR, G.; ALON, G.; HO, H. S. The effects of selected stimulus waveforms on pulse and phase characteristics at sensory and motor thresholds. **Physical therapy**, Alexandria, v. 74, n. 10, p. 951-962, 1994.

KASPER, C. E.; MCNULTY, A. L.; OTTO, A. J.; THOMAS, D. P. Alterations in skeletal muscle related to impaired physical mobility: An empirical model. **Research in Nursing and Health**, v.16, p.265-273, 1993.

KRAMER, J. F. Effect of electrical stimulation current frequencies on isometric knee extension torque. **Physical therapy**, Alexandria, v. 67, n. 1, p. 31-38, 1987.

LARA, M. A. P. **Algumas propriedades mecânicas do músculo gastrocnêmio de ratas submetidas a um modelo de hipoatividade e tratadas com exercício.** 2003. 102 f. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Programa Interunidades em Bioengenharia EESC/FMRP/IQSC, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2003.

LAUGHMAN, R. K.; YODAS, J. W.; GARRETT, T. R.; CHAO, E. Y. Strength changes in the normal quadriceps femoris muscle as a result of electrical stimulation. **Physical therapy**, Alexandria, v. 63, n. 4, p. 494-99, 1983.

LIEBER, R. L.; KELLY, M. J. Factors influencing quadriceps femoris muscle torque using transcutaneous neuromuscular electrical stimulation. **Physical therapy**, Alexandria, v. 71, n. 10, p. 715-21, 1991.

LEIVSETH, G.; TINDALL, A.; MYKLEBUST, R. Changes in guinea pig muscle histology in response to reduced mobility. **Muscle and Nerve**, v. 10, p. 410-414, 1987.

LOW, J.; REED, A. Estimulação elétrica do nervo e músculo. In:_____. **Eletroterapia explicada**. 3. ed. São Paulo: Manole, 2001, p. 57-151.

MACMASTER, P. E. Tendon and muscle ruptures. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v.15, p. 705-722, 1933.

MATHEUS, J. P. C.; GOMIDE, L. B. OLIVEIRA, J. G. P.; VOLPON, J. B.; SHIMANO, A. C. Efeitos da imobilização nas propriedades mecânicas do gastrocnêmio contralateral. **Medicina**, Ribeirão Preto, v. 37, p. 13. 2004. Suplemento. IX Encontro AAARL de Medicina Esportiva, 2004 apresentado em Ribeirão Preto.

McNEAL, D. R.; BAKER, L. L. Effects of joint angle, electrodes and waveform on electrical stimulation of the quadriceps and hamstrings. **Annals of Biomedical Engineering**, New York, v. 16, n. 3, p. 299-310, 1988.

MAX, S. R.; MAIER, R. F.; VOGELSANG, L. Lysosomes and disuse atrophy of skeletal muscle. **Archives of Biochemistry and Biophysics**, New York, v. 146, p. 227-232, 1971.

MERCIER, J.; MARTIN, A. P.; BIGARD, X.; VENTURA, R. Muscle plasticity and metabolism: effects of exercise and chronic diseases. **Molecular Aspects of Medicine**, Oxford, v. 20, p. 319-373, 1999.

MORRISSEY, M. C.; BREWSTER, C. E.; SHIELDS JUNIOR, C. L.; BROWN, M. The effects of electrical stimulation on the quadriceps during postoperative knee immobilization. **The American Journal of Sports Medicine**, Baltimore, v. 3, n. 1, p. 40-45, 1985.

NORONHA, M. A.; CAMARGO, L. C.; MINAMOTO, V. B.; CASTRO, C. E. S.; SALVINI, T. F. Efeito da Estimulação Elétrica Neuromuscular (NMES) no músculo tibial anterior do rato. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v.2, n.2, p. 71-76, 1997.

OLIVEIRA, F. B. **O ultra-som terapêutico adicionado à imobilização gessada nas propriedades mecânicas reparação muscular pós-trauma por mecanismo de impacto**. 2004. 126 f. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Programa Interunidades em Bioengenharia EESC/FMRP/IQSC,. Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2004.

PACHIONI, C. A. S. **Lesão por estiramento do músculo soleus: estudo experimental em ratos**. 1996. 60 f. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia). Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1996.

PARKER, J.; STROUD JUNIOR, C. R. Coherence and decay of Rydberg wave Packets. **Physical Review Letters**, New York, v. 56, n. 7, p. 716-719, 1986.

PETTE, D.; VRBOVÁ, G. Adaptation of mammalian skeletal muscle fibers to chronical electrical stimulation. **Reviews of Physiology, Biochemistry and Pharmacology**, Berlin, v. 120, p. 115-183, 1992.

QIN, L.; APPELL, H. J.; CHAN, K. M.; MAFFULLI, N. Electrical stimulation prevents immobilization atrophy in skeletal muscle of rabbits. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v. 78, n. 5, p. 512-517, 1997.

ROBINSON, A. J. Physiology of muscle and nerve. In: ROBINSON, A. J.: **CLINICAL ELETROPHYSIOLOGY: Eletrotherapy and Electrophysiologic Testing**. Williams & Wilkins. 2.ed., 1995, p. 81-120.

ROBINSON, A. J. Conceitos básicos em eletricidade e terminologia contemporânea em eletroterapia. In: ROBINSON, A. J.; SNYDER-MACKELER, L. **Eletrofisiologia Clínica**, 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2001, p. 17-41.

ROCHA, M. A. **Ensaio mecânico da região epifísio-metafisária: estudo experimental em fêmures de coelhos em crescimento**. 1998. 77 f. Dissertação (Doutorado em Ortopedia e Traumatologia). Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1998.

SALVINI, T. F. Plasticidade e adaptação postural dos músculos esqueléticos. In: MARQUES, A.P. **Cadeias Musculares**. Um programa para ensinar avaliação fisioterapêutica global. São Paulo: Manole. Introdução, 2000, p.03-14.

SHIMANO, A.C.; SHIMANO, M.M. Ensaio tecnológicos de materiais biológicos. In: VIII CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2000, Florianópolis, Santa Catarina. **Anais do VIII CEBEB**, p. 15-21.

SHIMANO, A.C.; MATHEUS, J.P.C.; OLIVEIRA, J.G.P.; GOMIDE, L.B. Influência da imobilização gessada nas propriedades biomecânicas do músculo gastrocnêmio. In: III CONGRESSO LATINO-AMERICANO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2004, João Pessoa, Paraíba. **Anais do III CLAEB**, v. 5, n. 1, p. 141-143.

STEVENS, J. E.; MIZNER, R. L.; SNYDER-MACKLER, L. Neuromuscular electrical stimulation for quadriceps muscle strengthening after bilateral total knee arthroplasty: a case series. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Alexandria, v. 34, p. 21-29, 2004.

SINACORE, D.; DELITTO, A.; KING, D. Type II fiber activation with electrical stimulation: a preliminary report. **Physical therapy**, Alexandria, v.70, p. 416-422, 1990.

SOLOMONOW, W. External control of the neuromuscular system. **IEEE Transactions on Bio-medical Engineering**, New York, v.31, p. 752-763, 1984.

SOUZA, S. A. **Ensaio mecânicos de materiais metálicos**: Ensaio de tração. São Paulo: Edgard Blücher, 1974, p. 3-58.

TABARY, J. C.; TABARY, C.; TARDIEU, C.; TARDIEU, G.; GOLDSPINK, G. Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by plaster casts. **The Journal of Physiology**, London, v. 224, n. 1, p. 231-44, 1972.

WILLIAMS, P. E.; GOLDSPINK, G., Connective tissue changes in immobilised muscle. **Journal of Anatomy**, London, v. 138, n. 2, p. 343-50, 1984.

WILLIAMS, P. E.; CATANESE, T.; LUCEY, E. G.; GOLDSPINK, G., The importance of stretch and contractile activity in the prevention of connective tissue accumulation in muscle. **Journal of Anatomy**, London, v. 158, p. 109-14, 1988.

WITZMANN, F.A.; KIM, D.H.; FITTS, R.H. Hind limb immobilization: length-tension and contractile properties of skeletal muscle. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v. 53, n. 2, p. 335-345, 1982.

YANG, H.; ALNAQEEB, M.; SIMPSON, H.; GOLDSPINK, G. Changes in muscle fibre type, muscle mass and IGF-I gene expression in rabbit skeletal muscle subjected to stretch. **Journal of Anatomy**, Washington, v. 190, n. 4, p. 613-22, 1997.

APÊNDICE

Medida do comprimento dos músculos

Os resultados referentes à medida de comprimento dos músculos gastrocnêmios (desde a origem até a inserção), dos seis grupos experimentais estão apresentados na tabela 08 a seguir.

Tabela 08 - Medida de comprimento muscular dos seis grupos experimentais (mm).

GRUPOS						
ANIMAL	Controle	EE	Imob. (LP)	Imob. (LP)	Imob.(SP) + EE	Imob.(LP) + EE
1	32	33	29	30	28	31
2	33	32	30	32	29	31
3	35	33	31	30	28	30
4	32	30	30	32	30	33
5	32	35	31	34	29	31
6	35	33	30	30	30	30
7	32	34	30	32	31	33
8	35	33	29	30	29	30
9	34	35	29	30	30	31
10	32	32	29	32	29	31
Média	33,2	33,0	29,8	31,2	29,3	31,1
DP	1,4	1,5	0,8	1,4	0,9	1,1

Propriedades mecânicas

Os resultados das propriedades mecânicas de alongamento no limite de proporcionalidade (ALP), carga no limite de proporcionalidade (CLP), alongamento no limite máximo (ALM), carga no limite máximo (CLM) e rigidez (R) dos grupos experimentais obtidos por intermédio da análise das curvas carga x alongamento estão expressos nas tabelas de 09 a 14 a seguir.

Tabela 09 - Propriedades mecânicas do grupo 1 (Controle).

CONTROLE	ALP	CLP	ALM	CLM	RIGIDEZ
	($\times 10^{-3}$ m)	(N)	($\times 10^{-3}$ m)	(N)	($\times 10^3$ N/m)
Animal 1	7,93	28,51	11,45	35,43	4,658
Animal 2	8,62	30,58	11,96	36,01	4,077
Animal 3	6,29	26,86	10,14	34,39	5,107
Animal 4	9,22	26,86	12,77	31,46	3,147
Animal 5	7,41	30,17	11,31	36,27	4,604
Animal 6	7,07	32,23	9,85	41,35	5,664
Animal 7	6,64	26,45	11,60	35,30	4,446
Animal 8	6,12	26,03	9,17	31,98	4,718
Animal 9	10,78	29,34	14,61	34,06	3,242
Animal 10	8,10	27,27	12,52	35,23	3,766
Média	7,82	28,43	11,54	35,15	4,343
Desvio Padrão	1,44	2,08	1,58	2,71	0,795

Tabela 10 - Propriedades mecânicas do grupo 2 (Eletroestimulado).

ELETROESTIMULADO	ALP (x10⁻³m)	CLP (N)	ALM (x10⁻³m)	CLM (N)	RIGIDEZ (x10³ N/m)
Animal 1	7,33	31,82	9,83	37,12	4,988
Animal 2	7,76	25,21	12,25	33,41	4,641
Animal 3	6,21	25,21	9,18	31,13	4,716
Animal 4	6,47	23,55	10,93	31,65	5,060
Animal 5	7,67	30,58	10,50	36,66	5,294
Animal 6	6,12	27,27	10,06	37,97	5,362
Animal 7	6,47	26,03	9,42	32,04	4,788
Animal 8	7,85	28,10	9,91	33,47	4,074
Animal 9	6,90	26,86	8,86	32,37	4,869
Animal 10	7,33	27,27	9,99	32,24	4,334
Média	7,01	27,19	10,09	33,81	4,813
Desvio Padrão	0,66	2,50	0,97	2,50	0,400

Tabela 11 - Propriedades mecânicas do grupo 3 (Imobilizado-SP).

IMOBILIZADO SP	ALP (x10⁻³m)	CLP (N)	ALM (x10⁻³m)	CLM (N)	RIGIDEZ (x10³ N/m)
Animal 1	6,90	12,81	11,61	21,30	2,359
Animal 2	5,78	18,18	9,06	22,66	3,515
Animal 3	5,26	18,60	9,80	30,93	4,314
Animal 4	6,12	16,12	10,98	24,10	3,116
Animal 5	4,66	16,53	8,41	23,18	4,168
Animal 6	6,21	18,18	10,27	26,18	3,245
Animal 7	4,91	12,40	9,67	19,34	2,663
Animal 8	3,97	12,81	9,08	26,11	4,128
Animal 9	5,86	18,60	9,31	24,81	4,070
Animal 10	7,50	18,60	11,57	26,57	2,838
Média	5,72	16,28	9,98	24,52	3,442
Desvio Padrão	1,06	2,64	1,10	3,22	0,703

Tabela 12 - Propriedades mecânicas do grupo 4 (Imobilizado-LP).

IMOBILIZADO LP	ALP (x10⁻³m)	CLP (N)	ALM (x10⁻³m)	CLM (N)	RIGIDEZ (x10³ N/m)
Animal 1	5,60	23,14	7,66	27,68	4,329
Animal 2	6,12	26,86	7,13	28,92	5,193
Animal 3	5,52	20,25	9,61	30,41	3,915
Animal 4	5,17	21,90	7,16	25,14	4,380
Animal 5	7,16	23,14	10,15	32,24	3,628
Animal 6	5,52	17,77	9,14	27,03	3,448
Animal 7	5,78	21,90	7,75	26,64	4,457
Animal 8	5,78	24,38	7,54	28,26	5,050
Animal 9	7,16	21,90	7,79	22,47	3,578
Animal 10	7,16	22,73	10,42	30,09	4,056
Média	6,09	22,40	8,43	27,89	4,203
Desvio Padrão	0,77	2,40	1,26	2,80	0,597

Tabela 13 - Propriedades mecânicas do grupo 5 (Imobilizado-SP e Eletroestimulado).

IMOBILIZADO SP + ELETROESTIMULADO	ALP (x10⁻³m)	CLP (N)	ALM (x10⁻³m)	CLM (N)	RIGIDEZ (x10³ N/m)
Animal 1	6,95	24,79	9,42	29,57	4,186
Animal 2	5,69	19,84	9,57	26,11	3,434
Animal 3	6,12	20,25	8,78	24,75	3,728
Animal 4	6,72	26,86	9,99	31,91	4,154
Animal 5	6,90	24,38	10,02	28,78	3,821
Animal 6	8,79	23,55	11,45	27,16	3,373
Animal 7	7,50	24,38	9,46	27,09	4,040
Animal 8	6,21	23,97	8,62	28,07	4,089
Animal 9	7,85	23,14	10,18	26,31	3,085
Animal 10	8,45	24,79	10,05	26,25	3,641
Média	7,12	23,60	9,75	27,60	3,755
Desvio Padrão	1,02	2,12	0,80	2,06	0,373

Tabela 14 - Propriedades mecânicas do grupo 6 (Imobilizado-LP e Eletroestimulado).

IMOBILIZADO LP + ELETROESTIMULADO	ALP (x10⁻³m)	CLP (N)	ALM (x10⁻³m)	CLM (N)	RIGIDEZ (x10³ N/m)
Animal 1	6,78	21,49	7,63	22,27	3,251
Animal 2	5,83	19,14	7,51	21,95	3,282
Animal 3	5,56	24,61	6,75	27,03	4,746
Animal 4	5,37	20,70	6,69	24,74	5,199
Animal 5	5,58	27,27	6,69	30,65	5,777
Animal 6	5,41	20,66	7,23	24,81	5,348
Animal 7	4,07	18,36	6,80	24,14	4,957
Animal 8	4,72	19,92	5,97	22,02	4,219
Animal 9	6,11	28,13	7,44	31,01	4,980
Animal 10	3,89	17,58	6,68	25,54	4,746
Média	5,33	21,79	6,94	25,42	4,651
Desvio Padrão	0,89	3,66	0,51	3,29	0,836

ANEXO

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Campus de Ribeirão Preto
Comissão de Ética no Uso de Animais

CERTIFICADO

Certificamos que o trabalho (Protocolo nº 04.1.891.53.9), intitulado: "Efeito da Eletro Estimulação Neuromuscular Durante a Imobilização nas Propriedades Mecânicas do Músculo Esquelético", de autoria de **João Paulo Chierigato Matheus**, por estar de acordo com os **Princípios Éticos na Experimentação Animal** adotado pela **Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA)** do *Campus* de Ribeirão Preto – USP, foi aprovado em reunião da CEUA de 09.03.05.

Ribeirão Preto, 10 de março de 2005

 Presidente da CEUA
 Prof. Dr. José Clóvis do Prado Junior

 Secretária da CEUA
 Maria Angélica S. Depiro