

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

PROPRIEDADES MECÂNICAS E ELÉTRICAS DO MÚSCULO
SÓLEO DO GATO E DOS FLEXORES PLANTARES E
DORSAIS DE SERES HUMANOS APÓS ENTORSE E
IMOBILIZAÇÃO DE TORNOZELO

Cíntia de la Rocha Freitas

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

**PROPRIEDADES MECÂNICAS E ELÉTRICAS DO MÚSCULO SÓLEO
DO GATO E DOS FLEXORES PLANTARES E DORSAIS DE SERES
HUMANOS APÓS ENTORSE E IMOBILIZAÇÃO DE TORNOZELO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul para a obtenção do título de Doutora.

Porto Alegre, 2004

AGRADECIMENTOS

Gostaria de expressar minha sincera gratidão a todos que colaboraram com esta pesquisa:

- Ao meu orientador Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz, pelo exemplo de profissionalismo e dedicação, pela confiança depositada em mim e pela oportunidade de crescimento.
- Aos professores que participaram da qualificação deste projeto de doutorado, Prof. Dr. Álvaro R. de Oliveira, Prof. Dr. Antônio Carlos S. Guimarães e Prof. Dr. Rubens Araújo.
- Aos professores e à coordenação do Programa de Pós-Graduação em Ciência do Movimento Humano da ESEF/UFRGS.
- Aos funcionários do Programa de Pós-Graduação em Ciência do Movimento Humano da ESEF/UFRGS, Ana Larratea, André Luís do Santos e Rosane Lopes, pelo apoio incansável durante todo o programa de doutorado.
- Aos funcionários do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da ESEF/UFRGS, Alex Fagundes, Carla Ferreira, Márcia Dornelles, Luciano Wutke, Luiz P. Ribeiro e Rosângela de Andrade, por toda atenção e apoio durante a realização da pesquisa.

- Às amigas Ft. Clarice S. Rocha, Ft. Letícia Santos e Prof. Ms. Viviane Fração, pelo apoio incondicional durante toda a realização da pesquisa e coleta de dados.
- Ao médico Luis Antônio Simões Pires, Ft. Leandro Giacometti, Ft. Cristiane Kras Borges, Ft. João Paulo Cañeiro, Ft. Feliciano Bastos Neto, Prof. Henrique Valente, Prof. Ricardo Medina e Roberta Tramontini, pelo empenho em conseguir pacientes para a amostra.
- Aos colegas Érico da Silveira, Fernanda Metzen, Aline Tamborindeguy, Rodrigo Bini, Carina Fraga, Fernando Diefenthaler, Ana Paula Karolczac, Camila Azevedo, Raphael Caballero, Jerri Ribeiro, Márcio Silveira, Cláudia Schneider, Fabiana Silva, Paulo Cabral, Leonardo Tartaruga, Marcos Tartaruga e Letícia Gadolfi, por terem colaborado de diferentes maneiras com esta pesquisa.
- Ao Prof. Dr. Jefferson Loss e ao técnico em eletrônica do HCPA Joel Santos, pela assessoria técnica durante a coleta de dados.
- Aos amigos Márcio Oliveira, Flávio Castro, Gilberto Borges, Cláudia Candotti, Marines Ramos, Ana Maria Pressi, Berenice Rolim, Heloísa Carmona, Luciane Leizer e Andréa Fontoura, pela preocupação e companheirismo durante o programa de doutorado.
- A todos que se disponibilizaram a participar como sujeitos da pesquisa.
- Ao CNPq, pelo apoio financeiro durante o programa de doutorado.
- À CAPES, pela concessão da bolsa para a realização do estágio no exterior.

- Aos membros da banca examinadora, pela atenção dispensada na avaliação deste trabalho: Prof. Dr. Alberto Rasia Filho, Prof. Dr. Álvaro R. de Oliveira, Prof. Dr. Antônio Carlos S. Guimarães e Profa. Dra. Eliane Fátima Manfio.
- Ao Prof Dr. Walter Herzog, da Universidade de Calgary, por ter me oportunizado uma experiência fantástica, durante o estágio de doutorado.
- Aos meus tios Elizabeth e Milton, por terem me acolhido sempre que precisei.
- À Mônica e Simões, pelo carinho e atenção durante o programa de doutorado.
- Ao meu irmão, pelo amor, paciência e suporte durante todos os dias do programa de doutorado.
- Aos meus pais, por terem me ensinado que a integridade é o valor mais precioso que o ser humano pode possuir.

Á minha mãe, Rose, ao meu pai, Cleide (*in memorian*),
e ao meu irmão, Régis.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	11
LISTA DE FIGURAS	12
LISTA DE TABELAS	15
RESUMO	16
ABSTRACT	19
APRESENTAÇÃO	22
CAPÍTULO 1 – ADAPTAÇÃO FUNCIONAL DO MÚSCULO ESQUELÉTICO APÓS O USO REDUZIDO	27
1.1 Introdução	27
1.2 Adaptação do Músculo Esquelético de Animais à Imobilização	29
1.3 Adaptação do Músculo Esquelético de Seres Humanos à Imobilização	38
1.4 A Mecanomiografia (MMG) como Ferramenta para a Detecção de Adaptações Musculares	48
CAPÍTULO 2 – ADAPTAÇÃO FUNCIONAL DO MÚSCULO ESQUELÉTICO APÓS IMOBILIZAÇÃO DURANTE CONTRAÇÕES VOLUNTÁRIAS	54
2.1 Introdução	54
2.2 Objetivos	56
2.2.1 Objetivo Geral	56

2.2.2 Objetivos Específicos	57
2.3 Hipóteses	57
2.4 Material e Métodos	61
2.4.1 Amostra	61
2.4.2 Controle das Variáveis	62
2.4.2.1 Amplitude Articular	62
2.4.2.2 Perimetria	63
2.4.2.3 Dobras Cutâneas	63
2.4.2.4 Torque	63
2.4.2.5 Sinais EMG	65
2.4.2.6 Sinais MMG	66
2.4.3 Protocolo	67
2.4.4 Análise dos Dados	68
2.4.4.1 Torque	68
2.4.4.2 Sinais EMG e MMG	68
2.4.5 Tratamento Estatístico	70
2.5 Resultados	71
2.6 Discussão	80
2.7 Conclusões	88
CAPÍTULO 3 – ADAPTAÇÃO FUNCIONAL DO MÚSCULO ESQUELÉTICO APÓS IMOBILIZAÇÃO DURANTE CONTRAÇÕES PRODUZIDAS POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA ARTIFICIAL	89
3.1 Introdução	89

3.2	Objetivos	92
3.2.1	Objetivo Geral	92
3.2.2	Objetivos Específicos	92
3.3	Hipóteses	92
3.4	Material e Métodos	95
3.4.1	Amostra	95
3.4.2	Controle das Variáveis	96
3.4.2.1	Torque	96
3.4.2.2	Sinais MMG	97
3.4.3	Estimulação Elétrica Artificial	97
3.4.4	Protocolo	99
3.4.5	Análise dos Dados	101
3.4.5.1	Torque	101
3.4.5.2	Sinais MMG	101
3.4.6	Tratamento Estatístico	102
3.5	Resultados	103
3.6	Discussão	107
3.7	Conclusões	112
CAPÍTULO 4 – RELAÇÃO FORÇA-COMPRI- MENTO E FORÇA- FREQÜÊNCIA DE ESTIMULAÇÃO NO DESENVOLVIMENTO DA TENSÃO NO MÚSCULO SÓLEO DO GATO		113
4.1	Introdução	113
4.2	Métodos	115

4.2.1 Anestesia	115
4.2.2 Estimulação Elétrica Artificial	116
4.2.3 Preparação dos Músculos	117
4.2.4 Mensuração do Comprimento dos Feixes de Fibras Musculares	119
4.2.5 Protocolo de Mensuração de Força	121
4.2.6 Mensuração do Comprimento dos Sarcômeros	121
4.2.7 Análise de Dados	122
4.3 Apresentação e Discussão dos Resultados	123
4.4 Conclusões	134
CAPÍTULO 5 – O USO DA ELETROMIOGRAFIA, DA MECANOMIOGRAFIA E DA DINAMOMETRIA NO ESTUDO DA ADAPTAÇÃO FUNCIONAL DO MÚSCULO ESQUELÉTICO APÓS IMOBILIZAÇÃO	136
5.1 Limitações do Estudo	147
5.2 Perspectivas	151
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	153
ANEXOS	171

LISTA DE ABREVIATURAS

GM – Gastrocnêmio Medial

SOL – Sóleo

TA – Tibial Anterior

GA – Gastrocnêmio

PL – Plantar

QP – Quadríceps

ELD – Extensor Longo dos Dedos

VI – Vasto Intermédio

VL – Vasto Lateral

AP – Adutor do Polegar

PID – Primeiro Interósseo Dorsal

BB – Bíceps Braquial

MMG – Mecanomiografia

EMG – Eletromiografia

CVM – Contração Voluntária Máxima

MDF – Mediana da Frequência

RMS – *Root Mean Square*

UM – Unidade Motora

VO_{2máx} – Consumo Máximo de Oxigênio

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1 - Posicionamento do individuo no dinamômetro.	64
FIGURA 2.2 – Posicionamento dos eletrodos EMG nos músculos GM, SOL (a) e TA (b).	66
FIGURA 2.3 – Acelerômetro miniaturizado utilizado na aquisição dos sinais MMG.	67
FIGURA 2.4 - Média dos valores de torque durante a CVM dos flexores plantares e dos flexores dorsais dos grupos controle e imobilizado.	75
FIGURA 2.5 - Média dos valores RMS do sinal EMG da CVM, dos músculos GM, SOL e TA, do grupo controle e do grupo submetido à imobilização.	76
FIGURA 2.6 - Média da MDF do sinal EMG da CVM, dos músculos GM, SOL e TA, do grupo controle e do grupo submetido à imobilização.	77
FIGURA 2.7 - Média dos valores RMS do sinal MMG do músculo GM do grupo controle e do grupo submetido à imobilização, nos diferentes percentuais de CVM (0 a 100%).	78
FIGURA 2.8 - Média da MDF do sinal MMG do músculo GM do grupo controle e do grupo submetido à imobilização, nos diferentes percentuais de CVM (0 a 100%).	79

FIGURA 3.1 – Estimulador elétrico utilizado na produção das contrações artificiais (a) e unidade de isolamento aprovada para seres humanos (b).	98
FIGURA 3.2 – Posicionamento dos eletrodos de estimulação elétrica nos músculos flexores plantares (a) e nos flexores dorsais (b).	99
FIGURA 3.3 - Média dos valores de torque dos flexores plantares, durante o protocolo de contrações produzidas por estimulação elétrica artificial, do grupo controle e do grupo submetido à imobilização.	104
FIGURA 3.4 - Média dos valores de torque dos flexores dorsais, durante o protocolo de contrações produzidas por estimulação elétrica artificial, do grupo controle e do grupo submetido à imobilização.	105
FIGURA 3.5 - Média dos valores RMS do sinal MMG do músculo GM do grupo controle e do grupo submetido à imobilização, durante o protocolo de contrações produzidas por estimulação elétrica artificial.	106
FIGURA 3.6 - Média da MDF do sinal MMG do músculo TA do grupo controle e do grupo submetido à imobilização, durante o protocolo de contrações produzidas por estimulação elétrica artificial.	107
FIGURA 4.1 – Preparação do gato para o experimento.	116

FIGURA 4.2 – Exposição do nervo tibial do gato (a) e posicionamento do eletrodo de estimulação ao redor do nervo (b).	117
FIGURA 4.3 – Fixação do segmento traseiro do gato durante o experimento.	119
FIGURA 4.4 – Cristal de sonomicrometria (a) e implantação do cristal em um feixe de fibras musculares (b).	120
FIGURA 4.5 - Relação entre a força ativa e o comprimento do músculo SOL em diferentes freqüências de estimulação, e a relação da força passiva com o comprimento do músculo.	125
FIGURA 4.6 - Relação entre a força ativa e ângulo articular do tornozelo em diferentes freqüências de estimulação, e a relação entre força passiva e o ângulo articular.	127
FIGURA 4.7 - Relação entre a força (passiva e ativa) produzida pelo músculo e o comprimento do mesmo, na freqüência de 100 Hz.	128
FIGURA 4.8 - Relação entre o comprimento do músculo SOL e o comprimento de uma fibra distal, nas diferentes freqüências de estimulação.	131
FIGURA 4.9 - Relação entre a força (passiva e ativa) produzida pelo músculo nos diferentes comprimentos e o comprimento da fibra muscular proximal do músculo SOL de um gato, na freqüência de 30 Hz.	132
FIGURA 4.10 - Relação entre a força produzida pelo músculo e o comprimento dos sarcômeros, de uma fibra muscular distal do músculo SOL, na freqüência de 100 Hz.	134

LISTA DE TABELAS

- TABELA 2.1 - Amplitude articular de movimento do tornozelo, de flexão plantar e flexão dorsal, dos sujeitos do grupo controle (segmento direito e esquerdo) e dos sujeitos do grupo imobilizado (segmento imobilizado e segmento contralateral). 72
- TABELA 2.2 - Dados de perimetria dos membros inferiores do grupo controle (direito e esquerdo) e do grupo submetido à imobilização (segmento imobilizado e contralateral). 73
- TABELA 2.3 - Dados das dobras cutâneas, obtidas da pele que recobre o ventre dos músculos GM, SOL e TA dos sujeitos dos grupos controle e imobilizado. 73
- TABELA 2.4 - Índices de correlação entre as dobras cutâneas e os valores RMS do sinal MMG dos músculos GM, SOL e TA, dos grupos controle e imobilizado. 74

RESUMO

A literatura tem mostrado, por intermédio de estudos com animais e seres humanos, que o uso reduzido da musculatura (como por exemplo, a imobilização de um segmento) produz uma série de alterações estruturais e funcionais no músculo esquelético. As principais alterações observadas no músculo após a redução do uso estão relacionadas com alterações nas propriedades bioquímicas, na composição de fibras musculares, atrofia muscular, redução na capacidade de produção de força, e redução na capacidade de ativação. Apesar de a maior parte dos estudos sobre o assunto ter sido realizada em modelos animais (os quais possibilitam o estudo invasivo dos mecanismos de adaptação), a incidência de lesões articulares em seres humanos tem motivado os pesquisadores a buscar métodos alternativos e não-invasivos para o diagnóstico e acompanhamento das lesões articulares. Tendo em vista que a mecanomiografia (MMG) é uma técnica não-invasiva que permite o estudo do comportamento mecânico e fisiológico do músculo, acredita-se que esta técnica, associada com a avaliação da capacidade de produção de força e com a eletromiografia (EMG), possa ser um método útil no diagnóstico das alterações produzidas por essas lesões e no acompanhamento de programas de reabilitação. O objetivo desse estudo foi avaliar as adaptações musculares após um período de imobilização de duas semanas. Três estudos foram desenvolvidos, sendo os dois primeiros com seres humanos e o terceiro em um modelo animal. O primeiro estudo avaliou as respostas eletromiográficas, mecanomiográficas e de torque dos músculos flexores plantares e dos flexores dorsais do tornozelo durante esforço voluntário.

Foram avaliados 23 indivíduos que tiveram seus tornozelos imobilizados em função de um entorse de grau II, e 32 indivíduos saudáveis, que fizeram parte do grupo controle. O segundo estudo, por sua vez, investigou as alterações no comportamento mecânico dos mesmos grupos musculares do estudo 1, ao longo de um protocolo de contrações produzidas via estimulação elétrica, utilizando-se várias frequências de estimulação (de 5 a 60 Hz). Nos dois estudos, os valores de torque dos flexores plantares e dos flexores dorsais no grupo imobilizado foram significativamente inferiores aos do grupo controle. Essa redução foi mais evidente nos flexores plantares do que nos flexores dorsais. Os valores *root mean square* (RMS) do sinal EMG, durante a CVM (estudo 1), foram significativamente menores nos músculos gastrocnêmio medial (GM), sóleo (SOL) e tibial anterior (TA) do grupo que foi imobilizado quando comparado ao grupo controle. A mediana da frequência (MDF) do sinal EMG, durante a CVM, no estudo 1, não apresentou diferença significativa entre os dois grupos da amostra, em nenhum dos três músculos estudados (GM, SOL e TA). Os valores RMS e a MDF do sinal MMG dos músculos GM, SOL e TA não apresentaram diferenças significativas entre os dois grupos da amostra, em nenhum dos dois estudos, indicando que a técnica da MMG não foi capaz de revelar as alterações musculares produzidas por um período de imobilização. O terceiro estudo avaliou as alterações das propriedades mecânicas devido a alterações no comprimento muscular e na frequência de estimulação nos músculos SOL de 3 gatos. As relações força-comprimento foram estabelecidas ao nível articular, muscular, das fibras musculares e dos sarcômeros. Os resultados demonstraram que as variações de comprimento da fibra diferem das variações de comprimento do músculo como um todo, principalmente nos comprimentos mais

encurtados. Existe um maior encurtamento da fibra com o aumento da freqüência de estimulação nos menores comprimentos musculares, enquanto nos maiores comprimentos musculares o aumento da freqüência de estimulação tem um efeito similar sobre as fibras e o músculo como um todo. Os principais achados do presente estudo são de que as respostas da EMG e de torque são alteradas por um período de 2 semanas de imobilização, enquanto as respostas da MMG não, e que o comprimento muscular é uma importante variável que deve ser controlada a nível tanto das fibras musculares, quanto dos componentes elásticos no estudo das propriedades mecânicas do músculo esquelético.

Palavras-chave: adaptação funcional, músculo esquelético, imobilização, eletromiografia, mecanomiografia, torque, relação força-comprimento, relação força-freqüência

ABSTRACT

The literature has shown, through animal and human studies, that muscle reduced use (such as limb immobilization) produce a series of structural and functional adaptations in skeletal muscles. The main muscle adaptations observed after reduced use are related to changes on biochemical properties, changes on fiber type distribution, muscle atrophy, reduction in force production capacity and reduction in muscle activation. Although the majority of the studies has used animal models (which allow for the study of mechanisms for muscle adaptation invasively), the high incidence of joint injuries in humans has motivated researchers to search for alternative non-invasive methods for the diagnosis and follow-up of joint injuries. As mechanomyography (MMG) is a non-invasive technique which allows for the study of skeletal muscle mechanical and physiological behaviors, it is believed to be, together with the evaluation of muscle force production and electromyography (EMG), a useful tool in the diagnosis of the changes produced by these injuries, as well as to follow up the recovery process during rehabilitation programs. The purpose of this study was to evaluate muscle changes after a two-week period of limb immobilization. Three studies were developed; the first two were human studies, whereas the third used an animal model. The first study evaluated the EMG, MMG and torque responses of the ankle plantar flexor and dorsiflexor muscles during different levels of voluntary effort (from 0 to 100% of the maximal voluntary contraction - MVC). Twenty three subjects which had one of their ankle joints immobilized due to an ankle sprain (immobilized

group), and thirty two healthy subjects (control group) participated in this study. The second study investigated the changes in the mechanical behavior of the same muscle groups of the first study, using a protocol with electrically elicited contractions at different frequencies of stimulation (from 5 to 60 Hz). In the two studies, there was a significant reduction in the torque values of both plantar flexor and dorsiflexor muscles of the immobilized group compared to the control group. This reduction was more evident in the plantar flexors compared to the dorsiflexors. The root mean square values (RMS) of the EMG signals of the MVCs (in the first study) of the medial gastrocnemius (MG), soleus (SOL) and tibialis anterior (TA) muscles of the immobilized group were smaller compared to the RMS values of the control group. The median frequency (MDF) of the EMG signals of the three studied muscles (MG, SOL, TA) was similar for both groups. The RMS and the MDF of the MMG signals of the three muscles were similar for the immobilized and control groups, indicating that MMG was not able to detect muscle adaptations due to immobilization. The third study evaluated the changes in muscle mechanical properties due to muscle length changes and to changes in electrical stimulation frequencies in the cat SOL muscle of three cats. The force-length relationship was determined at all muscle levels: joint level, muscle level, fiber level and sarcomere level. The results showed that the changes in muscle fibers are different from the changes of the whole muscle during contraction, mainly at short muscle lengths. There is a larger shortening of the fiber compared to the muscle shortening with increasing stimulation frequencies at short muscle lengths, whereas at the long muscle lengths increasing frequencies of stimulation has a similar effect in both the muscle and muscle fibers. The main findings of the above three studies are that EMG and torque responses are altered by

a two-week immobilization period, while the MMG responses do not follow the same pattern. Also, the muscle length is an important variable which should be controlled at both muscle and fiber level in order to account for the elastic elements of a muscle when studying skeletal muscle mechanical properties.

Key-words: functional adaptation, skeletal muscle, immobilization, electromyography, mechanomyography, torque, force-length relationship, force-frequency relationship

APRESENTAÇÃO

O músculo esquelético é um dos órgãos mais adaptáveis do organismo (Enoka, 2000). A literatura é extensa em relação às adaptações musculares a diferentes estímulos, como o exercício (e.g. Fração e Vaz, 2000), a falta de exercício (e.g. Seki et al., 2001), o exercício sistematizado ou treinamento (e.g. Hortobágyi et al., 1996), a redução da gravidade (e.g. Riley et al., 2000). No entanto, a fim de que se possa entender os mecanismos de adaptação do músculo esquelético, a maior parte dos estudos tem de ser realizada em modelos animais, uma vez que medidas diretas só podem ser realizadas de forma invasiva, e questões éticas impossibilitam o estudo dos mecanismos de adaptação funcional de forma direta em seres humanos.

No entanto, medidas indiretas da adaptação do músculo esquelético *in vivo* podem ser realizadas em seres humanos, e a comparação de seus resultados com os de estudos com animais pode ajudar a determinar se os mecanismos de adaptação em seres humanos são semelhantes aos mecanismos de adaptação em animais.

O número de estudos de adaptação funcional em seres humanos é ainda reduzido, apesar do reconhecimento dos profissionais da área clínica e da área desportiva do processo de adaptação do músculo a demandas funcionais específicas. Não fica claro na literatura se o reduzido número de estudos se deve às dificuldades de determinação dos mecanismos em estudos com seres humanos, ou

se as observações empíricas das áreas clínica e do treinamento desportivo são tão óbvias que não despertaram a curiosidade de cientistas em relação aos processos de adaptação do músculo esquelético a demandas (ou a alteração dessas demandas) funcionais específicas.

O objetivo do presente estudo foi exatamente tentar determinar algumas dessas alterações estruturais-funcionais do músculo esquelético a uma alteração das demandas funcionais diárias desse órgão. Esperamos poder contribuir principalmente com a área clínica, tendo em vista a grande incidência de lesões e doenças que alteram as demandas funcionais específicas do tecido muscular, sem que se conheçam todas as alterações que ocorrem nesse tecido.

Nesse sentido, nosso primeiro capítulo procura levantar as principais evidências relativas à capacidade de adaptação do tecido muscular, tanto em um modelo animal como no ser humano. Além disso, procuramos introduzir, no primeiro capítulo, uma nova técnica não-invasiva que tem sido sugerida como uma importante ferramenta no estudo das propriedades mecânicas e funcionais do músculo esquelético: a mecanomiografia ou simplesmente MMG.

No segundo capítulo, procuramos estudar as alterações sofridas pela musculatura que atua em torno de uma articulação, após um período de duas semanas de imobilização. Escolhemos a articulação do tornozelo, tendo em vista que a imobilização do tornozelo ainda é uma prática corrente na grande maioria dos hospitais e clínicas de ortopedia, apesar de existirem uma série de estudos que têm demonstrado que a mobilização precoce após entorse dessa articulação traz muito mais benefícios do que a imobilização (Karlsson et al., 1999; Green et al., 2001; Maffulli et al., 2003). Nesse primeiro estudo, procuramos entender o comportamento

do músculo devido a uma redução do uso a partir da comparação dos sinais EMG, MMG e de torque entre um grupo de sujeitos saudáveis e um grupo de sujeitos que tivesse sido submetido a um período mínimo de duas semanas de imobilização. Nosso objetivo foi buscar entender de que forma as respostas desses três tipos diferentes de sinais provenientes dos músculos se manifesta durante o esforço voluntário.

Está bem estabelecido na literatura que o tecido muscular é controlado pelo sistema nervoso (Guez, 1985; Enoka, 2000). Em função disso, o controle voluntário da contração muscular pode ser uma variável de difícil controle no estudo das alterações no comportamento do músculo após um período de imobilização. Em função disso, nosso terceiro capítulo trata dos mesmos grupos de indivíduos e músculos, e das manifestações dos sinais MMG e de torque durante contrações produzidas por estimulação elétrica artificial. Ao controlar a maneira como as contrações musculares eram produzidas, esperávamos determinar possíveis alterações no comportamento do músculo após a imobilização independentemente da vontade desses indivíduos, e comparar esses resultados com os das contrações voluntárias, a fim de investigar possíveis mecanismos de adaptação.

No entanto, os mecanismos de adaptação muscular não são facilmente identificáveis em estudos com seres humanos *in vivo*. Em função disso, o conhecimento da estrutura e do funcionamento do músculo esquelético de forma mais profunda e invasiva, ou seja, a partir de um modelo animal, parece fornecer evidências fundamentais para a compreensão dos mecanismos de adaptação muscular. Uma vez que esses experimentos com animais são de difícil execução no Brasil, e mais especificamente junto a Escola de Educação Física da Universidade

Federal do Rio Grande do Sul, um estágio doutoral de oito meses foi realizado junto à Faculdade de Cinesiologia da Universidade de Calgary, no Canadá. Essa Faculdade, além de ser considerada uma das melhores Faculdades de Cinesiologia do mundo, ainda tem uma infra-estrutura bem desenvolvida para estudo de modelos animais, assim como cientistas renomados na área do músculo esquelético. O trabalho desenvolvido durante esse estágio foi um estudo de formação, com o objetivo de introduzir a doutoranda na área específica de experimentos em modelos animais. Nesse sentido, foi desenvolvido um estudo para entender o funcionamento do músculo-esquelético e da sua resposta de força em todos os níveis musculares. Em outras palavras, o objetivo foi determinar as alterações na capacidade de produção de força de um músculo submetido a alterações em seu comprimento e a alterações na frequência de estimulação. Essas alterações na capacidade de produção de força foram determinadas ao nível de toda a articulação do tornozelo do gato, e ao nível do músculo sóleo (SOL), ao nível de suas fibras e também ao nível de seus sarcômeros. Os principais achados desse estudo, assim como a metodologia complexa que envolve um estudo em modelo animal, estão descritos no capítulo 4.

Por fim, o capítulo 5 apresenta uma discussão das principais idéias propostas em cada estudo, a partir da análise dos resultados obtidos em cada um deles. Os mecanismos de adaptação do músculo esquelético em seres humanos ainda carece de uma maior quantidade de estudos, e, possivelmente, de novas técnicas não-invasivas e de fácil acesso e utilização por parte dos profissionais da área clínica e da área do treinamento do desporto, a fim de que se possa melhor determinar as rotinas de atuação sobre o ser humano a partir de evidências científicas. Esperamos

que nossos esforços aqui descritos nesse trabalho tenham contribuído nesse sentido, buscando preencher lacunas ainda existentes na área da adaptação funcional do músculo esquelético.

CAPÍTULO 1

ADAPTAÇÃO FUNCIONAL DO MÚSCULO ESQUELÉTICO APÓS O USO REDUZIDO

1.1 Introdução

O músculo esquelético é um dos tecidos mais adaptáveis do organismo humano. Evidências dessa adaptação têm sido fornecidas pelos mais variados tipos de estímulos e de experimentos, e demonstram que a adaptação não depende de espécie ou de músculo (Müller, 1970; Tabary et al., 1972; MacDougall et al., 1980; Fournier et al., 1983). A recuperação dos vários tipos de lesões é um bom exemplo dessa (re)adaptação. A ausência ou a redução de atividade física produz alterações nas propriedades ativas dos músculos esqueléticos e adaptações aos tecidos à sua volta, modificando o funcionamento de todo o sistema músculo-esquelético (Fração e Vaz, 2000).

A imobilização de segmentos corporais tem sido utilizada há milhares de anos para tratar fraturas ósseas e outros tecidos acometidos por lesões (e.g. Lieber, 1992). A perda de tecido muscular, devido ao uso reduzido da musculatura, é a complicação mais evidente da imobilização (Lieber, 1992). Além disso, a imobilização produz efeitos profundos em outras estruturas como ossos, ligamentos,

cartilagens articulares e tendões (Zernicke et al., 1990; Snow-Harter e Marcus, 1991).

Assumindo-se que alterações decorrentes de um período de imobilização acarretem uma adaptação funcional no músculo esquelético, então seria de se esperar que houvesse uma redução na resposta de força e na atividade elétrica dos músculos, além de uma diminuição na massa muscular do segmento e na amplitude de movimento da articulação sujeita à imobilização.

A eletromiografia (EMG) de superfície é uma técnica bem difundida que vem sendo amplamente usada com objetivos clínicos e de pesquisa para a avaliação não-invasiva do sistema neuromuscular em diferentes áreas, tais como ciência do esporte, neurofisiologia e reabilitação (Rainoldi et al., 2004). A EMG permite o estudo da ativação elétrica dos músculos.

A mecanomiografia (MMG), por sua vez, é uma técnica não-invasiva que vem sendo utilizada nas três últimas décadas para o estudo da função muscular. Essa técnica tem a vantagem em relação à EMG de detectar informações relativas tanto ao comportamento mecânico do músculo, quanto à ativação elétrica do mesmo (Orizio, 1993). Por ser uma técnica não-invasiva e de fácil utilização, o uso da MMG na determinação das adaptações musculares à imobilização, possivelmente possibilite o monitoramento do processo de recuperação do sistema neuromuscular de pacientes pós-traumatismo, engajados em programas de reabilitação.

Muitos mecanismos de adaptação muscular devido à imobilização são ainda desconhecidos; porém, suas manifestações externas podem ser observadas em diferentes tipos de estudos em animais e em seres humanos.

1.2 Adaptação do Músculo Esquelético de Animais à Imobilização

A maioria dos estudos que busca uma compreensão mais profunda dos efeitos e dos mecanismos que ocorrem durante a atrofia muscular foi realizada em modelos animais. Este fato não é surpreendente, tendo em vista as razões éticas, uma vez que estudos em animais podem ser mais complexos e invasivos do que os realizados em outros animais, como os seres humanos. Conseqüentemente, grande parte do conhecimento disponível sobre o assunto é proveniente de estudos com animais.

Muitos experimentos com animais foram realizados no passado com o intuito de determinar os mecanismos celulares e as alterações bioquímicas durante a atrofia muscular. Além da imobilização, os músculos eram denervados ou tenotomizados para se estudar a redução de sua atividade (Appell, 1986). Entretanto, em 1928, Lippmann e Selig já apontavam que resultados obtidos pela denervação ou tenotomia dos músculos não poderiam ser comparados com atrofia resultante da imobilização, uma vez que em músculos denervados os impulsos aferentes são bloqueados, evitando a ocorrência de reflexos musculares, e em músculos tenotomizados há um encurtamento artificial do músculo. Sendo assim, para investigar a atrofia muscular de relevância clínica (como por exemplo, após a imobilização) os músculos devem manter sua inervação e comprimento normais enquanto estiverem sujeitos ao uso reduzido.

A imobilização do segmento é geralmente usada como um modelo de atrofia por desuso do músculo esquelético. Como o grau de atrofia é algo dependente do comprimento no qual o músculo é imobilizado, informações considerando o efeito da imobilização em várias posições articulares devem fornecer uma melhor compreensão do papel do “uso-desuso” na determinação do grau de atrofia. Segundo St-Pierre e Gardiner (1987), quando o músculo é imobilizado em condições de encurtamento, verificam-se adaptações como a perda de sarcômeros em série para manter uma ótima sobreposição dos filamentos de actina e miosina, e uma redução da extensibilidade por alterações nas propriedades elásticas do tecido conectivo. Por outro lado, dependendo da duração, as imobilizações em posição de alongamento podem levar a um aumento no número de sarcômeros em série para manter o comprimento ótimo de produção de força de cada sarcômero.

Neste sentido, Tabary et al. (1972) estabeleceram curvas de tensão-comprimento para o músculo SOL de gatos que foram imobilizados em diferentes posições articulares. Os músculos imobilizados na posição alongada não apresentaram diferença nas suas propriedades de tensão-comprimento, enquanto aqueles imobilizados em posição encurtada mostraram uma redução considerável na sua extensibilidade. Essa redução, segundo os autores, pode ser explicada principalmente pelo encurtamento das fibras musculares, mas também parece estar relacionada com um aumento no tecido conectivo do ventre do músculo que foi imobilizado numa posição encurtada. Além disso, o comprimento da fibra muscular, o comprimento do sarcômero e o número total de sarcômeros ao longo das fibras isoladas foram também determinados para os músculos imobilizados em diferentes posições. O músculo SOL imobilizado na posição alongada apresentou um aumento

de 20% nos sarcômeros em série em relação aos músculos normais, enquanto que o mesmo músculo imobilizado na posição encurtada mostrou uma redução de 40% no número de sarcômeros em série, quando comparado aos músculos normais. Em quatro semanas de mobilização, após o período de imobilização, os músculos que haviam sido imobilizados numa posição encurtada, tiveram suas curvas de tensão-comprimento e seu número de sarcômeros equivalentes aos músculos normais.

Booth (1977), por sua vez, investigou o tempo de curso da atrofia muscular nos músculos gastrocnêmio (GA), plantar (PL), sóleo (SOL) e quadríceps (QP) de ratos, que foram imobilizados em diferentes comprimentos. Quando imobilizados em uma posição encurtada, o tempo necessário para alcançar 50% da atrofia final, atingida na posição de imobilização, foi em torno de 4-6 dias. Quando imobilizados em uma posição alongada, a atrofia muscular foi retardada e, em alguns casos, os músculos sofreram hipertrofia (fato que já havia sido verificado por Thomsen e Luco, 1944 e Summers e Hines, 1951). O tempo total de imobilização nas posições articulares de flexão plantar e flexão dorsal do tornozelo foi previamente determinado através de um estudo piloto, no qual foi verificado o período apropriado para medir a progressão da atrofia. O autor concluiu que o grau de atrofia muscular decorrente de um período de imobilização está diretamente relacionado com comprimento no qual o músculo é imobilizado, tendo em vista que os músculos que foram imobilizados em uma posição encurtada sofreram uma atrofia maior e mais acentuada do que os músculos imobilizados em uma posição alongada.

Fournier et al. (1983) estudaram o efeito da imobilização em várias posições articulares sobre a atividade elétrica dos músculos SOL (contração lenta) e GM (contração rápida) de ratos. Os segmentos traseiros foram imobilizados

bilateralmente nas posições encurtada, neutra e alongada. Sinais EMG foram registrados simultaneamente dos dois músculos em estudo, 3 e 9 dias após a implantação dos eletrodos, durante um período de 15 minutos/hora, por 24 horas consecutivas. Dez dias após a colocação dos eletrodos, os ratos tiveram seus segmentos imobilizados bilateralmente. Os sinais EMG foram novamente coletados 7, 17 e 28 dias após a imobilização. A massa de ambos os músculos diminuiu significativamente quando estes eram fixados numa posição encurtada ou numa posição neutra, porém não sofreram qualquer redução quando foram fixados numa posição alongada, após 28 dias de imobilização. Conforme indicado pelos sinais eletromiográficos integrados (IEMG) de 24 horas, o músculo SOL, o qual se apresentava mais ativo do que o GM em ratos que ainda não haviam sido imobilizados, mostrou uma maior redução em sua atividade após a imobilização. Após 28 dias de imobilização na posição encurtada, o sinal EMG dos músculos SOL e GM foi significativamente reduzido em 77% e 50%, respectivamente. O sinal EMG do músculo SOL imobilizado numa posição neutra sofreu uma redução de 50%, enquanto nenhuma alteração foi observada no músculo GM. Não houve alteração significativa na EMG desses músculos quando fixados numa posição alongada. Esses dados sugerem que a EMG é dependente do tipo de músculo e do comprimento no qual eles são imobilizados. Além disso, parece que o grau de atrofia não está relacionado com as alterações na EMG, sugerindo, desta forma, que a imobilização não é necessariamente um modelo de “desuso”, ou seja, um modelo que represente inatividade total da musculatura. A imobilização, conforme Lieber (1992), pode ser considerada um modelo de “uso reduzido” da musculatura, tendo em vista que a atividade neural dos músculos, embora reduzida, permanece durante

todo o período de imobilização, e que os músculos são capazes de se contraírem isometricamente. Sendo assim, a alteração na atividade elétrica do músculo não parece ser a única causa da atrofia muscular.

De acordo com Enoka (2000), a remodelagem que ocorre no aparelho neuromotor durante a imobilização de curta duração é mais complexa do que pode ser previsto por uma relação linear entre o declínio na EMG, perda de massa muscular e comprometimento no desempenho. Provavelmente outras condições alteradas como comprimento fixo do músculo, possibilidade de contrações isométricas freqüentes, *feedback* sensorial alterado, dentre outros, são tão importantes quanto a redução da atividade neuromuscular na determinação da natureza das adaptações. Desta forma, os cientistas têm examinado os processos adaptativos mais detalhadamente, tendo em vista que a maioria dos elementos do sistema se adaptará de acordo com o estresse apropriado.

Zemková et al. (1990), por exemplo, observaram que 7 dias de imobilização do músculo SOL de ratos com o comprimento encurtado reduziram a massa muscular em 37%, diminuíram a freqüência dos potenciais de ação em 60% e reduziram o transporte de sódio-potássio através da membrana em 25%. Patcher e Eberstein (1986), por sua vez, observaram que, após 3 semanas de imobilização, os músculos plantares (PL) de ratos imobilizados em um comprimento alongado tiveram suas áreas pós-sinápticas das pregas e fendas das junções neuromusculares das fibras musculares do tipo I (lentas) e do tipo II (rápidas) aumentadas.

Outro aspecto relevante, destacado por Lieber et al. (1988), é que uma combinação de fatores determina a resposta ao uso reduzido do músculo, como por exemplo, o percentual predominante do tipo de fibra muscular, se o músculo é

monoarticular ou biarticular e se é antigravitacional ou não. A partir dessas informações é possível prever quais os músculos são suscetíveis a uma atrofia mais acentuada. A hierarquia da suscetibilidade à imobilização tem suporte nos resultados de Edgerton et al. (1975), os quais mensuraram propriedades morfológicas, bioquímicas e fisiológicas de músculos do segmento traseiro de uma classe de primatas (*Galego senegalensis*), e encontraram que os músculos atrofiavam-se na seguinte ordem (de maior para menor atrofia): SOL, PL, vasto intermédio (VI), vasto lateral (VL), gastrocnêmio (GA) e TA. Segundo Lieber et al. (1988), uma maior atrofia é observada em músculos normalmente mais solicitados, os quais tendem a ser aqueles com um percentual predominante de fibras lentas na população geral.

Uma possível explicação para uma maior atrofia dos músculos lentos em relação aos rápidos, de acordo com a observação relatada em numerosos estudos (Spector et al., 1982; Fournier et al., 1983; Desplanches et al., 1987), seria um declínio na proporção de fibras musculares lentas (tipo I) e um conseqüente aumento na proporção das fibras intermediárias (tipo IIb- fibras que apresentam características intermediárias entre as fibras musculares lentas e as fibras rápidas). Fitts et al. (1986), Lieber et al. (1988) e Oish et al. (1992) sugerem que existe uma conversão do padrão enzimático das fibras lentas para as fibras intermediárias. A explicação mais adequada para essa adaptação, segundo Enoka (2000), é que as fibras musculares mais afetadas pela imobilização são aquelas em que a atividade é reduzida ao máximo, ou seja, as fibras musculares lentas. Apesar dessa explicação ser atraente e de ser observada nos músculos de ratos, de cães e de seres humanos, estudos de unidades motoras de músculos do membro posterior de gatos

não encontraram mudança similar nas proporções de unidades motoras (UMs) ou uma redução diferenciada na área de seção transversa após várias semanas de imobilização (Mayer et al., 1981; Robinson et al., 1991). Esse efeito pode ser devido à atividade EMG mantida no membro posterior imobilizado de gatos (Mayer et al., 1981). Entretanto, o declínio na força parece ser maior nas UMs com predominância de fibras lentas ou intermediárias dos músculos do membro posterior de gatos, o que é coerente com a hipótese da redução na proporção de fibras musculares lentas.

Booth e Kelso (1973) preocuparam-se em investigar os efeitos da imobilização sobre as propriedades contráteis e histoquímicas do músculo esquelético de ratos. Os animais foram divididos em dois grupos. Um dos grupos teve ambos os segmentos traseiros imobilizados e o outro grupo serviu como controle. Após quatro semanas de imobilização, o músculo SOL apresentou uma redução significativa no percentual e no número de fibras com baixa atividade de miosina ATPase (fibras de contração lenta), em relação ao mesmo músculo do grupo controle. A velocidade de contração do músculo SOL aumentou após a imobilização. Não foram encontradas diferenças significativas na velocidade de contração, nem nos percentuais de fibras com baixa atividade de miosina ATPase entre o músculo RF dos segmentos imobilizados e o músculo RF do grupo controle. A porção profunda do músculo RF dos segmentos imobilizados teve um percentual significativamente menor de fibras musculares intermediárias, em relação ao mesmo músculo do grupo controle.

Desplanches et al. (1987), por sua vez, estudaram alterações nas propriedades estruturais e funcionais dos músculos SOL e extensor longo dos dedos (ELD) de ratos após 1, 2 e 5 semanas de suspensão. Esse modelo de suspensão consistiu em suspender os segmentos traseiros dos ratos, através de uma faixa

presa na parte superior da gaiola e deixá-los com apoio somente nos segmentos dianteiros. O consumo máximo de oxigênio ($VO_{2\text{ máx}}$) dos ratos foi 19% inferior após 5 semanas de suspensão. A perda de massa muscular foi maior no músculo SOL (63%), predominantemente lento, do que no músculo ELD (22%), predominantemente rápido. Em ambos os músculos, uma redução na distribuição de fibras do tipo lentas foi acompanhada por um aumento nas fibras intermediárias. Houve diminuição na área de secção transversa dos três tipos de fibras (lentas, rápidas e intermediárias) do músculo SOL. Foi observada uma redução significativa dos capilares por fibra no músculo SOL após cinco semanas de imobilização. Nenhuma alteração ocorreu no músculo ELD em relação à área de secção transversa, à capilarização e às atividades enzimáticas. Esses resultados sugerem que as fibras lentas mostraram uma suscetibilidade maior e mais precoce do que as fibras rápidas à suspensão do segmento, a qual também foi acompanhada por uma redução na capacidade aeróbica.

Alguns experimentos com animais foram realizados no espaço a fim de estudar as alterações musculares em um ambiente com microgravidade (Baldwin et al., 1990; Desplanches et al., 1990; Ohira et al., 1992; Caiozzo et al., 1994). A maioria desses estudos enfocou as propriedades histoquímicas e bioquímicas dos músculos. Dentre esses experimentos, o estudo de Caiozzo et al. (1994) foi o único que se preocupou em investigar as propriedades mecânicas de músculos esqueléticos submetidos à microgravidade. Neste trabalho, 6 ratos foram enviados para o espaço para uma missão de 6 dias, e outros 6 ficaram na terra para servirem de controle. Avaliações de medidas contráteis *in-situ* foram feitas no músculo SOL

desses animais. Essas avaliações incluíram a relação força-velocidade, a relação força-freqüência de estimulação e a fatigabilidade. As relações força-velocidade de músculos experimentais foram alteradas de forma que a tensão isométrica foi reduzida em 24% e a velocidade máxima de encurtamento foi reduzida em 14%. A relação força-freqüência de estimulação dos músculos experimentais foi alterada para a direita em relação aos músculos do grupo controle, ou seja, os músculos aumentaram sua capacidade de produção de força nas freqüências de estimulação mais elevadas. No final do teste de fadiga de 2 minutos de duração, os músculos experimentais geraram somente 34% da tensão isométrica máxima, enquanto que os músculos controle geraram 64% da tensão isométrica máxima. Os resultados desse estudo demonstraram que as propriedades contráteis de músculos esqueléticos antigravitacionais, como o SOL, são sensíveis ao ambiente de microgravidade, e que as alterações começam a ocorrer já na primeira semana.

Conforme se pode verificar, são várias as adaptações decorrentes de um período de imobilização em músculos de modelos animais. Dentre essas adaptações, destacam-se a redução da massa muscular, redução da capacidade de ativação, alteração no percentual de fibras musculares e alteração nas propriedades de força-velocidade e de força-comprimento do músculo. Veremos, a seguir, se essas adaptações também ocorrem em músculos de seres humanos.

1.3 Adaptação do Músculo Esquelético de Seres Humanos à Imobilização

Apesar de serem menos comuns do que estudos com animais, estudos com humanos também apresentam uma série de informações relevantes a respeito dos efeitos da imobilização sobre o músculo esquelético.

Indivíduos que tem um segmento imobilizado por algumas semanas geralmente experimentam perda de massa muscular e de função, que ficam aparentes após a remoção do gesso. Essa adaptação é de grande interesse dos profissionais da área clínica, que se preocupam em saber como minimizar a perda de massa e de função musculares (Videman, 1987).

Conforme Wills et al. (1982), ao se comparar dados de músculos de seres humanos, muitos fatores podem influenciar o grau de atrofia e o período de tempo necessário para a recuperação após a imobilização. Dentre eles estão: (a) idade e sexo dos sujeitos; (b) duração da imobilização; (c) comprimento no qual o músculo foi imobilizado; (d) grau de desuso comparado com o uso normal (importante ao comparar atletas com não-atletas); (e) pré-tratamento; (f) fraqueza muscular pré-existente ou atrofia prévia; (g) tipos de fibras musculares; (h) músculos extensores (antigravitacionais) e flexores. Por isso, muito cuidado deve ser tomado antes de se fazer comparações ou generalizações a respeito da imobilização em músculos de seres humanos. Alguns modelos distintos são utilizados para o estudo da

imobilização em seres humanos: fixação do segmento, modelo de suspensão, modelos espaciais e repouso de cama (Adams et al., 2003).

Müller (1970) imobilizaram o segmento inferior de indivíduos voluntários por duas semanas e constataram uma redução da força de 1% a 6% por dia. O nível de perda de força diminuiu rapidamente até o oitavo dia, após o qual pouca redução de força ocorreu. Da mesma forma, MacDougall et al. (1980), ao imobilizarem o segmento superior de sujeitos por um período de 5 a 6 semanas e medirem a força máxima durante a extensão de cotovelo, registraram uma perda de força de 41% após a imobilização (uma perda de aproximadamente 3 a 4% por dia na primeira semana).

Assim como nos modelos animais, alterações na atividade EMG foram observadas em estudos com seres humanos. Marchetti et al. (1974), por exemplo, investigaram o sinal EMG e MMG em pacientes previamente submetidos à imobilização de uma ou mais articulações para tratamento de fratura óssea. Após o período de imobilização dos segmentos, foi feita a comparação entre os padrões EMG e MMG dos músculos atrofiados e o dos músculos saudáveis de todos os sujeitos, a qual mostrou que os músculos que haviam sido imobilizados apresentaram ondas de menor amplitude em ambos os sinais. Entretanto, neste estudo foi realizada somente uma avaliação qualitativa, sem uma quantificação da magnitude e uma análise de frequência dos sinais, o que torna inviável qualquer conclusão ou generalização a respeito dos resultados.

Duchateau e Hainaut (1991), por sua vez, realizaram uma investigação sobre os efeitos da imobilização nas alterações do espectro de frequência do sinal EMG durante a fadiga. A força máxima e a mediana da frequência (MDF) foram

comparadas entre o músculo adutor do polegar (AP) submetido a 6 semanas de imobilização e seu controle contralateral, durante fadiga induzida por contração voluntária e por estimulação elétrica. Os resultados indicaram que, após 6 semanas de imobilização, a MDF do sinal EMG não foi significativamente diferente entre os músculos dos segmentos submetidos à imobilização e os músculos dos segmentos controle, apesar da força e da amplitude do sinal EMG terem sido drasticamente reduzidos durante a contração voluntária máxima (CVM). Durante a CVM sustentada por 60 segundos, a força reduziu na mesma proporção nos músculos imobilizados e nos músculos controle, mas a alteração na MDF em direção aos valores de baixa frequência foi menor nos músculos imobilizados, quando comparados com músculos dos segmentos controle. Uma possível explicação para esses resultados pode ser a não ocorrência de potenciais de ação de grande amplitude durante contrações voluntárias sustentadas após a imobilização (Duchateau e Hainaut, 1987), sugerindo que um menor número de UMs grandes e fatigáveis são recrutadas, e que a força é mantida através das UMs pequenas e resistentes à fadiga. Essa idéia pode ser confirmada pelo fato de que durante a fadiga induzida por meio de estimulação elétrica máxima, todas as UMs foram ativadas e a redução da resposta de força, assim como uma alteração na MDF em direção às baixas frequências, foram maiores nos músculos imobilizados em relação aos músculos dos segmentos controle.

Seki et al. (2001) estudaram os efeitos da imobilização nas propriedades contráteis do músculo primeiro interósseo dorsal (PID). O dedo médio, o indicador e o polegar foram imobilizados por um período de 6 semanas, e as propriedades contráteis do músculo em estudo foram testadas antes da imobilização, 3 e 6 semanas após a imobilização, e 6 semanas após o período de recuperação, a partir

da retirada do gesso. A contração produzida por um único abalo mecânico (*twitch*) e a contração tetânica foram evocadas por estimulação elétrica percutânea. O pico de tensão do *twitch*, o tempo de contração e o tempo de meio-relaxamento foram medidos a partir das contrações *twitch*, enquanto a relação força-freqüência de estimulação foi obtida a partir de contrações tetânicas produzidas utilizando-se várias freqüências de estimulação (10-100Hz). O pico de tensão do *twitch* aumentou significativamente após 6 semanas de imobilização, e não foi observada diferença significativa no tempo de contração e no tempo de meio-relaxamento. A relação força-freqüência de estimulação foi alterada para a esquerda com a imobilização, enquanto a força tetânica evocada por uma freqüência de 10Hz aumentou após a imobilização. Por outro lado, a força evocada por freqüências acima de 50 Hz (incluindo a tensão tetânica máxima) foi reduzida. Os autores sugerem que as alterações nas propriedades contráteis do músculo PID apresentadas após a imobilização da articulação são casualmente ligadas às alterações na modulação da freqüência de disparo dos motoneurônios deste músculo.

De acordo com os estudos de White et al. (1984) e Davies et al. (1987), a imobilização de segmentos parece ter um impacto significativo na performance dos músculos da panturrilha, resultando em uma redução de 25 e 22% na força máxima, em 14 e 21 dias, respectivamente.

Conforme Adams et al. (2003), a imobilização de um segmento resulta em um declínio mais acelerado da força muscular, quando comparado com os demais modelos (suspensão do segmento, modelo espacial e repouso na cama).

Apesar dos poucos trabalhos encontrados na literatura que relatam as alterações na área de seção transversa dos músculos após a imobilização, esses

dados sugerem que a imobilização também provoca um efeito mais rápido nesse aspecto, quando comparado com os demais modelos. Nesse sentido, Veldhuizen et al. (1993) verificaram, através de tomografia computadorizada, uma redução de 21% ($\pm 7\%$) na área de seção transversa do músculo QP, após 28 dias de imobilização. Além disso, biópsias do músculo VL revelaram uma redução de 16% no diâmetro das fibras e uma diminuição de 26% nas fibras lentas, 13% nas fibras rápidas e 36% nas fibras intermediárias. Hespel et al. (2001) relataram que 14 dias de imobilização, também dos músculos do QP, resultaram em uma redução na área de seção transversa de 8% nas fibras lentas, 11% nas fibras rápidas e 9% nas fibras intermediárias, indicando que alterações no tamanho das miofibrilas podem ser detectadas num período relativamente curto de imobilização. Hortobágyi et al. (2000) mostraram que, após 21 dias de imobilização, a área de seção transversa das miofibrilas do músculo VL reduziu em torno de 13% nas fibras lentas e 10% nas fibras rápidas e nas fibras intermediárias.

Apesar das discordâncias entre os autores nos percentuais de redução do diâmetro das fibras (provavelmente decorrente do diferente período de imobilização de cada estudo), pode-se observar, a partir desses estudos, a ocorrência de redução na área de seção transversa de todos os tipos de fibras musculares, após um período de imobilização em seres humanos.

Outra forma de imobilização, diferente da fixação do segmento, a qual foi utilizada nos trabalhos acima citados, é o modelo de suspensão envolvendo seres humanos (Hather et al., 1992; Berg et al., 1991; Berg e Tesh., 1996). No estudo de Hather et al. (1992), os sujeitos usaram um sapato no pé direito com uma elevação

da sola (10 cm de altura) e usaram muletas para deambulação. Isso desencorajou os indivíduos a usarem a perna esquerda para o suporte do peso e, desse modo, representa o modelo humano de suspensão de uma perna. Quando os indivíduos realizaram essa tarefa por 6 semanas, eles experimentaram redução nas áreas de seção transversa do músculo como um todo e das fibras musculares. Por exemplo, a área de seção transversa dos vastos, mensurada através de ressonância magnética, foi reduzida em 16%, a do SOL em 17% e a do GM em 26%. Biópsias do músculo VL indicaram reduções de 12% na área de seção transversa das fibras musculares lentas e 15% nas rápidas. Por causa do efeito nas fibras rápidas, essas observações sugerem que existem algumas diferenças entre a resposta dos músculos dos ratos e dos músculos humanos na suspensão dos membros, uma vez que as adaptações dos músculos dos seres humanos a esse modelo não parecem ser dependentes da composição do tipo de fibras dos músculos.

Vôos espaciais também têm sido utilizados para o estudo dos efeitos do uso reduzido da musculatura em seres humanos. Uma redução de força em função do tempo foi observada em estudos feitos em músculos de astronautas durante vôos espaciais, com maiores alterações observadas nos músculos extensores antigravitacionais (Riley e Eliis, 1983; Herbison e Talbot, 1985).

Segundo Desplanches et al. (1987), dados coletados a partir de vôos espaciais ou modelos na terra sugerem que uma rápida atrofia (5-8 dias) ocorre nos músculos dos segmentos inferiores, associada com redução da força muscular, capacidade de trabalho físico e coordenação locomotora. A redução na área de seção transversa do músculo não pode explicar inteiramente a perda de força nos músculos posturais, sugerindo, então, uma condução neural reduzida. A atrofia muscular é acompanhada

por uma alteração geral nos perfis contráteis e enzimáticos de músculos de contração lenta em direção a músculos de contração rápida. Dados funcionais e estruturais limitados, coletados em astronautas após curtos períodos de microgravidade real ou simulada, e a dificuldade em se realizar estudos invasivos, sugerem que modelos animais são relevantes para pesquisa das adaptações musculares no espaço.

Riley et al. (2000) examinaram as fibras do músculo SOL de astronautas, através de biópsia, antes e após 17 dias de missão espacial. Eles verificaram uma redução: (1) no percentual de fibras de contração lenta, (2) na densidade do filamento fino, e (3) na área de seção transversa das fibras musculares (7-9%). Em um trabalho subsequente, Riley et al. (2002) estudaram também o músculo GA sob as mesmas condições do trabalho anterior. Os autores relataram que a densidade do filamento grosso das fibras dos músculos lento (SOL) e rápido (GA) de astronautas mantém-se uniforme após a exposição à microgravidade. Entretanto, o filamento fino pode variar significativamente em relação à densidade e ao comprimento, e essa variabilidade correlaciona-se com a diversidade funcional, e pode conferir ao músculo a adaptabilidade das fibras. Outros estudos, porém, são necessários para definir melhor essa relação entre causa e efeito nessas relações estruturais-funcionais. Apesar das principais alterações da capacidade de produção de força dependerem da área da fibra muscular, as propriedades do filamento fino podem desempenhar um papel na alteração da tensão (força) específica e na velocidade de encurtamento a nível sub-celular nas fibras musculares, adaptando-as a diversos estímulos na terra ou no espaço.

O repouso de cama é, por fim, o último modelo utilizado para investigações sobre o efeito do uso reduzido da musculatura. Convertino et al. (1989) demonstraram que a área de seção transversa da porção média da coxa reduziu em 8% após 30 dias de repouso de cama. Uma semelhante atrofia (12%) foi observada por LeBlanc et al. (1988) nos músculos flexores plantares do tornozelo, após 35 dias de repouso de cama. Entretanto, nenhuma alteração significativa foi observada nos flexores dorsais do tornozelo. Hikida et al. (1989), por sua vez, apresentaram resultados de biópsias musculares de músculos de sujeitos submetidos a um período de 30 dias de repouso de cama, os quais revelaram uma redução de 7,5% na área de seção transversa das fibras de contração lenta e de 14,7% nas fibras de contração rápida e, essas alterações foram mais pronunciadas no músculo VL do que no SOL.

Berry et al. (1993), através de um estudo que envolveu 30 dias de repouso de cama, verificaram que a atrofia muscular parece depender da composição de fibras dos músculos, tendo em vista que a redução na área de seção cruzada do músculo SOL (-12,8%) foi superior à do GA (-8,5%).

Milesi et al. (2000), num experimento de 17 dias de repouso de cama, concluíram que este curto período de repouso afeta negativamente a eficiência de acoplamento eletromecânico (definido pelos autores como a relação entre a capacidade de produção de força e a capacidade de ativação muscular) dos músculos flexores plantares do tornozelo, durante contrações isométricas máximas executadas em vários ângulos da articulação do tornozelo. Esses efeitos desenvolvem-se gradualmente durante o repouso de cama e permanecem durante os primeiros 10 dias de recuperação. Sendo assim, durante e imediatamente após o

repouso de cama, para uma determinada resposta de força dos flexores plantares, uma maior atividade elétrica dos músculos faz-se necessária. Tais achados sugerem que a redução da força máxima muscular, observada após repouso de cama, imobilização ou microgravidade, ocorre não somente pela atrofia muscular ou pela diminuição da tensão muscular específica, mas também por um declínio substancial na eficiência de acoplamento eletromecânico.

LeBlanc et al. (1992) avaliaram a massa muscular de fibras individuais e o volume dos músculos durante o repouso de cama, e mostraram que um período mais prolongado de repouso é claramente capaz de reduzir a massa muscular em fibras predominantemente rápidas. Seus dados revelaram também que 119 dias de repouso de cama reduziram em 21% o volume muscular dos flexores plantares do tornozelo.

De acordo com Lieber (1992), a maioria dos estudos com animais sugerem que as fibras lentas sofrem uma maior atrofia relativa, pelo uso reduzido da musculatura, do que as fibras rápidas. Todavia, alguns dos estudos anteriormente citados, com seres humanos submetidos a um período de repouso de cama, discordam totalmente, tendo em vista que as fibras rápidas foram as principais afetadas no período de repouso de cama.

Hikida et al. (1989) sugerem que o contraste entre os resultados de estudos com seres humanos e aqueles com animais pode ser explicado caso a área de seção da fibra seja um fator determinante no grau de atrofia. Bloomfield (1997) complementa essa idéia, destacando que as fibras lentas nos músculos dos ratos são tipicamente as maiores antes da imobilização, enquanto que, nos músculos de seres humanos, as fibras rápidas são as maiores antes do período de repouso de cama. Segundo

esse autor, talvez as fibras maiores experimentem uma redução relativa mais acentuada na carga diária durante o repouso de cama e, conseqüentemente, uma maior atrofia. Entretanto, novos estudos são necessários a fim de confirmar qual o tipo de fibra é mais afetado por um período de uso reduzido da musculatura, em seres humanos. Essa descoberta teria implicações importantes no desenvolvimento de estratégias específicas de reabilitação.

Torna-se evidente que os mais variados modelos de adaptação do músculo esquelético de seres humanos ao uso reduzido apresentam conseqüências bem semelhantes. Entretanto, algumas diferenças entre eles ocorrem, provavelmente, devido às distintas condições experimentais.

Assim como nos animais, os músculos de seres humanos também sofrem profundas adaptações após o uso reduzido. A maioria dos estudos evidencia uma redução da área de secção transversa dos músculos como um todo e das fibras musculares, redução da capacidade de produção de força, redução da ativação elétrica e alteração na composição de fibras musculares, dentre outras conseqüências. A avaliação e o monitoramento dessas alterações musculares é fundamental para a recuperação dos indivíduos. Sabendo-se que a utilização de técnicas invasivas em estudos com seres humanos apresenta limitações éticas, torna-se fundamental a busca de técnicas não-invasivas e objetivas que possibilitem a investigação das adaptações musculares após um período de imobilização, auxiliando desta forma no processo de reabilitação.

1.4 A Mecanomiografia (MMG) como Ferramenta para a Detecção de Adaptações Musculares

Uma vibração mecânica é o movimento de um corpo que oscila em torno de uma posição de equilíbrio (Beer e Johnson, 1987). Esse movimento ou oscilação é geralmente produzido por uma “função causadora”, e depende das propriedades materiais do sistema. Quando esse movimento oscilatório atinge a superfície do sistema, ocorrem áreas de alta e baixa pressão devido ao deslocamento de moléculas do meio (ar, água) no qual o sistema está imerso (Bolton et al., 1989). Esse comportamento oscilatório das moléculas no meio em redor do sistema produz ondas sonoras (Serway e Faughn, 1985). Partindo-se da premissa de que o comportamento das ondas sonoras é o mesmo das vibrações que as produziram, os termos “vibrações musculares” e “sons musculares” foram utilizados ao longo deste trabalho com o mesmo sentido.

Diferentes terminologias têm sido usadas para referenciar o processo de registro dos sons musculares, tais como miografia acústica (Barry et al., 1985), sonomiografia (Orizio et al., 1989), fonomiografia (Marchetti et al., 1974; Maton et al., 1990), vibromiografia (Zwarts e Keidel, 1991; Vaz et al., 1996a e 1996b) e acelerometromiografia (Lammert et al., 1976). Entretanto, foi estabelecido que o termo “mecanomiografia” (MMG) é o mais adequado, tendo em vista a origem mecânica do sinal registrado (Stokes and Blythe, 2001), o qual é obtido por meio de

acelerômetros miniaturizados fixados na superfície da pele sobre os músculos em estudo.

A técnica da MMG de superfície, segundo Yoshitake et al. (2002), consiste na soma dos sinais emitidos por um número de UM ativas, os quais são mediados e modulados pela arquitetura do complexo musculotendíneo, pela gordura subcutânea e pela pele.

Diferente do sinal eletromiográfico (EMG), o qual representa a ativação elétrica do músculo esquelético (Basmajian e De Luca, 1985), o sinal mecanomiográfico (MMG) tem sido associado ao comportamento mecânico do músculo (Stokes e Dalton, 1991; Stokes, 1993; Zwarts e Keidel, 1991; Cole e Barry, 1994). No entanto, evidências têm sido apresentadas demonstrando que existe uma forte relação entre os potenciais de ação de UMs e os sons/vibrações produzidos por estes potenciais de ação (Lammert et al., 1976; Orizio, 1993; Vaz et al., 1996a). Se isso é verdade, então o sinal MMG deve estar associado tanto aos padrões de ativação das UMs do músculo, quanto às características mecânicas decorrentes da contração dessas UMs, tornando essa técnica simples e não-invasiva um método importante no estudo da função muscular.

A mecanomiografia (MMG) foi usada no passado com diferentes propósitos. De acordo com Orizio (1993), um amplo campo de pesquisa tem sido aberto pelos recentes estudos dos "sons musculares", e, a partir dos dados que se tem até o presente momento, pode-se esperar que resultados futuros proveitosos sejam alcançados através do conhecimento dos aspectos fisiológicos e clínicos da atividade mecânica muscular, conduzindo a MMG a ser utilizada como ferramenta básica para testar as propriedades mecânicas do músculo (força e rigidez musculares), assim

como analisar o seu controle neuromotor. Além disso, essa técnica também foi utilizada com o objetivo de diferenciar músculos com diferentes percentuais de fibras ou UMs (Mealing e McCathy, 1991; Orizio e Veicsteinas, 1992; Marchetti et al., 1992; Mealing et al., 1996; Yoshitake e Moritani, 1999; Freitas et al., 2001), bem como para distinguir diferentes UMs de um mesmo músculo (Yoshitake et al., 2002). Evidências a partir do estudo de Yoshitake et al. (2002) dão suporte à forte relação existente entre a técnica da MMG e as propriedades contráteis de UMs individuais de um músculo em seres humanos. Esses autores sugerem que as principais características da MMG são extremamente dependentes das propriedades contráteis (especialmente das características de desenvolvimento de contração tetânica completa) das UMs ativas.

Apesar dos sons/vibrações musculares terem sido utilizados com diferentes propósitos, pouco se sabe sobre as alterações que ocorrem nestes sons devido a diferentes condições patológicas (Rodriguez et al., 1996). Raros foram os experimentos que utilizaram a MMG no estudo de lesões musculoesqueléticas. Esses poucos trabalhos, no entanto, já indicam haver diferenças no sinal MMG em músculos de indivíduos portadores de lesões musculoesqueléticas ou neuromusculares.

O trabalho de Marchetti et al. (1974), por exemplo, ao comparar os segmentos de sujeitos submetidos à imobilização (devido a fraturas ósseas) com seus segmentos contralaterais, evidenciaram que as ondas EMG e MMG são compostas por frequências inferiores nos músculos submetidos à imobilização em relação aos saudáveis; entretanto, tais alterações não podem ser avaliadas em termos quantitativos sem uma análise de frequência dos sinais, a qual não foi realizada

nesse estudo. Rathigan et al. (1986) detectaram que o pico de frequência dos sons musculares produzidos por contrações de músculos com algum tipo de miopatia é mais baixo do que o pico de frequência produzido por contrações de músculos saudáveis. O experimento de Hufschmidt et al. (1987) sugere que o registro dos sons musculares, em resposta à estimulação elétrica artificial, pode ser útil no diagnóstico de denervação em um estágio precoce. Estes autores verificaram que as amplitudes dos sons musculares de pacientes com lesões no nervo periférico foram menores quando comparadas com os músculos contralaterais não afetados pela lesão.

Barry et al. (1990), por sua vez, utilizaram a combinação das técnicas MMG e EMG de superfície, a fim de avaliar o acoplamento eletromecânico no músculo bíceps braquial (BB) de crianças portadoras de miopatia ou distrofia muscular. A razão da amplitude do sinal MMG pela amplitude do sinal EMG do músculo em estudo foi diferente entre as crianças doentes e as crianças saudáveis. A eficiência mecânica reduzida das crianças doentes foi demonstrada pelos elevados valores das razões EMG/MMG, assim como pelos altos valores das razões EMG/força. Esses dados sugerem que as duas técnicas não-invasivas de superfície (MMG e EMG) podem fornecer importante informação no diagnóstico de doenças musculares. Rodriguez et al. (1996) observaram algumas diferenças na frequência dos sons musculares entre sujeitos portadores de poliomelite e sujeitos normais, onde os sons musculares de sujeitos portadores da deficiência apresentaram maior quantidade de energia na faixa de baixa frequência do espectro, enquanto os sons musculares de indivíduos saudáveis apresentaram maior quantidade de energia na faixa de frequências mais elevadas; tais diferenças não foram evidenciadas através da EMG.

Orizio et al. (1997) detectaram que o sinal MMG produzido por estimulação elétrica artificial em indivíduos portadores de distrofia miotônica apresentou menores amplitudes, maior duração, frequência média mais baixa no espectro de frequência do que o sinal MMG produzido em indivíduos saudáveis. Destes poucos experimentos que aplicaram a MMG na área médica, encontrou-se apenas um (Marchetti et al., 1974) que se utilizou da técnica para o estudo da influência de lesões ósseas no comportamento mecânico e funcional de músculos esqueléticos.

É de amplo conhecimento que lesões esportivas, que determinem a imobilização do membro inferior e/ou que gerem impedimentos de utilização desse segmento para a realização das atividades de vida diária ou mesmo as atividades desportivas, acarretam uma redução na sobrecarga mecânica do tecido muscular, redução no trofismo muscular, com conseqüente perda de massa muscular (Wills et al., 1982). Isso acarreta alterações no comportamento mecânico (perda na capacidade de produção de força, por exemplo) do sistema muscular envolvido. Além disso, também tem sido documentado que as primeiras alterações ou adaptações após uma imobilização, após uma redução no uso de segmentos corporais por lesões musculoesqueléticas ou ainda após um treinamento de força, por exemplo, ocorrem no sistema nervoso antes das adaptações mais profundas do sistema muscular, as quais demoram mais tempo para ocorrer (Moritani e DeVries, 1979; McComas, 1994).

O grande número de lesões articulares e a natureza invasiva dos testes utilizados no diagnóstico dessas lesões têm motivado muitos pesquisadores a buscar um método alternativo, e a desenvolver uma técnica não-invasiva e objetiva para um diagnóstico apurado e para o monitoramento de patologias articulares (Zhang et al.,

1992). O entorse de tornozelo, por exemplo, tem sido sugerido como a lesão de maior ocorrência em atividades desportivas e recreacionais (Renström et al., 1999; Bahr e Bahr, 1997).

Sabendo-se que esse tipo de lesão provoca adaptação funcional no sistema músculo-esquelético e, considerando-se ainda que a MMG é uma técnica não-invasiva que permite o estudo do comportamento mecânico (resposta de força) e fisiológico (ativação das unidades motoras) do músculo, acredita-se que ela seja uma importante ferramenta aplicada no diagnóstico das alterações produzidas por essas lesões esportivas e no acompanhamento de programas de reabilitação de lesões musculoesqueléticas.

CAPÍTULO 2

ADAPTAÇÃO FUNCIONAL DO MÚSCULO ESQUELÉTICO APÓS IMOBILIZAÇÃO DURANTE CONTRAÇÕES VOLUNTÁRIAS

2.1 Introdução

A literatura tem evidenciado que a imobilização de um segmento corporal altera as características morfológicas (Tabary et al., 1972) do músculo esquelético, a proporção de fibras musculares rápidas e lentas (Grimby et al., 1980; Haggmark et al., 1986), produz uma redução no recrutamento neural (Booth e Kelso, 1973) e, conseqüentemente, modifica as propriedades mecânicas do músculo (Fischbach e Robbins, 1969; Duchateau e Hainaut, 1987).

O aumento da força muscular ocorre pelo recrutamento de novas unidades motoras (UMs) e/ou pelo aumento na taxa de disparo de UMs já recrutadas (De Luca e Erim, 1994). Assumindo-se que o esforço voluntário crescente produz recrutamento de UMs maiores, então a magnitude das vibrações musculares deve aumentar linearmente com o recrutamento de novas UMs (Goldenberg et al., 1991). Entretanto, a elevação na freqüência de ativação das UMs deve produzir um aumento na tetania completa e reduzir a magnitude das vibrações musculares (Lammert et al., 1976; Orizio, 1993 e Vaz et al., 1996b). Considerando-se que as

vibrações musculares são produzidas pela contração tetânica incompleta das UMs (entende-se aqui como contração tetânica incompleta aquela contração onde há a formação de um platô de força, mas onde ainda existem flutuações de força neste platô; (Vaz et al., 1996a), então o sinal MMG deve ser capaz de detectar qual estratégia de ativação das UMs (aumento do recrutamento de UMs ou aumento na taxa de disparo das UMs) é predominantemente usada pelo sistema nervoso central com o aumento do esforço voluntário (Perry-Rana et al., 2003).

O comportamento mecânico de um músculo está associado ao comportamento mecânico de suas fibras ou UMs (Binder e Mendell, 1990). A predominância de um tipo de fibra (ou UM) confere ao músculo as suas características mecânicas (Mealing e McCathy, 1991; Orizio e Veicsteinas, 1992; Marchetti et al., 1992; Mealing et al., 1996; Yoshitake e Moritani, 1999; Freitas et al., 2001; Yoshitake et al., 2002). O sinal MMG tem sido associado tanto ao comportamento mecânico do músculo esquelético (Stokes e Dalton, 1991; Stokes, 1993; Zwarts e Keidel, 1991; Cole e Barry, 1994), quanto ao padrão de ativação das UMs (Lammert et al., 1976; Orizio, 1993; Vaz et al., 1996b; Yoshitake e Moritani, 1999) durante o esforço voluntário. Dessa forma, um músculo com predominância de fibras de contração rápida seria capaz de aumentar sua produção de força recrutando grandes e rápidas UMs até níveis elevados de contração voluntária, diferente de músculos com predominância de fibras lentas, os quais recrutariam suas unidades motoras até níveis inferiores de esforço voluntário, e aumentariam sua produção de força elevando a frequência de ativação de suas UMs.

Segundo Orizio (1993), a MMG pode fornecer informações a respeito dos tipos de fibras musculares. De fato, alguns trabalhos relatam diferenças na amplitude e na

freqüência do sinal MMG entre músculos com um maior percentual de fibras de contração rápida e músculos com um maior percentual de fibras de contração lenta, durante protocolos de esforço voluntário (Mealing e McCarthy, 1991; Orizio e Veicsteinas, 1992; Yoshitake e Moritani, 1999; Freitas et al., 2001). Tendo em vista, então, que o uso reduzido da musculatura sujeita a um período de imobilização produz uma redução no percentual de fibras de contração lenta e um conseqüente aumento no percentual de fibras de contração rápida (Grimby et al., 1980; Haggmark et al., 1986), espera-se uma mudança na estratégia de recrutamento das UMs de músculos que foram imobilizados (recrutamento de novas unidades motoras até níveis elevados de esforço voluntário, sem elevação na freqüência de disparo das unidades motoras já recrutadas), o que resultaria na mudança de comportamento do sinal MMG durante um protocolo de esforço voluntário.

O presente estudo foi desenvolvido a fim de que se possa investigar as respostas musculares após a imobilização, ao longo de um protocolo de esforço voluntário, onde a ativação muscular foi produzida via sistema nervoso central.

2.2 Objetivos

2.2.1 Objetivo Geral

Avaliar as respostas de força, do sinal EMG e do sinal MMG de músculos do tornozelo de um grupo de indivíduos submetidos a um período de imobilização e um grupo controle, durante um protocolo de contrações voluntárias.

2.2.2 Objetivos Específicos

- Comparar os valores de torque máximo dos grupos musculares flexores plantares e flexores dorsais do tornozelo, entre o grupo que foi submetido à imobilização e grupo controle;
- Comparar os valores RMS do sinal EMG dos músculos gastrocnêmio medial (GM), sóleo (SOL) e tibial anterior (TA), durante contração voluntária máxima (CVM), entre o grupo que foi submetido à imobilização e grupo controle;
- Comparar os valores da MDF do sinal EMG dos músculos GM, SOL e TA, durante CVM, entre o grupo que foi submetido à imobilização e grupo controle;
- Comparar os valores RMS do sinal MMG dos músculos GM, SOL e TA, nos diferentes percentuais de esforço voluntário, entre o grupo que foi submetido à imobilização e grupo controle;
- Comparar os valores da MDF do sinal MMG dos músculos GM, SOL e TA, nos diferentes percentuais de esforço voluntário, entre o grupo que foi submetido à imobilização e grupo controle.

2.3 Hipóteses

Baseado nas evidências de que um período de imobilização produz uma redução substancial da capacidade de produção de força muscular (Müller, 1970; Imms et al., 1977; Imms e McDonald, 1978; MacDougall et al., 1980; Witzmann et al., 1982; Hortobágyi et al., 2000), esperava-se que:

- I) os valores de torque máximos dos grupos musculares do segmento corporal do grupo que foi imobilizado fossem menores do que valores de torque dos grupos musculares do grupo controle.

Considerando-se que a redução do uso do músculo esquelético provoca uma redução na atividade elétrica da membrana muscular, a qual deve diminuir a capacidade de ativação das UMs (Fudema et al., 1961; Sale et al., 1982; Duchateau e Hainaut, 1990), acreditava-se que:

- II) os valores RMS do sinal EMG dos músculos do grupo submetido à imobilização deveriam apresentar uma redução em relação aos valores RMS dos músculos do grupo controle.

Tendo em vista que o músculo SOL é um músculo antigravitacional, e que este tipo de músculo tem sido demonstrado ser mais atingido pelos efeitos do uso muscular reduzido do que os músculos que não são antigravitacionais (Thorton e Rummel, 1974; LeBlanc et al., 1988), esperava-se que:

- III) os músculos flexores plantares do tornozelo do grupo que foi submetido à imobilização sofressem maiores alterações em relação à capacidade de produção de força e à capacidade de ativação do que os flexores dorsais, os quais não são compostos por músculos antigravitacionais.

Considerando-se que músculos submetidos à imobilização sofrem uma alteração na sua composição de fibras em direção a um maior percentual de fibras de contração rápida (Grimby et al., 1980; Haggmark et al., 1986), e que a MDF do

sinal EMG está relacionada com a velocidade de condução dos potenciais de ação ao longo do músculo (Arendt-Nielsen e Mills, 1985; Zwarts et al., 1987), esperava-se que:

- IV) os valores da MDF do sinal EMG dos músculos do grupo submetido à imobilização fossem superiores à MDF do sinal EMG dos músculos do grupo controle, em função do maior percentual de fibras rápidas nos músculos do grupo imobilizado, que aumentariam a velocidade de condução dos potenciais de ação nesses músculos.

Partindo-se do pressuposto de que existe uma relação entre as estratégias de recrutamento das UMs e o sinal MMG obtido durante diferentes níveis de esforço voluntário (Lammert et al., 1976), e assumindo-se que a atrofia muscular provoca uma redução na atividade neural e na capacidade de produção de força do músculo, conforme mostraram alguns estudos com animais (Witzmann et al., 1982; Robinson et al., 1991; McDonald et al., 1994), esperava-se que:

- V) os valores RMS absolutos do sinal MMG dos músculos do grupo submetido à imobilização fossem menores do que os valores RMS dos músculos do grupo controle, em função da redução do comportamento mecânico (capacidade de produção de força) e da capacidade de ativação destes músculos.

Tendo em vista que estudos com modelos animais (Edgerton et al., 1975; Spector et al., 1982; Simard et al., 1982) e humanos (Grimby et al., 1980; Haggmark et al., 1986), submetidos ao uso reduzido da musculatura, apresentaram aumento no

percentual de fibras de contração rápida e redução no percentual de fibras de contração lenta, acreditava-se que:

- VI) deveria haver uma redução mais tardia dos valores RMS do sinal MMG nos músculos do grupo submetido à imobilização em relação ao grupo controle, em função de um aumento no percentual de UMs rápidas nos músculos do grupo submetido à imobilização, as quais necessitam de níveis mais elevados de ativação para produzir tetania completa.

Tendo em vista que músculos compostos por um maior percentual de fibras de contração rápida devem apresentar uma redução no conteúdo de baixa frequência do sinal MMG, o que não deve ocorrer com músculos com um maior percentual de fibras de contração lenta esperava-se que:

- VII) a MDF do sinal MMG dos músculos dos segmentos submetidos à imobilização apresentasse valores mais elevados do que os músculos saudáveis durante o protocolo contrações voluntárias, em função de um maior percentual de fibras de contração rápida presentes nos músculos dos segmentos submetidos à imobilização em comparação aos músculos dos segmentos saudáveis.

2.4 Material e Métodos

2.4.1 Amostra

Vinte e três sujeitos, de ambos os sexos, de 18 a 50 anos, que foram submetidos a um período de duas semanas de imobilização do tornozelo devido a um entorse de grau II dessa articulação, e trinta e dois indivíduos saudáveis (grupo controle), com características semelhantes aos sujeitos lesionados em relação à idade, sexo e peso corporal, foram intencionalmente selecionados para comporem a amostra. A imobilização do tornozelo foi realizada na posição neutra dessa articulação (posição onde o ângulo formado entre a planta do pé e a linha da perna foi igual a zero). Todos os sujeitos tiveram seus tornozelos imobilizados no mesmo dia da ocorrência da lesão e foram submetidos à avaliação de 0 a 6 dias após a retirada do gesso. Entre os indivíduos que foram imobilizados, quatorze realizaram o teste de flexão plantar e nove realizaram o teste de flexão dorsal do tornozelo. Em relação ao grupo controle, dezesseis indivíduos realizaram o teste de flexão plantar e outros dezesseis, o teste de flexão dorsal. O entorse de grau II ou moderado, segundo Balduini e Tetzlaff (1982), caracteriza-se pela presença de hematoma e edema de maior dimensão, devido a uma maior lesão vasomotora, apresenta quadro algico e inflamatório maior do que no entorse de grau I, e por isso, o apoio e a marcha são dificultados. Neste tipo de entorse, ocorre uma ruptura parcial de ligamentos. Foram descartados da amostra indivíduos que tenham sofrido qualquer outra lesão que não fosse somente entorse da articulação do tornozelo, tais como

fraturas, rupturas totais de ligamentos e cirurgias. Os pacientes foram recrutados junto a clínicas de reabilitação, consultórios médicos, ambulatórios e pronto-socorros da região metropolitana de Porto Alegre.

Foram fornecidas, antes dos testes, informações detalhadas a respeito dos procedimentos a serem utilizados. Todos os indivíduos assinaram um termo de consentimento, declarando-se de acordo com sua participação voluntária na pesquisa (Anexo 1). Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética de Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (protocolo 200391).

2.4.2 Controle das Variáveis

2.4.2.1 Amplitude Articular

As amplitudes de movimento articular de ambos os segmentos foram obtidas através do uso de goniômetro. Foram coletados dados dos movimentos ativos de flexão plantar e flexão dorsal do tornozelo. Com o indivíduo sentado e os joelhos estendidos, a posição neutra (ângulo de zero graus) foi determinada como aquela onde o ângulo formado entre a planta do pé e a linha da perna fosse igual a 90° (Norkin e White, 1995). A partir dessa posição, a mensuração foi realizada considerando os ângulos em direção à flexão dorsal em graus negativos, e positivos os graus em direção à flexão plantar.

2.4.2.2 Perimetria

Com o objetivo de quantificar o grau de atrofia, a perimetria foi realizada em ambos os membros inferiores dos sujeitos, através de fita métrica. Marcas foram feitas de 5 em 5 centímetros nas pernas dos sujeitos, a partir de uma marca no bordo inferior da patela, de forma a obter 5 perímetros de cada membro inferior. Essa metodologia foi semelhante à utilizada por Marins e Giannichi (1996).

2.4.2.3 Dobras Cutâneas

Tendo-se em vista que a quantidade de gordura subcutânea localizada no ventre muscular dos músculos GM, SOL e TA pode interferir nos sinais EMG e MMG, três medidas consecutivas de dobras cutâneas foram realizadas através de um compasso de dobras cutâneas Lange (EUA), sobre a pele do terço distal de cada um dos três músculos, nos locais de posicionamento dos eletrodos EMG e dos acelerômetros. Para fins de comparação, foi considerado o valor médio das três medidas.

2.4.2.4 Torque

A capacidade de produção de força dos grupos musculares flexores plantares e flexores dorsais do tornozelo foi avaliada através do torque. O torque foi mensurado através de um dinamômetro isocinético Cybex, modelo NORM (Lumex & Co., Ronkonkoma, Nova Iorque, EUA, Figura 2.1). Para a avaliação do torque dos

grupos musculares flexor plantar e flexor dorsal do tornozelo, o sujeito foi posicionado em decúbito ventral. Em ambos os testes, o pé de cada indivíduo foi fixado na prancha de fixação para o pé, estando este na sua posição neutra. O membro inferior foi fixado por meio de faixas de Velcro, e os membros superiores foram mantidos junto à borda do dinamômetro. O dinamômetro foi posicionado de modo que o eixo de rotação do aparelho estivesse alinhado com o eixo de rotação aparente da articulação do tornozelo. A fim de sincronizar a aquisição dos sinais de torque, MMG e EMG, um cabo foi conectado entre a interface auxiliar do dinamômetro e a placa analógico-digital de 16 canais (Dataq Instruments, Inc. Akron, EUA) que foi usada para coleta dos sinais EMG e MMG através sistema de aquisição de dados CODAS. Todos os dados foram armazenados em um computador Pentium (200 MHZ) para posterior análise.



Figura 2.1 – Posicionamento do indivíduo no dinamômetro, durante a coleta de dados.

2.4.2.5 Sinais EMG

Os sinais EMG dos músculos GM, SOL e TA foram obtidos através de um eletromiógrafo de oito canais (Bortec Electronics Inc., Calgary, Canadá). Pares de eletrodos de superfície passivos descartáveis da marca Kendall (MEDITRACE – 100; Ag/AgCl; diâmetro de 3 centímetros, Figura 2.2), com adesivo de fixação, em configuração bipolar, foram utilizados para medir os sinais EMG dos músculos GM, SOL e TA dos dois segmentos inferiores de cada sujeito. Os eletrodos foram posicionados na pele que recobre o terço distal de cada músculo, na direção aproximada das fibras musculares, semelhante à configuração proposta por Basmajian e De Luca (1985). Um eletrodo de referência foi colocado na superfície da pele que recobre a face anterior da tíbia. Antes da colocação dos eletrodos, a impedância elétrica da pele foi reduzida pela raspagem dos pêlos e pela limpeza da pele com álcool, a fim de remover as células mortas e a oleosidade da pele no local do posicionamento dos eletrodos. A seguir, os eletrodos foram fixados na pele, e uma leve pressão foi aplicada sobre eles para aumentar o contato entre o gel do eletrodo e a pele (Nigg e Herzog, 1994). Os sinais EMG passaram por um pré-amplificador, distante 10 cm dos eletrodos e, a seguir, passaram por um amplificador principal antes de serem armazenados, conforme descrito anteriormente.

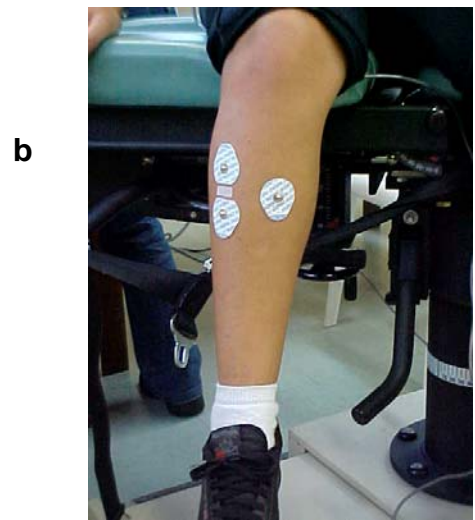


Figura 2.2 – Posicionamento dos eletrodos EMG nos músculos GM, SOL (a) e TA (b).

2.4.2.6 Sinais MMG

Acelerômetros unidirecionais miniaturizados (modelo Entran EGA -125 D, com uma frequência de resposta de 0 a 200 Hz, Figura 2.3) foram utilizados para medir os sinais MMG. Cada acelerômetro foi fixado na superfície da pele sobre os músculos GM, SOL e TA, por meio de uma fita adesiva de dupla face, e colocados entre os eletrodos de EMG, a fim de garantir que os sinais MMG e EMG fossem provenientes de locais semelhantes do músculo. Este procedimento foi semelhante ao utilizado por Vaz et al. (1996a). O sinal MMG foi transmitido para um condicionador de sinais ENTRAN MSC6, com módulos MSC-A1, utilizando o ganho de 2K. O sinal amplificado também foi convertido pela mesma placa analógico-digital, utilizada na aquisição dos sinais de torque e dos sinais EMG.



Figura 2.3 – Acelerômetro miniaturizado utilizado na aquisição dos sinais MMG.

2.4.3 Protocolo

Previamente à realização dos testes, os sujeitos foram instruídos sobre o funcionamento dos equipamentos, sobre o protocolo dos testes, e seus dados pessoais foram anotados. Em seguida, foram avaliadas a massa corporal (em kg), a estatura (em cm), a perimetria (em cm), a amplitude articular (em graus) dos tornozelos e as dobras cutâneas (em mm) do ventre dos músculos GM, SOL e TA de cada sujeito.

Cada sujeito foi submetido a um teste somente: de flexores plantares ou de flexores dorsais, em função do tempo necessário para a realização de cada um dos protocolos.

Em seguida, foram executadas três contrações isométricas voluntárias máximas (CVMs) dos músculos flexores plantares ou dos flexores dorsais do tornozelo, na posição neutra, por um período de 2 segundos cada. Um intervalo de 2 minutos foi observado entre cada contração para evitar possíveis efeitos da fadiga.

O maior valor de força obtido durante as três CVMs foi utilizado para calcular os diferentes níveis de contração isométrica a serem testados, ou seja, níveis de 0 a 100% da CVM, com incrementos de 10%. Com exceção das CVMs, as demais contrações (i.e. 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80 e 90% CVM) foram mantidas por aproximadamente 7 segundos e foi dado um intervalo de 2 segundos entre elas. A

ordem de execução dos diferentes níveis de esforço voluntário foi realizada de forma aleatória e determinada por sorteio. Através de um osciloscópio de dois canais, um *feedback* visual foi fornecido aos sujeitos a fim de permitir a manutenção da força nos diferentes níveis de esforço voluntário.

2.4.4 Análise dos Dados

2.4.4.1 Torque

Os valores de torque máximo e submáximo foram obtidos diretamente do registro no dinamômetro isocinético. Somente os valores de torque máximo foram utilizados na comparação entre os grupos.

2.4.4.2 Sinais EMG e MMG

Os sinais EMG e MMG foram analisados através do sistema SAD 32 (versão 2.59b). Os passos utilizados para a análise dos sinais EMG e MMG foram os seguintes: (a) a linha de base de cada sinal foi posicionada na escala zero; (b) foram removidos os ganhos utilizados durante a aquisição dos sinais, para que o sinal retornasse à sua amplitude original; (c) para os sinais MMG utilizou-se o filtro ideal (que remove o sinal dentro de uma faixa de frequência especificada) com uma frequência de corte inferior a 3 Hz (de forma a eliminar os ruídos que ocorrem de 0 a 3 Hz) e superior a 200 Hz (pelo fato de haver pouco sinal MMG acima de 100 Hz;

Stokes, 1993; Barry, 1992); os sinais EMG, por sua vez, foram submetidos a um filtro ideal com uma frequência de corte inferior a 10 Hz e superior a 800 Hz; (d) foi realizada uma análise via Transformada Rápida de Fourier (FFT), ou seja, a partir do espectro de frequência dos sinais, para a detecção de possíveis ruídos em frequências específicas, como por exemplo o ruído de 60 Hz; (e) quando a presença de ruído foi detectada, utilizou-se um filtro rejeita-banda, nas frequências específicas; (f) foram recortados os intervalos dos sinais a serem utilizados para a análise; (g) a mediana da frequência (MDF) foi calculada; e (h) foram obtidos os valores *root mean square* (RMS), ou seja, os índices referentes à amplitude e à densidade dos sinais.

Os valores RMS e a MDF dos sinais EMG e MMG foram obtidos da seguinte maneira: das contrações voluntárias máximas de 2 segundos de duração, aproximadamente 1 segundo foi utilizado, eliminando-se o início e o final da contração. Para os diferentes níveis de contração voluntária máxima, 5 segundos do centro das contrações foram utilizados. Desta forma, foram analisados apenas os sinais obtidos durante o platô de força de forma a evitar as alterações mecânicas do músculo que ocorrem no início e no final da contração (Cole e Barry, 1994).

2.4.5 Tratamento Estatístico

Para a análise estatística foi utilizado o programa Sigma Stat (versão 2.03), adotando-se nível de significância 0,05.

Análise descritiva dos dados foi utilizada para determinar a homogeneidade dos mesmos em cada um dos grupos.

Os dados de amplitude articular do tornozelo e de perimetria foram comparados entre o segmento que foi submetido à imobilização, o seu segmento contralateral e o segmento saudável (grupo controle), por meio do teste T de *Student*, para verificar uma possível redução da amplitude articular e da massa muscular, respectivamente.

Uma correlação foi feita entre os valores das dobras cutâneas dos músculos em estudo e os valores RMS do sinal MMG, para verificar a existência de uma possível relação entre essas variáveis.

ANOVA de um fator foi utilizada para verificar a existência de diferenças significativas nas seguintes situações:

- na comparação dos valores de torque entre os segmentos que foram submetidos à imobilização e os segmentos saudáveis (grupo controle), durante a CVM, para o grupo muscular flexor plantar e para o grupo muscular flexor dorsal do tornozelo;
- na comparação dos valores RMS e da MDF do sinal EMG, entre os segmentos que foram submetidos à imobilização e os segmentos saudáveis (grupo controle), durante a CVM, para os diferentes músculos em estudo (GM, SOL e TA);

ANOVA de dois fatores (grupo e diferentes percentuais de CVM), para medidas repetidas (diferentes percentuais de CVM) foi utilizada para verificar a existência de diferenças significativas nas seguintes situações:

- na comparação dos valores RMS e da MDF do sinal MMG, entre os segmentos que foram submetidos à imobilização e os segmentos saudáveis (grupo controle),

nos diferentes níveis de CVM (de 0 a 100%), para os diferentes músculos em estudo (GM, SOL e TA);

2.5 Resultados

A amplitude articular do tornozelo não mostrou diferença significativa entre os segmentos do grupo controle tanto para flexão plantar, quanto para flexão dorsal. Já no grupo imobilizado, houve diferença significativa entre o segmento que foi submetido à imobilização e o segmento contralateral do grupo imobilizado tanto para flexão plantar quanto para flexão dorsal (Tabela 2.1). Não houve diferença significativa nos valores da perimetria do segmento inferior entre os grupos imobilizado e controle e também não houve diferença desses valores entre os segmentos direito e esquerdo, e imobilizado e contralateral dentro de cada grupo (Tabela 2.2). Em relação às dobras cutâneas medidas sobre a pele do ventre muscular, os resultados foram semelhantes para os três músculos em estudo (GM, SOL e TA) e não ocorreram diferenças significativas entre os grupos, e nem entre os dois segmentos de cada grupo (GM, SOL e TA, Tabela 2.3). Além disso, os índices de correlação entre os valores RMS do sinal MMG e os valores das dobras cutâneas dos músculos GM, SOL e TA foram baixos, na sua maioria, e não foram consistentes entre os músculos (Tabela 2.4).

Tabela 2.1 – Amplitude articular de movimento do tornozelo em cm (média \pm DP), de flexão plantar e flexão dorsal, dos sujeitos do grupo controle (segmento

direito e esquerdo) e dos sujeitos do grupo que foi imobilizado (segmento que foi imobilizado e o segmento contralateral). # indica $p < 0,05$, na comparação entre o segmento imobilizado e o segmento contralateral do grupo imobilizado, tanto para flexão plantar quanto para a flexão dorsal.

CONTROLE	Flexão plantar	Flexão dorsal
Direito	67,37 ($\pm 6,9$)	- 9,75 ($\pm 4,56$)
Esquerdo	65,31 ($\pm 11,44$)	-6,38 ($\pm 11,86$)
IMOBILIZADOS	Flexão plantar	Flexão dorsal
Imobilizado	49,92 ($\pm 8,9$) #	7,23 ($\pm 6,36$) #
Contralateral	66,23 ($\pm 7,9$)	-3,61 ($\pm 4,77$)

Tabela 2.2 - Dados de perimetria em cm (média \pm DP) dos membros inferiores do grupo controle (direito e esquerdo) e do grupo submetido à imobilização (segmento que foi imobilizado e o segmento contralateral).

CONTROLE	5 cm	10 cm	15cm	20cm
Direito	33,46 (\pm 2,01)	34,96 (\pm 2,21)	34,64 (\pm 2,42)	30,67 (\pm 2,7)
Esquerdo	33,28 (\pm 2,06)	34,80 (\pm 2,56)	34,55 (\pm 2,64)	30,73 (\pm 2,63)
IMOBILIZADOS	5 cm	10 cm	15cm	20cm
Imobilizado	34,82 (\pm 3,56)	36,1(\pm 3,83)	35,65 (\pm 3,69)	31,81(\pm 4,01)
Contralateral	35,76 (\pm 3,53)	37,07(\pm 3,53)	36,79 (\pm 2,64)	32,23 (\pm 3,88)

Tabela 2.3 – Dados das dobras cutâneas (média \pm DP, em mm), obtidas da pele que recobre o ventre dos músculos GM, SOL e TA dos dois grupos da amostra.

	GM	SOL	TA
Controle	15,16 (\pm 7,34)	10,55 (\pm 6,44)	11,01 (\pm 5,67)
Imobilizado	16,9 (\pm 8,35)	13,12 (\pm 5,59)	11,42 (\pm 5,6)

Tabela 2.4 – Índices de correlação (r) entre as dobras cutâneas e os valores RMS do sinal MMG dos músculos GM, SOL e TA, do grupo controle e do grupo que foi imobilizado.

	GM	SOL	TA
--	-----------	------------	-----------

Controle	0,02	0,23	0,44
Imobilizado	0,18	0,28	0,43

Os valores de torque foram significativamente menores no grupo que foi submetido à imobilização, tanto para os flexores plantares, quanto para os flexores dorsais do tornozelo (Figura 2.4). Os valores de torque dos flexores plantares dos sujeitos imobilizados foram de 49,73% inferiores aos valores de torque do grupo controle. Os valores dos flexores dorsais dos sujeitos imobilizados foram 25,3% inferiores aos valores do grupo controle.

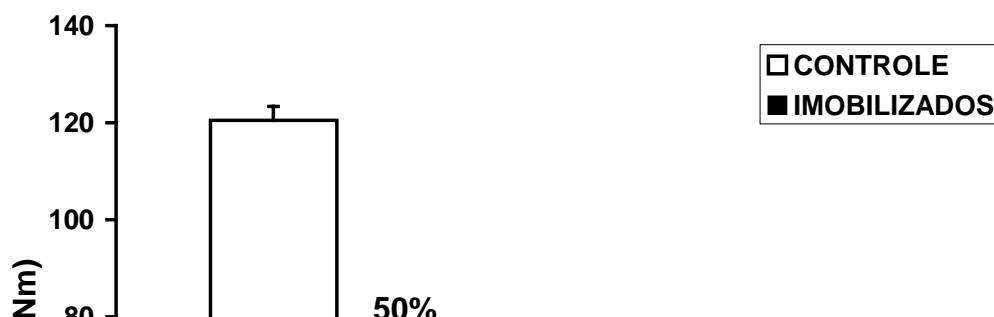


Figura 2.4 – Média (\pm erro padrão) dos valores de torque durante a CVM dos flexores plantares e dos flexores dorsais do tornozelo, dos grupos controle e grupo que foi submetido à imobilização (# indica $p < 0.05$).

Os valores RMS do sinal EMG, durante a CVM do grupo imobilizado, foram significativamente inferiores aos do grupo controle, nos três músculos em estudo (GM, SOL e TA; Figura 2.5).

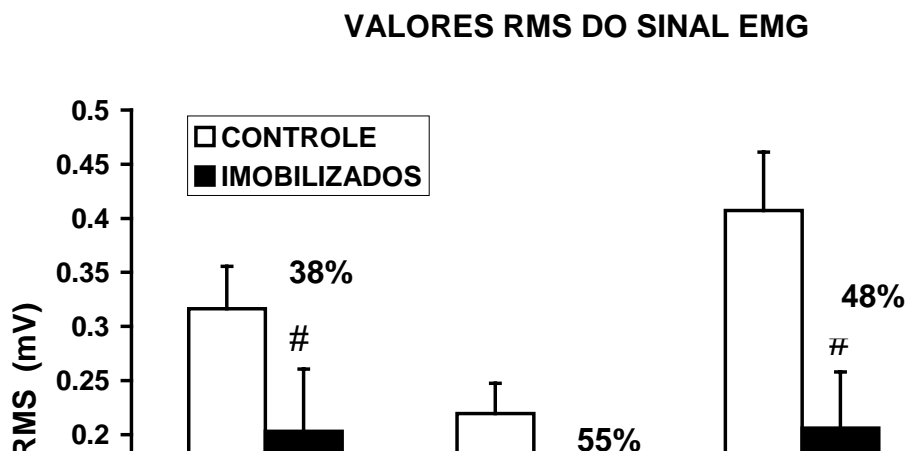


Figura 2.5 – Média (\pm erro-padrão) dos valores RMS do sinal EMG da CVM, dos músculos GM, SOL e TA, dos grupos controle e grupo submetido à imobilização (# indica $p < 0.05$).

Apesar da média dos valores da MDF do grupo imobilizado ser inferior à média do grupo controle nos três músculos estudados, não houve diferença significativa na MDF do sinal EMG da CVM (Figura 2.6).

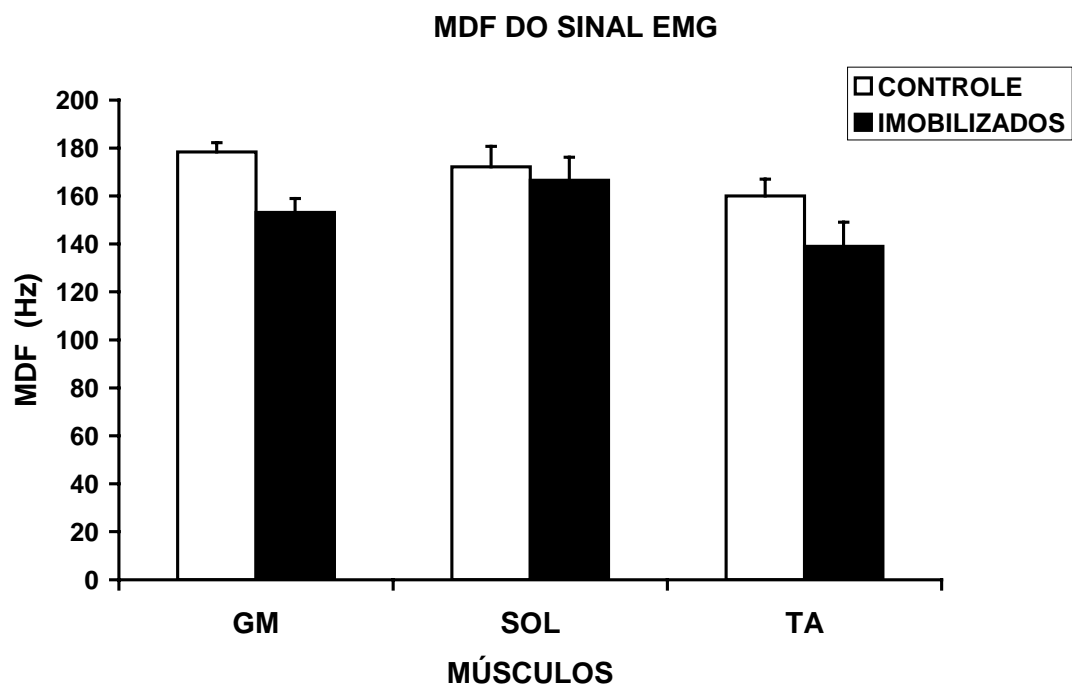


Figura 2.6- Média (\pm erro-padrão) da MDF do sinal EMG durante a CVM, dos músculos GM, SOL e TA, dos grupos controle e grupo submetido à imobilização.

Os valores RMS do sinal MMG dos músculos GM, SOL e TA aumentaram com o aumento do nível de esforço voluntário (de 10 a 100% da CVM), tanto no grupo submetido à imobilização, quanto no grupo controle. Esses dados podem ser visualizados na figura 2.7, que apresenta os valores RMS do sinal MMG do músculo GM, representativos dos outros dois músculos (SOL e TA). Não houve diferença significativa entre os dois grupos da amostra, em nenhum dos três músculos em estudo, ao longo do protocolo de contrações voluntárias.

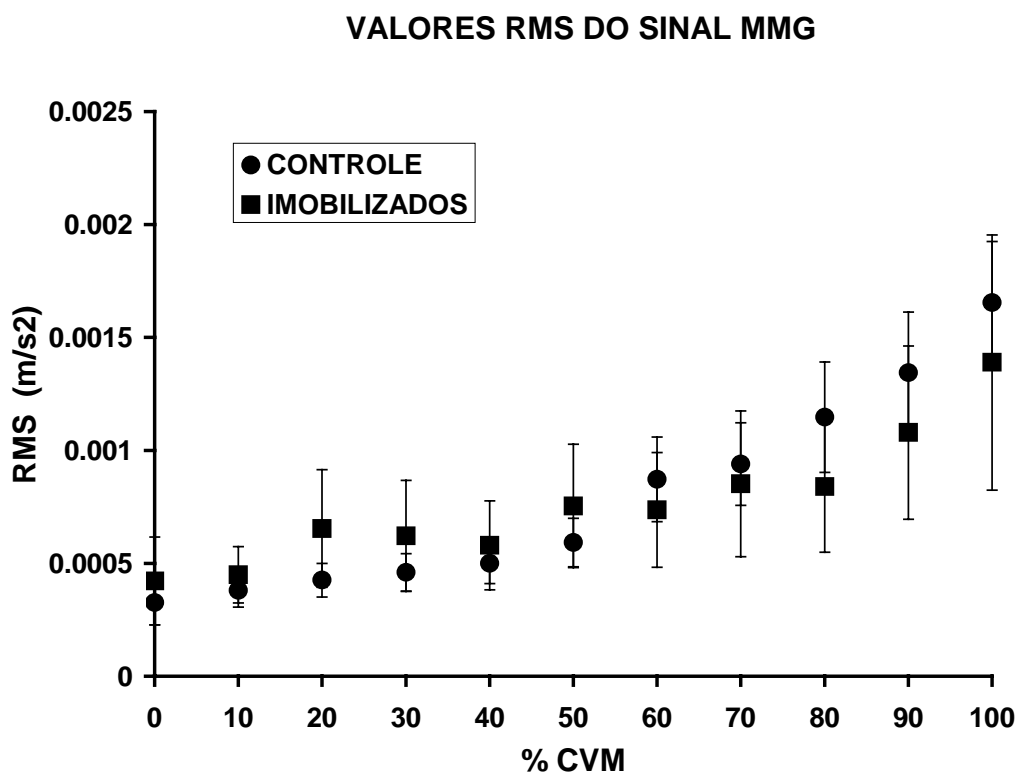


Figura 2.7 – Média (\pm erro-padrão) dos valores RMS do sinal MMG do músculo GM, dos grupos controle imobilizado, nos diferentes percentuais de CVM (0 a 100%).

O comportamento dos valores da MDF do sinal MMG dos três músculos manteve-se constante ao longo do protocolo de contrações voluntárias nos dois grupos da amostra. A figura 2.8 correspondente aos valores da MDF do músculo GM, e é representativa dos músculos SOL e TA. A MDF da MMG não apresentou diferenças significativas entre os grupos em nenhum dos três músculos estudados.

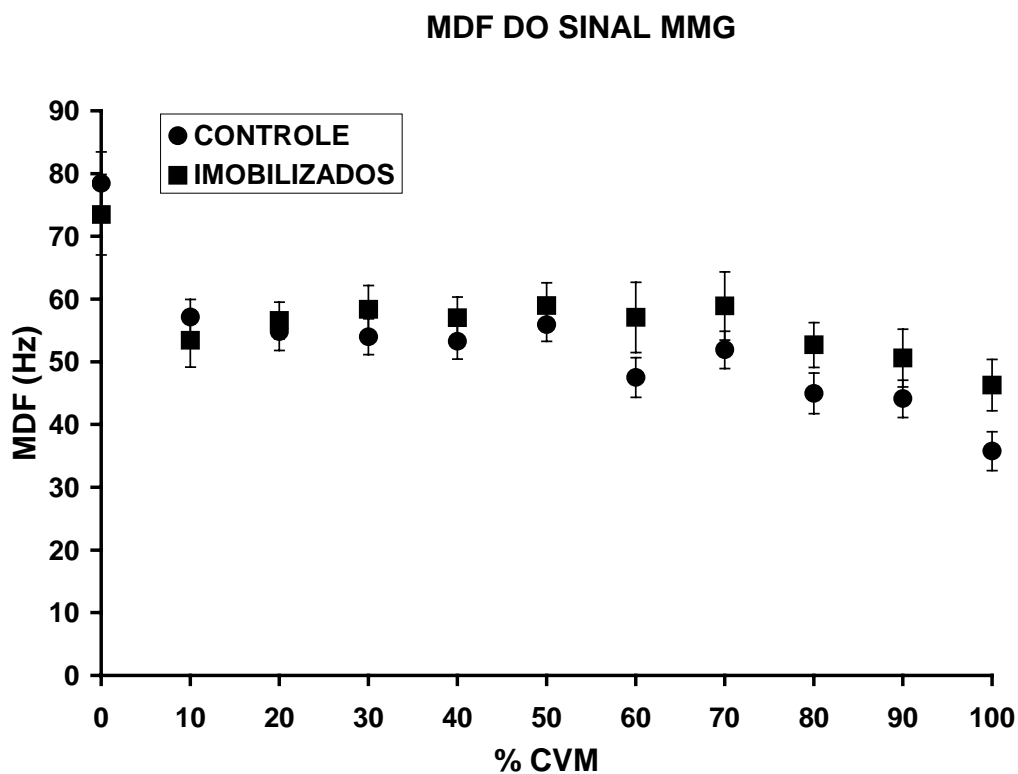


Figura 2.8 - Média (\pm erro-padrão) da MDF do sinal MMG do músculo GM, dos grupos controle e imobilizado, nos diferentes percentuais de CVM (0 a 100%).

2.6 Discussão

A MMG tem sido sugerida como uma técnica não-invasiva para o estudo da função muscular, e que poderia ser útil no diagnóstico de problemas clínicos, como por exemplo, os efeitos da adaptação do músculo esquelético à imobilização. No entanto, poucas pesquisas utilizaram essa técnica no estudo das adaptações musculares decorrentes de um período de imobilização. Portanto, o objetivo deste estudo foi investigar as adaptações na capacidade de produção de força (torque), no sinal EMG (ativação elétrica) e no sinal MMG (comportamento mecânico) dos músculos GM, SOL e TA, após um período de imobilização. Um protocolo experimental, onde foram executados diferentes níveis de esforço voluntário (de 0 a 100% da CVM), foi desenvolvido, e sete hipóteses foram formuladas no início deste trabalho, as quais serão discutidas a seguir a partir dos resultados obtidos.

Partindo-se de evidências de que um período de imobilização produz uma redução acentuada na capacidade de produção de força muscular (Müller, 1970; Imms et al., 1977; Imms e McDonald, 1978; McDougall et al., 1980; Witzmann et al., 1982; Hortobágyi et al., 2000) esperava-se que os valores máximos de torque dos flexores plantares e dos flexores dorsais do tornozelo do grupo que foi imobilizado fossem inferiores aos valores do grupo controle (hipótese 1). Os resultados da figura 2.4 dão suporte a esta hipótese, tendo em vista que os valores de torque foram significativamente menores no grupo que teve o segmento imobilizado, em relação ao grupo controle. Esta redução ocorreu tanto nos flexores plantares, quanto nos

flexores dorsais do tornozelo. Os resultados deste estudo estão de acordo com os dados de Müller (1970), Imms et al. (1977), Imms e McDonald (1978), MacDougall et al. (1980), Witzmann et al., (1982) e Hortobágyi et al., (2000), que embora tenham utilizado diferentes músculos, tanto de segmentos corporais superiores quanto de segmentos inferiores, mostraram redução significativa da força (de 20 a 50%) após um período de imobilização, ao compararem os mesmos segmentos pré e pós imobilização.

A maioria desses estudos apontam uma perda significativa da força muscular na primeira semana de imobilização. Após esse período, a redução de força torna-se mais gradual. No presente estudo, os sujeitos tiveram seus tornozelos imobilizados por aproximadamente 14 dias, período que, de acordo com a literatura, já acarretaria uma elevada perda da capacidade produção de força, conforme foi realmente constatado. A maior redução de força apresentada pelos músculos flexores plantares (50%) em relação aos flexores dorsais (25%) do tornozelo pode ser explicada pelo fato de que músculos antigravitacionais, como o SOL (um dos flexores plantares do tornozelo), são mais atingidos pelos efeitos da imobilização do que os músculos GM e TA (Thorton e Rummel, 1974; LeBlanc et al., 1988). A perda significativa de força encontrada no presente estudo nos músculos da panturrilha também pode ser explicada pelo fato de que a atrofia muscular parece ser mais evidente em músculos dos segmentos inferiores (Booth,1982), tendo em vista que estes músculos estão sujeitos à maior sobrecarga no dia-a-dia. Entretanto não foi encontrado na literatura um estudo sistemático que utilize as mesmas condições experimentais para comparar os efeitos da imobilização entre os músculos de segmentos inferiores e superiores.

Dados experimentais indicam que o uso reduzido da musculatura não está apenas associado com a capacidade de geração de força muscular, mas também com alterações na atividade EMG. Considerando que a redução no uso da musculatura devido à imobilização acarreta uma redução na atividade elétrica da membrana muscular, a qual diminui a capacidade de ativação das UMs, esperava-se que os valores RMS do sinal EMG dos músculos GM, SOL e TA, do grupo submetido à imobilização, apresentassem uma redução em relação aos valores RMS dos músculos do grupo controle (hipótese 2). Os resultados da figura 2.5 confirmam essa hipótese, uma vez que os valores RMS do sinal EMG dos músculos GM, SOL e TA, do grupo que foi imobilizado, foram significativamente menores que os valores do grupo controle. Esses dados estão de acordo com os achados de Fudema et al. (1961), Sale et al. (1982), e Duchateau e Hainaut (1987), que encontraram redução na amplitude do sinal EMG após a imobilização. Não se pode deixar de enfatizar que essa redução na atividade elétrica dos músculos, após a imobilização, pode ter ocorrido em função de uma adaptação neural ou pode ter sido conseqüência de outros fatores, como por exemplo, a inibição muscular. Os mecanismos que impedem a ativação completa dos músculos após alguma lesão articular ou doença ainda não são bem compreendidos (Suter e Herzog, 2000). A inibição muscular, conforme Young (1993), é a inabilidade de ativar, ao máximo, todas as UMs de um músculo durante esforço voluntário. De acordo com os estudos de Slemenda et al. (1998), a atrofia por desuso não parece ser inteiramente responsável pela redução da força muscular, tornando-se favorável propor que a inibição muscular pode contribuir para a fraqueza muscular após algum tipo de lesão.

Fournier et al. (1983) encontraram diferentes respostas no sinal EMG, nos músculos GM e SOL de ratos, após a imobilização em diferentes posições (encurtada, neutra e alongada). O SOL mostrou maior redução do sinal EMG do que o GM, e essa redução foi mais acentuada quando o segmento do rato foi imobilizado numa posição encurtada. Na posição alongada, nenhum dos dois músculos sofreu alteração na atividade EMG. Foi sugerido, então, que o sinal EMG é dependente do tipo de músculo e do comprimento no qual eles são imobilizados. Tendo em vista que o músculo SOL apresenta maior predominância de fibras lentas (Johnson et al., 1973) do que os músculos GM e TA, e que este músculo parece ser mais atingido pelos efeitos da imobilização do que os músculos rápidos, foi formulada a hipótese 3 deste estudo. De acordo com essa hipótese, acreditava-se que os flexores plantares do tornozelo, do grupo que foi submetido à imobilização, sofressem maiores alterações em relação à capacidade de produção de força e à capacidade de ativação do que os flexores dorsais, os quais são compostos somente por músculos com predominância de fibras rápidas. Os resultados da figura 2.4 dão suporte a esta hipótese, pois a média dos valores de torque dos flexores plantares do grupo que foi imobilizado foi 50% inferior à do grupo controle. Os flexores dorsais do grupo imobilizado, por sua vez, apresentaram os valores de torque 25% inferiores aos valores do grupo controle. Em relação à capacidade de ativação dos três músculos em estudo, a figura 2.5 também suporta a hipótese 3, pelo fato de que a redução nos valores RMS do sinal EMG no grupo submetido à imobilização foi mais acentuada no músculo SOL (55%), que é um músculo antigravitacional, do que no GM (38%) e no TA (48%), que não são músculos antigravitacionais. Esses resultados concordam com os achados de Thorton e Rummel (1974) e LeBlanc et al. (1988), que

encontraram alterações estruturais e funcionais em músculos antigravitacionais após a redução do uso da musculatura.

A frequência do sinal EMG também foi analisada neste estudo. Considerando-se que músculos submetidos à imobilização sofrem uma alteração na sua composição de fibras em direção a um maior percentual de fibras de contração rápida (Grimby et al., 1980; Haggmark et al., 1986), e que a MDF do sinal EMG está relacionada com a velocidade de condução dos potenciais de ação ao longo do músculo (Arendt-Nielsen e Mills, 1985; Zwarts et al., 1987), esperava-se que os valores da MDF do sinal EMG dos músculos do grupo submetido à imobilização fossem superiores à MDF do sinal EMG dos músculos do grupo controle, em função do maior percentual de fibras rápidas nos músculos do grupo imobilizado, que aumentariam a velocidade de condução dos potenciais de ação nesses músculos (hipótese 4). Os resultados da figura 2.6 não dão suporte a esta hipótese, uma vez que não houve diferença significativa na MDF do sinal EMG entre o grupo que foi imobilizado e o grupo controle, durante a CVM. Estes dados são semelhantes aos achados de Duchateau e Hainaut (1991) que não encontraram diferença na MDF do sinal EMG do músculo adutor do polegar (AP) submetido a 6 semanas de imobilização e seu controle contralateral. Entretanto, fica difícil comparar nossos resultados com os de Duchateau e Hainaut (1991), uma vez neste estudo os sujeitos executaram uma contração voluntária sustentada até a fadiga.

Tendo em vista que existe uma relação entre as estratégias de recrutamento das UMs e o sinal MMG obtido durante diferentes níveis de esforço voluntário (Lammert et al., 1976), e assumindo-se que a atrofia muscular provoca uma redução na atividade neural e na capacidade de produção de força do músculo, conforme

mostraram alguns estudos com animais (Witzmann et al., 1982; McDonald et al., 1994; Robinson et al., 1991), esperava-se que os valores RMS absolutos do sinal MMG dos músculos do grupo submetido à imobilização fossem menores do que os valores RMS dos músculos do grupo controle, em função da redução do comportamento mecânico (capacidade de produção de força) e da capacidade de ativação destes músculos (hipótese 5). Os resultados da figura 2.7 não dão suporte a esta hipótese, tendo em vista que não houve diferença significativa nos valores RMS do sinal MMG entre os grupos controle e imobilizado em nenhum dos três músculos estudados (GM, SOL e TA). Embora tenha havido redução na capacidade de produção de força (figura 2.4) e na ativação elétrica dos músculos após a imobilização (figura 2.5), os resultados sugerem que a MMG não foi suficientemente sensível para detectar tais alterações.

Estudos de redução do uso da musculatura, tanto em modelos animais (Edgerton et al., 1975; Spector et al., 1982; Simard et al., 1982) como em seres humanos (Grimby et al., 1980; Haggmark et al., 1986), demonstraram aumento no percentual de fibras de contração rápida e redução no percentual de fibras de contração lenta nesses músculos. A partir dessas evidências, esperava-se que houvesse uma redução mais tardia dos valores RMS do sinal MMG nos músculos do grupo que foi imobilizado em relação ao grupo controle, em função de um aumento no percentual de UMs rápidas nos músculos do grupo submetido à imobilização, os quais necessitam de níveis mais elevados de ativação para produzir tetania completa (hipótese 6). Em outras palavras, esperava-se que o aumento no percentual de fibras de contração rápida e a redução no percentual no percentual de fibras de contração lenta ocasionassem um aumento dos valores RMS do sinal MMG com o

aumento do esforço voluntário, tendo em vista o aumento das flutuações de força pelo deslocamento da curva de força-freqüência em direção a maiores freqüências pelo aumento do percentual de fibras rápidas, as quais atingem tetania completa a maiores níveis de esforço voluntário. Os resultados da figura 2.7 não suportam a hipótese proposta, pois os valores RMS do sinal MMG apresentaram um comportamento semelhante, nos dois grupos da amostra, durante o protocolo de esforço voluntário. Esses dados diferem de outros estudos que utilizaram a MMG para diferenciar músculos com diferentes percentuais de fibras (Mealing e McCathy, 1991; Orizio e Veicsteinas; 1992; Mealing et al., 1996; Freitas et al., 2001), durante contrações voluntárias. A impossibilidade de se realizar biópsia muscular para determinar o percentual de fibras dos sujeitos do grupo controle e do grupo imobilizado (antes e após o período de imobilização) não permitiu que se obtivesse medidas diretas do percentual de fibras dos músculos em estudo dos indivíduos da amostra. Uma vez que não foi possível determinar se os quatorze dias de imobilização ocasionaram as alterações esperadas em relação aos percentuais de fibras rápidas e lentas dos músculos imobilizados, e nem na predominância do percentual de fibras dos indivíduos do grupo controle, existe a possibilidade de que essas alterações não tenham ocorrido, ou que os grupos, por serem heterogêneos em termos de predominância de tipos de fibras, não tenham possibilitado determinar as diferenças esperadas. Em função disso, o sinal MMG demonstrou não existir diferenças significativas entre os grupos, ou talvez a técnica da MMG não seja sensível o suficiente para diferenciar o comportamento mecânico dos músculos entre os dois grupos da amostra.

Em relação à frequência do sinal MMG, tendo em vista que um músculo composto por um maior percentual de fibras de contração rápida deve apresentar uma redução no conteúdo de baixa frequência do sinal MMG, o que não deve ocorrer com músculos com um maior percentual de fibras de contração lenta, esperava-se que, durante o esforço voluntário, os músculos submetidos a um período de imobilização apresentassem frequências superiores em relação ao sinal MMG dos músculos do grupo controle (hipótese 7). A figura 2.8 não dá suporte a essa hipótese, pois a MDF do sinal MMG não apresentou diferença significativa entre os dois grupos da amostra, em nenhum dos três músculos estudados (GM, SOL e TA). Esses achados são diferentes dos resultados de Marchetti et al. (1974), que mostraram frequências inferiores para os músculos que foram imobilizados. Apesar deste ter sido o único trabalho encontrado na literatura, que investigou a frequência do sinal MMG após a imobilização de um segmento corporal, não foi feita uma avaliação quantitativa da frequência do sinal, o que torna difícil qualquer generalização dos resultados.

Outros experimentos que estudaram o sinal MMG na área clínica, como o de Rathigan et al. (1986), que estudaram indivíduos portadores de miopatia, e Rodriguez et al. (1996), que investigaram indivíduos portadores de poliomelite, verificaram frequências inferiores no sinal MMG de músculos destes pacientes, em relação aos músculos de indivíduos saudáveis. No entanto, a comparação dos resultados desses estudos com os nossos fica prejudicada, uma vez que as adaptações estruturais-funcionais nesses estudos podem ter sido diferentes das ocorridas após um período de 14 dias de imobilização.

2.7 Conclusões

Nossos resultados demonstraram a ocorrência de adaptações no comportamento mecânico e fisiológico dos músculos GM, SOL e TA, após um período de duas semanas de imobilização. Essas alterações foram evidenciadas pela menor capacidade de produção de força dos flexores plantares e dos flexores dorsais, e pelos menores valores RMS do sinal EMG dos músculos GM, SOL e TA do grupo que foi submetido à imobilização, em relação ao grupo controle. O sinal MMG não mostrou diferenças nos valores RMS e na MDF entre o grupo que foi imobilizado e o grupo controle, indicando que essa técnica não foi capaz de revelar as adaptações musculares após um período de imobilização como era esperado.

CAPÍTULO 3

ADAPTAÇÃO FUNCIONAL DO MÚSCULO ESQUELÉTICO APÓS IMOBILIZAÇÃO DURANTE CONTRAÇÕES PRODUZIDAS POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA ARTIFICIAL

3.1 Introdução

A MMG é uma técnica não-invasiva que mede as vibrações musculares produzidas durante a contração. Essas vibrações têm sido associadas ao comportamento mecânico do músculo (Stokes e Dalton, 1991; Stokes, 1993; Zwarts e Keidel, 1991; Cole e Barry, 1994).

A Teoria da Contração Tetânica Incompleta das Unidades Motoras (UMs) é aquela que, segundo Vaz et al. (1996a), melhor consegue explicar o mecanismo das vibrações musculares. Essa teoria fundamenta-se na idéia de que as UMs produzem tetania incompleta quando ativadas sob frequências inferiores a 20-30 Hz, para UMs de contração lenta (e.g. Mc Phedran et al., 1965) e inferiores a 40-60 Hz, para UMs de contração rápida (e.g. Burke et al., 1973; Wuerker et al., 1965). As flutuações de força produzidas pela contração tetânica incompleta das UMs (entende-se aqui como contração tetânica incompleta aquela contração onde há a formação de um platô de força, mas onde ainda existem flutuações de força neste platô) foram, portanto,

apontadas como responsáveis pela origem das vibrações musculares. A partir dos estudos de Lammert et al. (1976), de Orizio (1993) e de Vaz et al. (1996a), foi estabelecido que o aumento do número de UMs ativadas (recrutadas) a baixas frequências de estimulação produz um aumento do sinal MMG, enquanto um aumento na frequência de estimulação das UMs produz uma diminuição do sinal MMG.

Em função disso, ao contrário do que se observa durante contrações voluntárias, o sinal MMG produzido pelo músculo não reflete os aumentos de força durante contração produzida por estimulação elétrica artificial, tendo em vista que o sinal MMG sofre uma redução à medida que há um aumento na frequência de estimulação. A razão para a redução do sinal MMG é que as oscilações musculares (flutuações de força) também diminuem (Stokes, 1993).

O comportamento mecânico de um músculo está associado ao comportamento mecânico de suas fibras ou UMs (Binder e Mendell, 1990). A predominância de um tipo de fibra (ou UM) confere ao músculo as suas características mecânicas (Mealing e McCathy, 1991; Orizio e Veicsteinas, 1992; Marchetti et al., 1992; Yoshitake e Moritani, 1999; Freitas et al., 2001). Então, um músculo com um maior percentual de fibras de contração rápida entraria em tetania completa sob frequências mais elevadas de estimulação elétrica artificial, do que músculos com uma predominância de fibras de contração lenta. Isso levaria a uma redução do sinal MMG em frequências de estimulação mais elevadas no músculo com maior percentual de fibras de contração rápida.

Segundo Orizio (1993), a aplicação da MMG pode fornecer informações a respeito dos tipos de fibras musculares. De fato, alguns trabalhos relatam diferenças

na amplitude e na freqüência do sinal MMG entre músculos com um maior percentual de fibras de contração rápida e músculos com um maior percentual de fibras de contração lenta, durante protocolos de estimulação elétrica artificial (Marchetti et al., 1992; Yoshitake e Moritani, 1999; Freitas et al., 2001).

Estudos de redução do uso do músculo esquelético com modelos animais (Edgerton et al., 1975; Spector et al., 1982; Simard et al., 1982) e com seres humanos (Grimby et al., 1980; Haggmark et al., 1986), submetidos, por exemplo, à imobilização de um segmento corporal, têm mostrado, dentre outras adaptações, uma alteração no percentual dos tipos de fibras do músculo esquelético, a qual reflete em mudanças em seu comportamento mecânico.

Assumindo-se que o uso reduzido da musculatura sujeita a um período de imobilização produz uma redução no percentual de fibras de contração lenta e um conseqüente aumento no percentual de fibras de contração rápida (Grimby et al., 1980; Haggmark et al., 1986), esperava-se uma mudança no comportamento do sinal MMG dos músculos submetidos à imobilização, durante um protocolo de estimulação elétrica artificial. Essa mudança seria uma redução mais tardia do sinal MMG dos músculos submetidos à imobilização, durante um protocolo com contrações produzidas por crescentes freqüências de estimulação elétrica, em função das UMs rápidas, predominantes nesses músculos, entrarem em tetania completa sob freqüências de estimulação mais elevadas.

O objetivo do presente estudo foi de investigar as alterações no comportamento mecânico de músculos submetidos a um período de imobilização, ao longo de um protocolo de contrações produzidas artificialmente via estimulação elétrica, usando a técnica da MMG.

3.2 Objetivos

3.2.1 Objetivo Geral

Avaliar as respostas de força e do sinal MMG de músculos do tornozelo de um grupo de indivíduos submetidos a um período de imobilização e um grupo controle, durante um protocolo de contrações produzidas por estimulação elétrica artificial.

3.2.2 Objetivos Específicos

- Comparar os valores de torque dos grupos musculares flexores plantares e flexores dorsais do tornozelo entre o grupo controle e o que foi submetido à imobilização, em contrações produzidas por diferentes frequências de estimulação elétrica artificial;
- Comparar os valores RMS e a MDF do sinal MMG dos músculos GM, SOL e TA, em contrações produzidas por diferentes frequências de estimulação elétrica artificial, entre o grupo controle e o que foi submetido à imobilização.

3.3 Hipóteses

Considerando-se que uma redução da capacidade de produção de força tem sido demonstrada em diferentes trabalhos (Müller, 1970; Imms et al., 1977; Imms e McDonald, 1978; MacDougall et al.; 1980, Witzmann et al.,

1982; Hortobágyi et al., 2000) e que a intensidade do estímulo elétrico utilizada para a produção de contrações involuntárias no presente estudo dependeu da capacidade de produção de força máxima de cada indivíduo, esperava-se que:

- I) os valores de torque dos grupos musculares do segmento do grupo que foi imobilizado fossem menores do que o torque dos grupos musculares do grupo controle, durante o protocolo de contrações produzidas por estimulação elétrica artificial.

Tendo em vista que a força produzida por músculos lentos e rápidos durante estimulação elétrica artificial é diferente em função das distintas propriedades mecânicas destes músculos (McPhedran et al., 1965; Wuerker et al., 1965), e que os músculos de contração lenta parecem sofrer maiores adaptações estruturais-funcionais (e.g. atrofia muscular) do que os músculos de contração rápida após a imobilização (Spector et al., 1982; Fournier et al., 1983; Desplanches et al., 1987), esperava-se que:

- II) a relação torque-freqüência de estimulação dos flexores plantares dos indivíduos submetidos à imobilização sofresse uma maior alteração do que os flexores dorsais, em relação aos mesmos grupos musculares do grupo controle, em função do músculo SOL (músculo de contração lenta), fazer parte do grupo dos flexores plantares do tornozelo.

Considerando-se que a amplitude do sinal MMG sofre uma redução pelo aumento da freqüência de ativação das UMs durante contrações

produzidas por estimulação elétrica artificial (Stokes e Cooper, 1992; Marchetti et al., 1992; Vaz et al., 1996a; Vaz et al., 1997; Orizio et al., 1999; Freitas et al., 2001), e que músculos submetidos à imobilização sofrem aumento no percentual de fibras rápidas e redução no percentual de fibras lentas (Grimby et al., 1980; Haggmark et al., 1986) , acreditava-se que:

III) com o aumento da frequência de estimulação elétrica artificial, os valores RMS do sinal MMG dos músculos dos segmentos saudáveis fossem reduzidos antes dos valores RMS do sinal MMG dos músculos dos segmentos submetidos à imobilização, pelo fato das UMs lentas, presentes num percentual mais elevado nos músculos dos segmentos saudáveis, entrarem em tetania completa antes das UMs rápidas, presentes num percentual mais elevado em músculos dos segmentos submetidos à imobilização.

Tendo em vista que músculos compostos por um maior percentual de fibras de contração rápida apresentam uma redução no conteúdo de baixa frequência do sinal MMG, o que não ocorre com músculos com um maior percentual de fibras de contração lenta, durante contração produzida por estimulação elétrica (Mealing e McCarthy, 1991; Marchetti et al., 1992), esperava-se que:

IV) a MDF do sinal MMG dos músculos dos segmentos submetidos à imobilização apresentasse valores mais elevados do que os músculos saudáveis durante o protocolo de estimulação elétrica artificial, em função de um maior percentual de fibras de contração rápida presentes

nos músculos dos segmentos submetidos à imobilização em comparação aos músculos dos segmentos saudáveis.

3.4 Material e Métodos

3.4.1 Amostra

Vinte e três sujeitos, de ambos os sexos, de 18 a 50 anos, que foram submetidos a um período de duas semanas de imobilização do tornozelo devido a um entorse de grau II dessa articulação, e trinta e dois indivíduos saudáveis (grupo controle), com características semelhantes aos sujeitos lesionados em relação à idade, sexo e peso corporal, foram intencionalmente selecionados para comporem a amostra. A imobilização do tornozelo foi realizada na posição neutra dessa articulação (posição onde o ângulo formado entre a planta do pé e a linha da perna foi igual a zero). Todos os sujeitos tiveram seus tornozelos imobilizados no mesmo dia da ocorrência da lesão e foram submetidos à avaliação de 0 a 6 dias após a retirada do gesso. Entre os indivíduos que foram imobilizados, quatorze realizaram o teste de flexão plantar e nove realizaram o teste de flexão dorsal do tornozelo. Em relação ao grupo controle, dezesseis indivíduos realizaram o teste de flexão plantar e outros dezesseis, o teste de flexão dorsal. O entorse de grau II ou moderado, segundo Balduini e Tetzlaff (1982), caracteriza-se pela presença de hematoma e edema de maior dimensão, devido a uma maior lesão vasomotora, apresenta quadro algico e inflamatório maior do que no entorse de grau I, e por isso, o apoio e a

marcha são dificultados. Neste tipo de entorse, ocorre uma ruptura parcial de ligamentos. Foram descartados da amostra indivíduos que tenham sofrido qualquer outra lesão que não fosse somente entorse da articulação do tornozelo, tais como fraturas, rupturas totais de ligamentos e cirurgias. Os pacientes foram recrutados junto a clínicas de reabilitação, consultórios médicos, ambulatórios e pronto-socorros da região metropolitana de Porto Alegre.

Foram fornecidas, antes dos testes, informações detalhadas a respeito dos procedimentos a serem utilizados. Todos os indivíduos assinaram um termo de consentimento, declarando-se de acordo com sua participação voluntária na pesquisa (Anexo 2). Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética de Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (protocolo 200391).

3.4.2 Controle das variáveis

3.4.2.1 Torque

O torque dos grupos musculares flexores plantares e flexores dorsais do tornozelo foi avaliado através de um dinamômetro isocinético Cybex, modelo NORM (Lumex & Co., Ronkonkoma, Nova Iorque, EUA). O sujeito foi posicionado em decúbito ventral, o pé de cada indivíduo foi fixado na prancha de fixação para o pé na posição neutra por meio de faixas de Velcro. Os membros superiores foram mantidos junto à borda do dinamômetro. O dinamômetro foi posicionado de modo que o eixo

de rotação do aparelho estivesse alinhado com o eixo de rotação aparente da articulação do tornozelo.

A fim de sincronizar a aquisição dos sinais de torque e MMG, um cabo foi conectado entre a interface auxiliar do dinamômetro e a placa analógico-digital de 16 canais (Dataq Instruments, Inc. Akron, EUA) utilizada na coleta dos sinais MMG.

3.4.2.2 Sinais MMG

Acelerômetros unidirecionais miniaturizados (modelo Entran EGA -125 D, com uma frequência de resposta de 0 a 200 Hz) foram utilizados para medir os sinais MMG. Cada acelerômetro foi fixado na superfície da pele sobre o terço distal dos músculos GM, SOL e TA, por meio de uma fita adesiva de dupla face. Este procedimento foi semelhante ao utilizado por Vaz et al. (1996a). O sinal MMG foi transmitido para um condicionador de sinais ENTRAN MSC6, com módulos MSC-A1, utilizando o ganho de 2K. Os sinais de torque e MMG foram coletados pelo sistema de aquisição de dados CODAS, e armazenados em um computador Pentium (200 MHz) para posterior análise.

3.4.3 Estimulação Elétrica Artificial

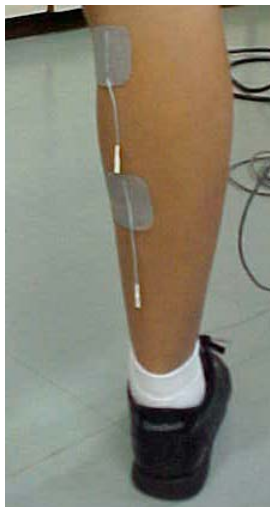
Um aparelho de estimulação elétrica artificial GRASS (S88, Quincy, Mass, USA, figura 3.1a) e uma unidade de isolamento (modelo SIU8T, Figura 3.1b) aprovada para uso em seres humanos foram utilizados para estimulação

transcutânea de uma ramificação do nervo tibial (inervação dos flexores plantares) e do nervo fibular profundo (inervação dos flexores dorsais). Dois eletrodos autoadesivos de estimulação de superfície (VALUTRODE; 5 x 5 cm, Figura 3.2) foram colocados sobre a pele, após a raspagem dos pêlos e limpeza da pele. Para a avaliação dos flexores plantares do tornozelo, os eletrodos foram posicionados da seguinte maneira: (a) porção distal da parte posterior da perna – eletrodo passivo e, (b) sobre o nervo ciático – eletrodo ativo. Para a avaliação dos músculos flexores dorsais do tornozelo, os eletrodos, por sua vez, foram colocados: (a) na porção distal anterior da perna – eletrodo passivo e, (b) sobre o nervo fibular profundo – eletrodo ativo.



Figura 3.1- Estimulador elétrico utilizado na produção das contrações artificiais (a) e unidade de isolamento aprovada para seres humanos (b).

a



b



Figura 3.2- Posicionamento dos eletrodos de estimulação elétrica nos músculos flexores plantares (a) e nos flexores dorsais (b).

3.4.4 Protocolo

Após a instrução dos sujeitos em relação ao funcionamento dos equipamentos e a execução dos testes, foi realizada a raspagem dos pêlos com uma lâmina descartável e da limpeza da pele, através de um algodão com álcool, nos locais sobre os quais foram colocados os eletrodos de estimulação elétrica de superfície (conforme descrito no item 3.4.3). O sujeito foi, então, posicionado no dinamômetro isocinético (conforme o item 3.4.2.1), e, antes do início do protocolo, os acelerômetros miniaturizados foram posicionados sobre o ventre muscular, na

superfície distal dos músculos GM e SOL, ou do músculo TA, de acordo com o grupo muscular avaliado de cada sujeito.

Na primeira etapa dos testes, foram executadas três contrações isométricas voluntárias máximas (CVMs) dos músculos flexores plantares ou dos flexores dorsais do tornozelo, na posição neutra, por um período de 2 segundos cada. Um intervalo de 2 minutos foi observado entre cada contração para evitar possíveis efeitos da fadiga. A contração de maior valor de torque foi utilizada na determinação da voltagem de estimulação a ser utilizada ao longo do protocolo.

Pulsos singulares de estimulação elétrica (0.8 ms de duração), em diferentes voltagens, foram utilizados na determinação da voltagem utilizada no protocolo de contrações artificiais. A voltagem utilizada foi aquela capaz de produzir, na frequência de 100 Hz, 40% da CVM em cada um dos sujeitos.

Após a determinação da voltagem, uma série de estimulações foi aplicada em uma voltagem constante (individualmente estabelecida para cada um dos sujeitos), no nervo responsável pela ativação do grupo muscular flexor plantar ou do flexor dorsal do tornozelo, enquanto as frequências de estimulação foram aumentadas de 0 a 60 Hz, com incrementos de 5 Hz. A ordem de execução das contrações elicítadas eletricamente foi determinada aleatoriamente por sorteio. Cada contração foi mantida por um período de 5 segundos, e o intervalo entre as contrações foi de aproximadamente 2 minutos, para evitar possíveis efeitos da fadiga muscular.

3.4.5 Análise dos Dados

3.4.5.1 Torque

Os valores de torque foram obtidos diretamente do registro do dinamômetro isocinético. Como a voltagem usada para estimulação elétrica foi determinada a partir de um percentual semelhante de esforço voluntário em todos os sujeitos, os valores de torque obtidos durante as contrações obtidas por estimulação elétrica não necessitaram ser normalizados.

3.4.5.2 Sinais MMG

Os sinais MMG foram analisados através do sistema SAD 32 (versão 2.59b). Os passos utilizados para a análise dos sinais MMG foram os seguintes: (a) a linha de base de cada sinal foi posicionada na escala zero; (b) foram removidos os ganhos utilizados durante a aquisição dos sinais, para que o sinal retornasse à sua amplitude original; (c) utilizou-se o filtro ideal (que remove o sinal dentro de uma faixa de frequência especificada) com uma frequência de corte inferior a 3 Hz (de forma a eliminar os ruídos que ocorrem de 0 a 3 Hz) e superior a 100 Hz (pelo fato de haver pouco sinal MMG acima de 100 Hz; Stokes, 1993; Barry, 1992); (d) foi realizada uma análise via Transformada Rápida de Fourier (FFT), ou seja, a partir do espectro de frequência dos sinais, para a detecção de possíveis ruídos em frequências

específicas, como por exemplo o ruído de 60 Hz; (e) quando a presença de ruído foi detectada, utilizou-se um filtro rejeita-banda, nas frequências específicas; (f) foram recortados os intervalos dos sinais que seriam utilizados para a análise; (g) a mediana da frequência (MDF) foi calculada; e (h) foram obtidos os valores *root mean square* (RMS), ou seja, os índices referentes à amplitude e à densidade dos sinais.

Os valores RMS e a MDF dos sinais MMG foram obtidos a partir de 3 segundos do centro de cada curva de força (platô) produzida através das diferentes frequências de estimulação utilizadas.

3.4.6 Tratamento Estatístico

Para a análise estatística foi utilizado o programa Sigma Stat (versão 2.03), adotando-se nível de significância 0,05.

Análise descritiva dos dados foi utilizada para determinar a homogeneidade dos mesmos em cada um dos grupos. Análise de variância (ANOVA) de dois fatores (grupo e diferentes frequências de estimulação) para medidas repetidas (frequências de estimulação) foi utilizada para verificar a existência de diferenças significativas nas seguintes situações:

- na comparação dos valores de torque entre os segmentos que foram submetidos à imobilização e os segmentos saudáveis (grupo controle), nas diferentes frequências de estimulação (de 0 a 60 Hz), para os grupos musculares flexor plantar e flexor dorsal do tornozelo;

- na comparação dos valores RMS do sinal MMG dos três músculos em estudo (GM, SOL e TA), entre os sujeitos do grupo controle e os sujeitos que foram submetidos à imobilização, nas diferentes frequências de estimulação (de 0 a 60 Hz);
- na comparação da MDF do sinal MMG dos três músculos em estudo (GM, SOL e TA), entre os indivíduos do grupo controle e os indivíduos que foram submetidos à imobilização, nas diferentes frequências de estimulação (de 0 a 60 Hz).

3.5 Resultados

Todos os resultados foram semelhantes entre os sujeitos de cada grupo.

Os valores de torque dos flexores plantares do tornozelo e dos flexores dorsais aumentaram com o aumento da frequência de estimulação até 20 Hz e depois mantiveram um platô, para os dois grupos da amostra. O grupo submetido à imobilização apresentou valores de torque inferiores aos do grupo controle (Figura 3.3). Da mesma forma, os valores de torque dos flexores dorsais do grupo imobilizado foram inferiores aos valores de torque do grupo controle (Figura 3.4); entretanto, esses valores de torque não foram tão inferiores quanto no caso dos flexores plantares.

FLEXORES PLANTARES

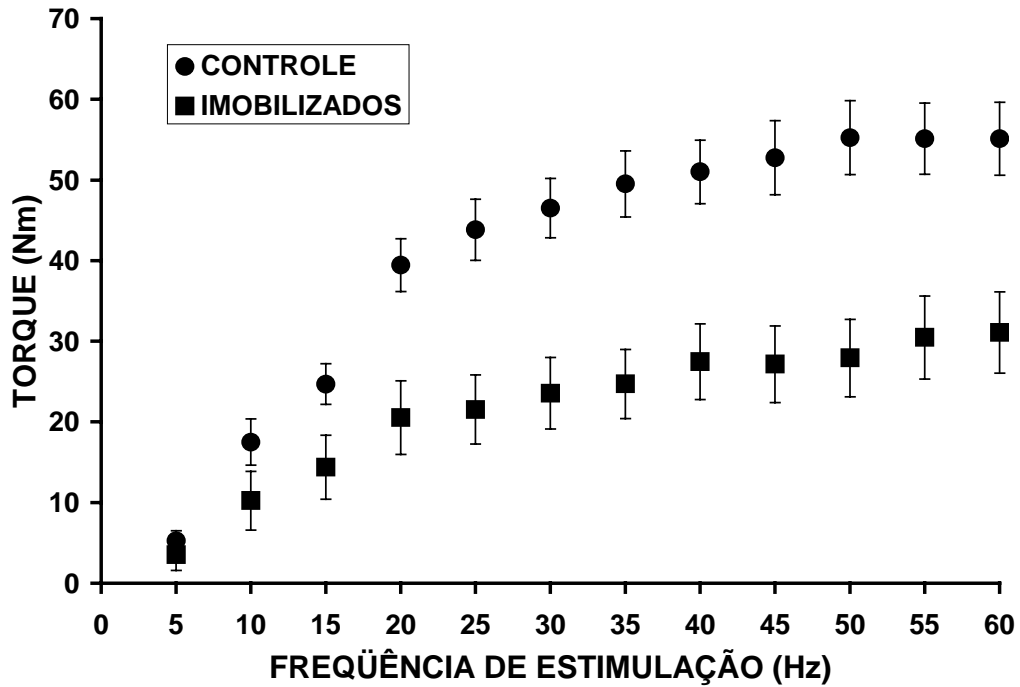


Figura 3.3 – Média (\pm erro padrão) dos valores de torque dos flexores plantares, durante o protocolo de contrações produzidas por estimulação elétrica artificial, do grupo controle e grupo submetido à imobilização.

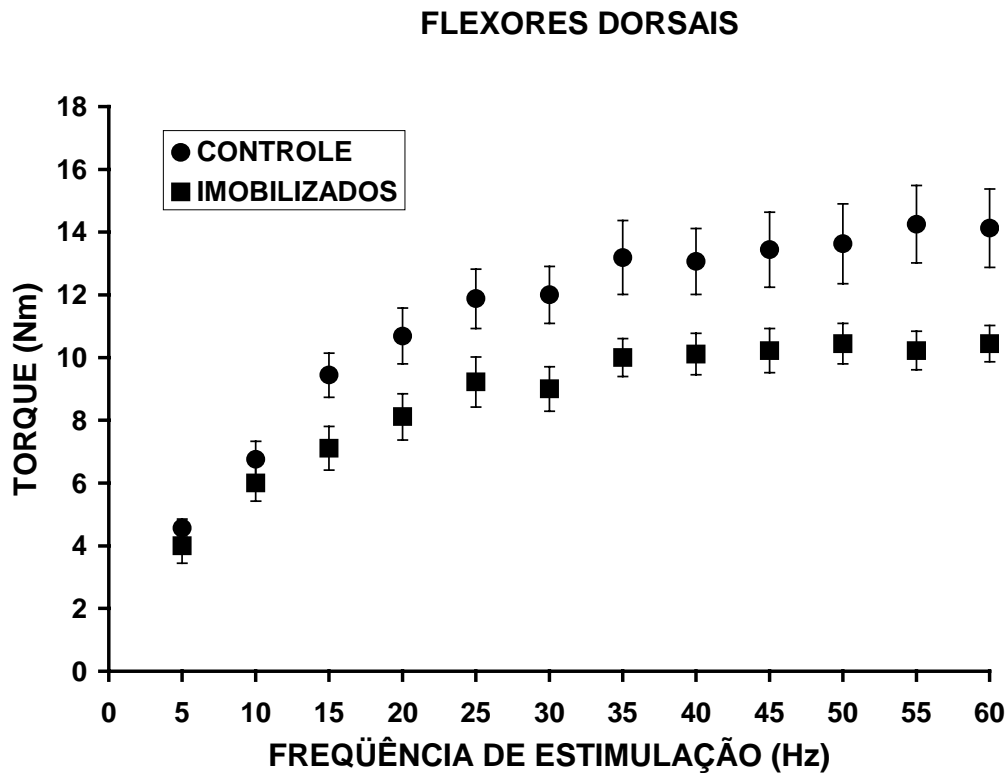


Figura 3.4 – Média (\pm erro padrão) dos valores de torque dos flexores dorsais, durante o protocolo de contrações produzidas por estimulação elétrica artificial, do grupo controle e grupo submetido à imobilização.

Os valores RMS do sinal MMG não apresentaram diferença significativa entre os dois grupos da amostra em nenhum dos três músculos estudados, nas várias freqüências do protocolo de estimulação elétrica artificial. Os valores RMS sofreram uma redução com o aumento da freqüência de estimulação nos três músculos, GM, SOL e TA, conforme pode ser observado na figura 3.5, a qual apresenta os valores do músculo GM, representativos dos demais músculos em estudo.

VALORES RMS DO SINAL MMG

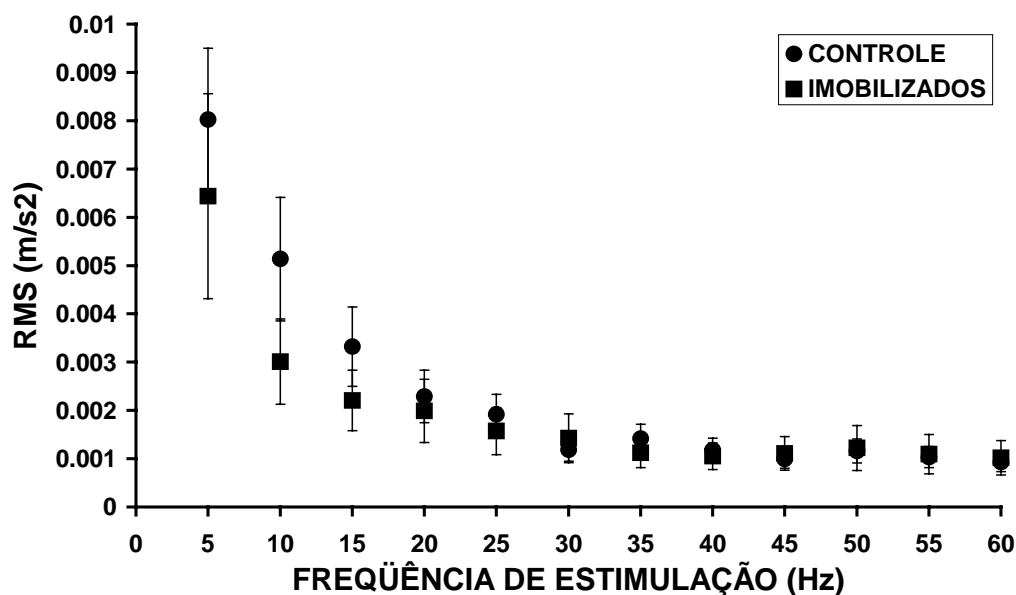


Figura 3.5 - Média (\pm erro padrão) dos valores RMS do sinal MMG do músculo GM, durante o protocolo de contrações produzidas por estimulação elétrica artificial, do grupo controle e grupo submetido à imobilização.

A MDF do sinal MMG apresentou um aumento com o aumento da freqüência de estimulação até 20 Hz, e permaneceu aproximadamente constante com aumentos subseqüentes na freqüência de estimulação, para os três músculos. A figura 3.6 mostra a MDF do sinal MMG do músculo TA, e é representativa dos outros dois músculos. Não houve diferença significativa na MDF do sinal MMG dos três músculos entre o grupo controle e o que foi submetido à imobilização.

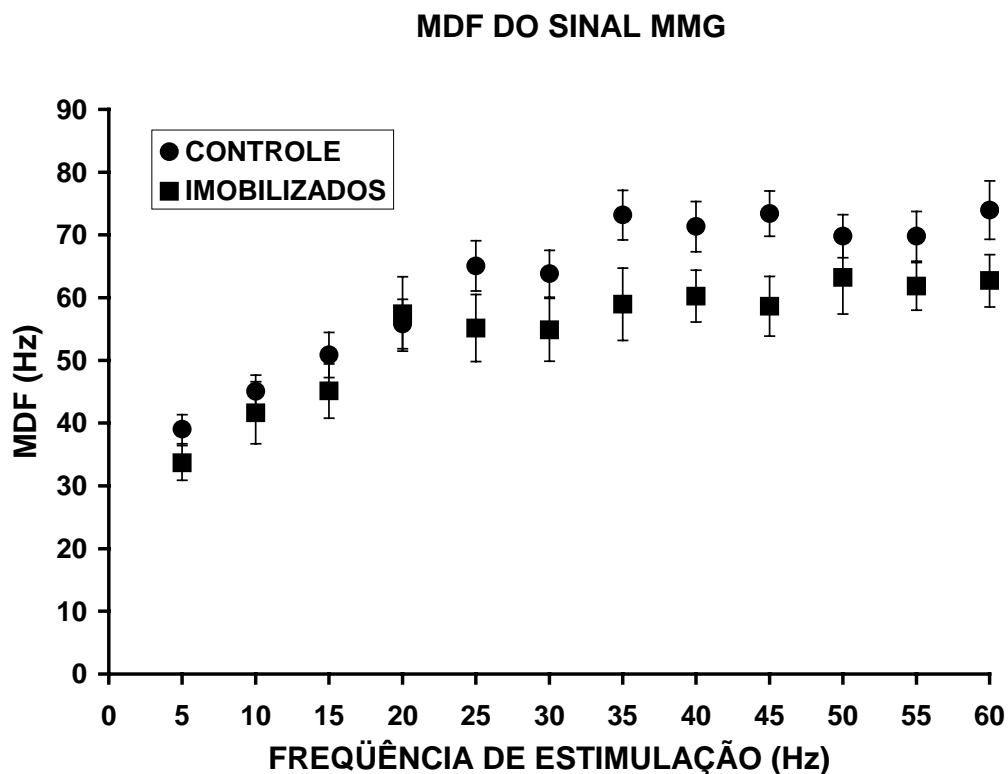


Figura 3.6 - Média (\pm erro padrão) da MDF do sinal MMG do músculo TA, durante o protocolo de contrações produzidas por estimulação elétrica artificial, do grupo controle e grupo submetido à imobilização.

3.6 Discussão

A estimulação elétrica artificial possibilita o estudo das propriedades mecânicas do músculo esquelético, independente da vontade do indivíduo e do controle do sistema nervoso central. O objetivo deste estudo foi investigar as alterações no comportamento mecânico de músculos após um período de

imobilização, através das respostas de torque e do sinal MMG, obtidos durante contrações artificiais.

Quatro hipóteses foram formuladas no início desse estudo, as quais serão discutidas a seguir a partir dos resultados obtidos.

Considerando-se que uma redução da capacidade de produção de força tem sido demonstrada em diferentes estudos (Müller, 1970; Imms et al., 1977; Imms e McDonald, 1978; MacDougall et al., 1980, Witzmann et al., 1982, Hortobágyi et al., 2000), e que a intensidade do estímulo elétrico utilizada para a produção de contrações artificiais no presente estudo dependeu da capacidade de produção de força máxima de cada indivíduo, esperava-se que os valores de torque dos grupos musculares do segmento do grupo que foi imobilizado fossem menores do que o torque dos grupos musculares do grupo controle, durante o protocolo de contrações produzidas por estimulação elétrica artificial (hipótese 1). As figuras 3.3 e 3.4 dão suporte a esta hipótese, tendo em vista que os valores de torque dos flexores plantares do tornozelo, e dos flexores dorsais do grupo que foi imobilizado foram inferiores aos valores de torque do grupo controle. Como já foi demonstrado em diferentes estudos da relação força-freqüência de estimulação (Bolton et al., 1989; Seki et al., 2000; Freitas et al., 2001), o torque dos grupos musculares em estudo aumentaram à medida que aumentou a freqüência de estimulação nos dois grupos da amostra. A redução do torque no grupo submetido à imobilização, em relação ao grupo controle, foi mais evidente nas freqüências mais elevadas de estimulação. Os dados do presente estudo são semelhantes aos de Seki et al. (2001), os quais mostraram uma alteração na relação força-freqüência de estimulação no músculo primeiro interósseo dorsal (PID), após um período de imobilização. Esses autores

constatarem que o músculo pós-imobilização sofreu redução da força nas elevadas freqüências de estimulação e mostrou aumento da força nas baixas freqüências. Nossos resultados, no entanto, diferem por não terem apresentado aumento do torque nas baixas freqüências de estimulação no grupo imobilizado.

A força produzida por músculos lentos e rápidos, durante estimulação elétrica artificial, é diferente em função das distintas propriedades mecânicas destes músculos (McPhedran et al., 1965; Wuerker et al., 1965). Nesse sentido, esperava-se que a relação torque-freqüência de estimulação dos flexores plantares, dos indivíduos submetidos à imobilização, sofresse uma maior alteração do que os flexores dorsais, em relação aos mesmos grupos musculares do grupo controle, em função do músculo SOL, que é um músculo de contração lenta, fazer parte dos flexores plantares do tornozelo (hipótese 2). As figuras 3.3 e 3.4 confirmam esta hipótese, pois houve uma redução mais acentuada nos valores de torque dos flexores plantares que no torque dos flexores dorsais do grupo que foi imobilizado, em comparação com o grupo controle. A média de redução dos valores de torque nas diferentes freqüências de estimulação foi de 46% nos flexores plantares e de 22% nos flexores dorsais. Estudos com animais (Spector et al., 1982; Fournier et al., 1983; Desplanches et al., 1987) sugerem uma maior atrofia dos músculos lentos em relação aos rápidos, após o uso reduzido da musculatura. Lieber et al. (1988) acrescentam que uma maior atrofia é observada em músculos mais solicitados, os quais tendem a ser os músculos de contração lenta. Supõe-se, então, que essa atrofia acentuada deva ser um dos fatores responsáveis pela maior redução de força nos músculos lentos, após a imobilização.

Considerando-se que a amplitude do sinal MMG sofre uma redução pelo aumento da frequência de ativação das UMs durante contrações produzidas por estimulação elétrica artificial (Stokes e Cooper, 1992; Marchetti et al, 1992; Vaz et al., 1996a; Vaz et al., 1997; Orizio et al., 1999; Freitas et al., 2001), e que músculos submetidos à imobilização sofrem aumento no percentual de fibras rápidas e redução no percentual de fibras lentas (Grimby et al., 1980; Haggmark et al., 1986), acreditava-se que, com o aumento de frequência de estimulação elétrica artificial, os valores RMS do sinal MMG dos músculos dos indivíduos saudáveis fossem reduzidos antes dos valores RMS do sinal MMG dos músculos dos indivíduos submetidos à imobilização, pelo fato das UMs lentas, presentes num percentual mais elevado nos indivíduos saudáveis, entrarem em tetania completa antes das UMs rápidas, presentes num percentual mais elevado em músculos dos indivíduos submetidos à imobilização (hipótese 3). Os resultados da figura 3.5 não dão suporte a esta hipótese, tendo em vista que não houve diferença significativa nos valores RMS do sinal MMG dos músculos GM, SOL e TA, entre os grupos controle e grupo submetido à imobilização. Esses dados diferem de outros estudos que utilizaram a MMG para distinguir músculos com diferentes percentuais de fibras (Marchetti et al. 1992; Yoshitake e Moritane, 1999; Freitas et al., 2001), e também de um trabalho que conseguiu diferenciar tipos de UMs de um mesmo músculo (Yoshitake et al., 2002), durante contrações produzidas por estimulação elétrica artificial. A impossibilidade de se realizar biópsia muscular nos indivíduos da amostra tornou impossível determinar de maneira direta o percentual de fibras dos músculos dos indivíduos dos dois grupos da amostra. Em função disso, não se pode garantir que tenha ocorrido diferença no percentual de fibras entre os dois grupos da amostra, e

isso talvez explique por que o sinal MMG não demonstrou a esperada diferença no comportamento mecânico dos músculos entre dois grupos da amostra.

Um músculo composto por um maior percentual de fibras de contração rápida apresenta uma redução no conteúdo de baixa frequência do sinal MMG, o que não ocorre com músculos com um maior percentual de fibras de contração lenta, durante contração produzida por estimulação elétrica (Marchetti et al., 1992; Mealing e McCarthy, 1991). A explicação mais provável para esta observação parece ser que os músculos predominantemente rápidos têm fibras musculares de maior diâmetro, o que significa que eles oferecem menor resistência à passagem de um estímulo elétrico, apresentando, portanto, uma velocidade mais elevada de condução do potencial de ação (Henneman et al., 1965). Esse aumento na velocidade do potencial de ação está relacionado com o aumento na MDF do sinal MMG (Arendt-Nielsen and Mills, 1985; Zwarts et al., 1987). Com base nessas idéias foi formulada a quarta hipótese deste estudo, segundo a qual esperava-se que a MDF do sinal MMG dos músculos dos segmentos submetidos à imobilização apresentasse valores mais elevados do que os músculos saudáveis durante o protocolo de estimulação elétrica artificial, em função de um maior percentual de fibras de contração rápida presentes nos músculos dos segmentos submetidos à imobilização em comparação aos músculos dos segmentos saudáveis. Os resultados da figura 3.6 não confirmam esta hipótese, uma vez que a MDF do sinal MMG dos músculos GM, SOL e TA não apresentou diferença significativa entre os dois grupos da amostra, durante as contrações produzidas por estimulação elétrica. A MDF do sinal MMG dos músculos GM, SOL e TA, nos dois grupos da amostra, aumentou com o aumento da frequência de estimulação até aproximadamente 20 Hz, mantendo-se, então, constante até 60

Hz. A MDF do sinal MMG, neste experimento, não foi sensível o suficiente, a ponto de revelar alterações nas propriedades mecânicas dos músculos submetidos à imobilização, ao serem comparados com os músculos do grupo controle.

3.7 Conclusões

Os resultados demonstraram alterações no comportamento mecânico dos músculos GM, SOL e TA, após um período de imobilização. Essas alterações foram mais evidentes nos flexores plantares do tornozelo do que nos flexores dorsais, e foram reveladas pelas respostas de força dos grupos musculares, durante o protocolo de estimulação elétrica artificial. O sinal MMG não foi capaz de revelar tais alterações, uma vez que não houve diferenças significativas nos valores RMS e na MDF do sinal MMG, entre o grupo que foi submetido à imobilização e o grupo controle.

CAPÍTULO 4

RELAÇÃO FORÇA-COMPIMENTO E FORÇA-FREQÜÊNCIA DE ESTIMULAÇÃO NO DESENVOLVIMENTO DA TENSÃO NO MÚSCULO SÓLEO DO GATO

4.1 Introdução

Rack e Westbury (1969) realizaram um dos primeiros estudos que avaliou as relações força-comprimento e força-freqüência de estimulação no músculo SOL do gato. Nesse estudo clássico, os autores avaliaram a relação força-comprimento a nível do músculo e a nível dos sarcômeros. Estudos recentes têm demonstrado que, durante a alteração do comprimento de um músculo em contração, a variação do comprimento do músculo (ou seja, seu encurtamento) não representa as variações de comprimento das fibras ou feixes de fibras musculares (Fukunaga et al., 1997; Maramatzu et al., 2001; Magnusson et al., 2001). O encurtamento total do músculo envolve tanto as estruturas contráteis quanto as não contráteis, e as alterações relativas de cada uma dessas estruturas têm revelado, por exemplo, que durante contrações concêntricas (onde há um encurtamento do músculo durante a contração), o estiramento das estruturas não contráteis pode fazer com que as fibras

individuais estejam se contraindo isometricamente (ou seja, sem que haja encurtamento das fibras) apesar do encurtamento no músculo como um todo.

Em função disso, a mensuração da relação força-comprimento em todos os níveis musculares (músculo, fibras, sarcômeros) pode auxiliar na compreensão do funcionamento das estruturas contráteis e não-contráteis durante contrações musculares realizadas em diferentes comprimentos.

Diferentes frequências de estimulação produzem distintas respostas mecânicas durante a contração de um músculo. Diferentes níveis de força podem produzir diferentes níveis de estiramento dos elementos não-contráteis ou elásticos de um músculo, e determinar, portanto, comportamentos diferentes nas estruturas musculares para um mesmo comprimento muscular. A determinação da resposta mecânica e das variações de comprimento das diferentes estruturas musculares em diferentes níveis de esforço muscular podem também contribuir para uma melhor compreensão da função muscular. Portanto, o objetivo deste estudo foi estabelecer, além das relações força-comprimento do músculo, força-comprimento dos sarcômeros e a relação força-ângulo articular do tornozelo, estudar, também, a relação força-comprimento das fibras musculares durante um protocolo de contrações isométricas. Essas relações também foram avaliadas a partir de diferentes frequências de estimulação elétrica artificial.

4.2 Métodos

Os experimentos foram desenvolvidos usando o músculo SOL de ambos membros traseiros de três gatos adultos (massa de 3 a 4 Kg). Esse músculo foi escolhido, em função de ser um músculo formado por 100% de fibras de contração lenta (McPhedran et al., 1965), possibilitando, dessa forma, que os experimentos fossem realizados por muitas horas sem que os resultados fossem afetados por possíveis efeitos da fadiga. Todos os procedimentos foram aprovados pelo Comitê de Cuidados com Animais de Pesquisa, da Universidade de Calgary, no Canadá.

Os procedimentos para a preparação dos animais e medidas de força e comprimento já foram descritos anteriormente (Herzog e Leonard, 1997; Herzog et al., 2003). Em função disso, somente os aspectos mais importantes serão descritos.

4.2.1 Anestesia

Os gatos foram anestesiados usando óxido de nitrose, halotano (5%), mistura de oxigênio e foram entubados (Figura 4.1) e mantidos a 0.8-1.0% de halothane durante todo o experimento. Os animais foram regularmente monitorados através da orelha, da pupila e dos reflexos manipulados de compressão. O nível de halotano foi ajustado de forma a manter os animais anestesiados durante toda a realização dos experimentos.



Figura 4.1 – Preparação do gato para o experimento.

4.2.2 Estimulação Elétrica Artificial

Um corte foi feito na parte posterior e lateral da coxa, e o nervo tibial foi exposto (Figura 4.2a). Um eletrodo de estimulação elétrica em forma de anel foi fixado em torno do nervo tibial (Herzog e Leonard, 1997, Figura 4.2b). O nervo foi mantido intacto a fim de garantir uma preparação consistente e de longa duração. A pele onde foi realizada a incisão para a colocação do eletrodo foi fechada novamente por meio de grampos metálicos a fim de manter a temperatura corporal e a umidade no local de implantação do eletrodo aproximadamente constantes.

A estimulação nervosa foi desenvolvida através de uma voltagem que excedia o limiar do motoneurônio alfa por um fator de três (3T), com o objetivo de garantir a estimulação supra-máxima do músculo SOL (Herzog e Leonard, 1997). Os pulsos de estimulação foram monopolares e com 0.1 ms de duração. As frequências de

estimulação utilizadas foram: um único abalo (*twitch*), dois abalos singulares (*doublet*), 10 Hz, 30 Hz e 100 Hz. A duração da estimulação variou em função de cada teste específico.

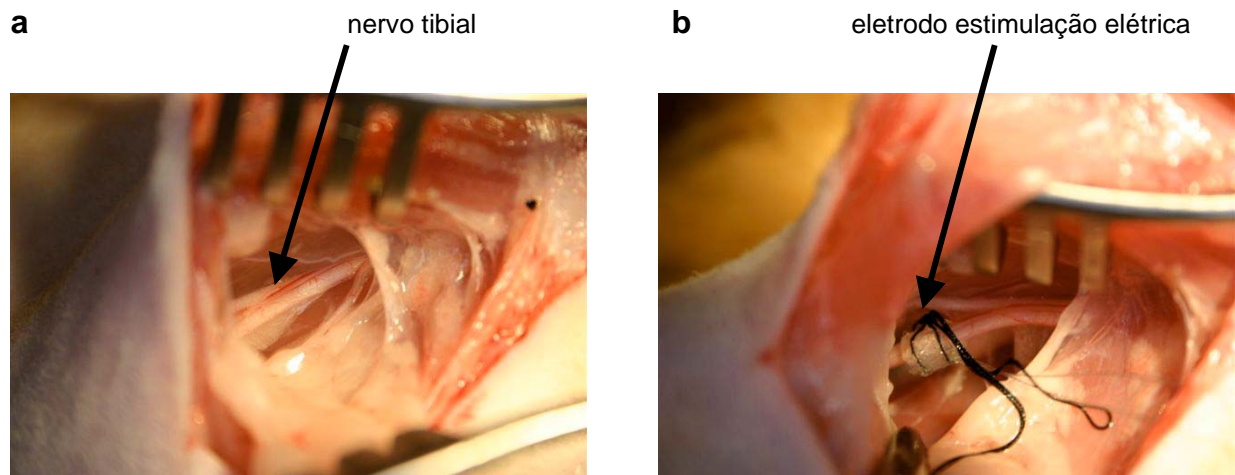


Figura 4.2 - Exposição do nervo tibial do gato (a) e posicionamento do eletrodo de estimulação ao redor do nervo (b).

4.2.3 Preparação dos Músculos

O músculo SOL, o tendão do SOL e o osso calcâneo foram expostos usando um único corte na parte posterior e lateral da perna. Os músculos ao redor do SOL (o plantar e ambas as porções do gastrocnêmio) foram cuidadosamente dissecados do SOL, e seus tendões correspondentes foram cortados, deixando o músculo SOL isolado de qualquer outro músculo. O tendão do SOL foi isolado do pé do gato juntamente com um pedaço do osso calcâneo.

O gato foi fixado em uma posição pronada em uma rede (*hammock*) e a pélvis, coxa e perna do segmento traseiro experimental foram fixadas através de pinos bilaterais inseridos junto aos ossos e fixos em uma estrutura ou quadro estereotáxico de aço (Figura 4.3). O pedaço do osso na extremidade distal do tendão do SOL foi fixado com suturas a uma máquina de teste mecânico tipo MTS (Eden Prairie, MN, USA; frequência natural > 10kHz). Após a fixação do pedaço do osso calcâneo à máquina de teste mecânico, em torno de metade do tendão do músculo foi enrolado ao redor de um parafuso de fixação da máquina de teste, fornecendo, assim, uma excelente fixação da sua extremidade distal. A extremidade livre do tendão mediu em torno de 10mm de comprimento após a fixação.

O músculo exposto foi coberto com gaze embebida em solução salina, e aquecido com uma lâmpada infravermelha, a fim de manter a temperatura muscular entre 30-35°C. As forças e as excursões do músculo foram medidas continuamente pela máquina de teste mecânico, e uma frequência de amostragem de 200 Hz foi utilizada.

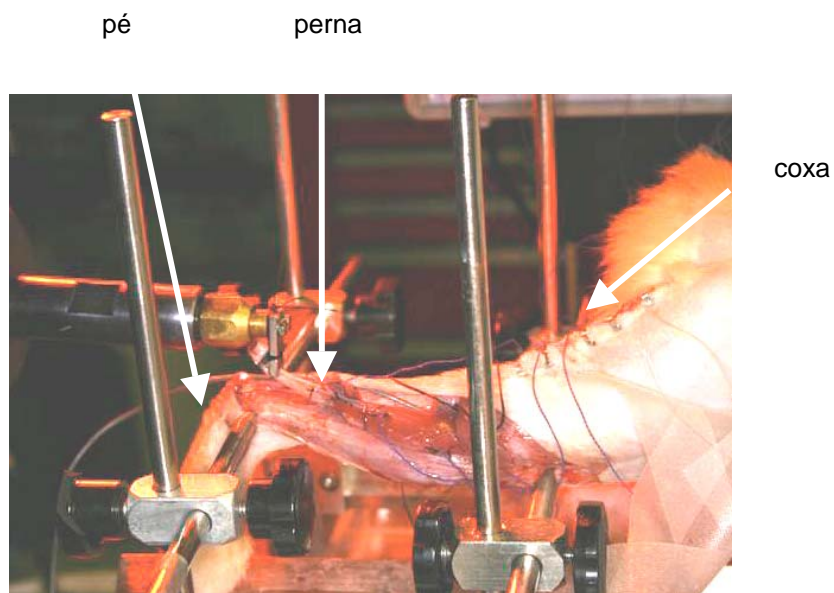


Figura 4.3 – Fixação do segmento traseiro do gato durante o experimento (visão lateral) no quadro estereotáxico. Os pinos de fixação foram inseridos na tíbia e fêmur.

4.2.4 Mensuração do Comprimento dos Feixes de Fibras Musculares

Cristais de sonomicrometria (Sonometrics Corporation, 2mm, 24 AWG Cu, Figura 4.4a) foram implantados em dois fascículos de fibras musculares (um fascículo proximal e um fascículo distal) do músculo SOL de cada segmento traseiro do gato (Figura 4.4b). Esses cristais foram implantados na direção das fibras musculares, e foram posicionados 2mm para dentro do músculo, 2mm acima da porção distal, e de 2 a 4 mm da porção proximal. Após a determinação dos locais de inserção dos cristais, uma pequena incisão foi feita a nível da fáscia muscular, e os

cristais foram inseridos no interior desse pequeno “bolso” criado pela incisão da fáscia, após o que os cristais foram fixados a fáscia por meio de uma sutura. Dessa forma, os cristais permaneceram no mesmo local durante todo o experimento.

Como foram utilizados dois cristais (um proximal e um distal) para cada feixe de fibras, o sinal entre o cristal proximal e o cristal distal ao longo de uma fibra fornecia o comprimento e as alterações de comprimento desse feixe de fibras. Dois feixes de fibras (um proximal e um distal) foram utilizados ao longo do músculo a fim de garantir que as alterações relativas aos feixes de fibras fossem representativos das alterações das fibras como um todo do músculo. Os sinais de sonomicrometria foram adquiridos com uma frequência de amostragem de 463Hz e armazenados em um computador Pentium 200MHz para posterior análise.

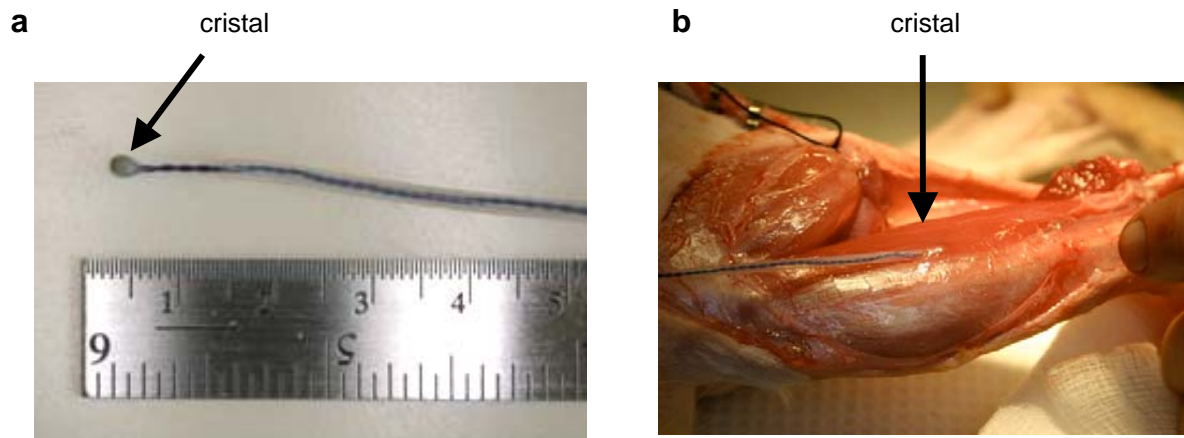


Figura 4.4 - Cristal de sonomicrometria (a) e implantação do cristal na fáscia recobrando a porção distal de um feixe de fibras musculares do SOL (b).

4.2.5 Protocolo de Mensuração de Força

Após a preparação descrita na seção anterior, tiveram início os testes com o músculo SOL, em cada um dos segmentos inferiores do gato. Inicialmente, foi estabelecido o “comprimento zero” do músculo. A seguir, foram desenvolvidas cinco contrações isométricas de referência, com os mesmos parâmetros de estimulação, com a duração de três segundos cada, até ser atingido o *steady-state* (o platô de força).

O protocolo consistiu em contrações produzidas por diferentes frequências de estimulação (*twitch*, *doublet*, 10 Hz, 30 Hz e 100 Hz), em cada comprimento muscular testado. Os comprimentos variaram de um encurtamento máximo de aproximadamente 20mm a um estiramento máximo de 20mm, onde 0mm foi determinado como o comprimento ótimo ou de geração de força máxima. A força passiva foi obtida toda vez que se alterou o comprimento do músculo, durante o período de três segundos, previamente ao protocolo de estimulação. As contrações de 10 Hz tiveram a duração de dez segundos, e as contrações de 30 Hz e 100 Hz tiveram duração de dois segundos. Após as contrações de 10 Hz, 30 Hz e 100 Hz, um intervalo de dois minutos foi observado, a fim de evitar os efeitos da fadiga muscular.

4.2.6 Mensuração do Comprimento dos Sarcômeros

Após os experimentos, os gatos sofreram eutanásia através da injeção de etanol. Ambos os segmentos foram, então, removidos, a pele foi retirada e o

músculo SOL intacto, foi removido de suas inserções ósseas e imerso e mantido, por mais de 30 dias, em solução de formol (10%). Após este período, o ventre muscular foi dividido em três partes com cortes longitudinais. O terço central de cada músculo foi colocado em ácido nítrico (30%) diluído em água destilada (70%), por aproximadamente 3 dias, até que o tecido conectivo tivesse sido suficientemente destruído, a ponto de permitir a separação de pequenos fascículos musculares. Em seguida, os músculos foram embebidos em soro fisiológico por algumas horas, e colocados em glicerol. Cinco fascículos foram extraídos de cada feixe de fibras e colocados, com um pouco de glicerol, em lâminas de microscópio. O comprimento de cada fascículo foi mensurado através de um sistema de análise de vídeo (Matrox II). O comprimento dos sarcômeros foi obtido através de seis medidas ao longo do comprimento de cada fascículo, através do sistema de difração a laser (diâmetro do raio: 0.8mm; Allinger, 1995). O valor médio do número de sarcômeros foi calculado ao longo do comprimento dos fascículos.

4.2.7 Análise de Dados

A análise dos dados de força foi feita através do sistema CODAS. Das contrações produzidas por um único abalo (*twitch*) e daquelas produzidas por dois abalos isolados (*doublet*) foram anotados os valores correspondentes ao pico da força. Nas contrações produzidas nas freqüências de 30 Hz e de 100 Hz, foram obtidos os valores correspondentes a um segundo do platô de força. E nas contrações produzidas pela freqüência de 10 Hz, foram obtidos os valores de força correspondentes a cinco segmentos de dois segundos do platô de força, a fim de

verificar se a força era mantida durante os dez segundos da contração produzida a 10 Hz. Os valores de força ativa foram obtidos a partir da subtração dos valores da força passiva dos valores obtidos para a força total.

Os valores dos comprimentos dos feixes de fibras foram obtidos diretamente, através do programa de sonomicrometria, dos mesmos segmentos de cada contração em que foram mensurados os valores de força, tendo em vista que a coleta dos dados de força e do comprimento dos feixes de fibras foram sincronizados.

O valor aproximado do comprimento de sarcômeros foi obtido dividindo-se o comprimento de cada feixe de fibras (mensurado através do sistema de análise de vídeo - MATROX II), pelo número de sarcômeros deste mesmo feixe (determinado através da técnica de difração a laser).

4.3 Apresentação e Discussão dos Resultados

Todos os resultados foram semelhantes nos seis músculos dos três gatos avaliados. Os resultados da figura 4.5 mostram a relação entre a força produzida e os diferentes comprimentos do músculo, durante o experimento. Os valores negativos do eixo horizontal da figura 4.5 correspondem aos comprimentos de encurtamento do músculo, ou seja, quando o músculo foi encurtado a partir do seu comprimento ótimo (0mm), de modo que o menor comprimento muscular testado foi de -20mm. Os valores positivos, por sua vez, correspondem aos comprimentos de estiramento, ou seja, quando o músculo teve seu comprimento aumentado a

partir do seu comprimento ótimo (0mm). O maior comprimento a que o músculo foi submetido durante os testes foi de 20mm.

Conforme esperado, os maiores valores de força total foram produzidos na frequência de estimulação de 100 Hz, em todos os comprimentos musculares. Esses dados estão de acordo com os resultados Rack e Wetsbury (1969), Vaz et al. (1996a) e Vaz et al. (1997), os quais verificaram aumento da força muscular total do SOL com o aumento da frequência de estimulação.

A força ativa foi inferior nos comprimentos encurtados do músculo, quando comparados aos mesmos comprimentos de estiramento, em todas as frequências de estimulação.

A força ativa aumentou com o estiramento do músculo até certo comprimento (o qual variou para cada frequência de estimulação), e foi novamente reduzida à medida que o músculo continuou sendo estirado a partir desse comprimento.

O início do declínio da força ativa iniciou com o aumento da força passiva, que passou a crescer com o estiramento do músculo. A força passiva começou a ser produzida pelo músculo quando este foi estirado a partir do comprimento “zero”, e continuou aumentando, com o aumento do nível de estiramento do músculo. Esses resultados são semelhantes aos resultados de Rack e Westbury (1969) e Vaz et al. (1997). Rack and Westbury (1969) mostraram a ocorrência de uma relação recíproca entre o comprimento do músculo e a frequência de estimulação, ou seja, quando o músculo estava estirado, baixas frequências de estimulação foram suficientes para produzir quase a força máxima, enquanto que, quando o músculo estava encurtado, a força máxima foi alcançada somente quando a frequência de estimulação foi muito alta. Esses autores sugerem que os pulsos de estimulação

ativam a maquinaria contrátil do músculo mais efetivamente em maiores comprimentos musculares.

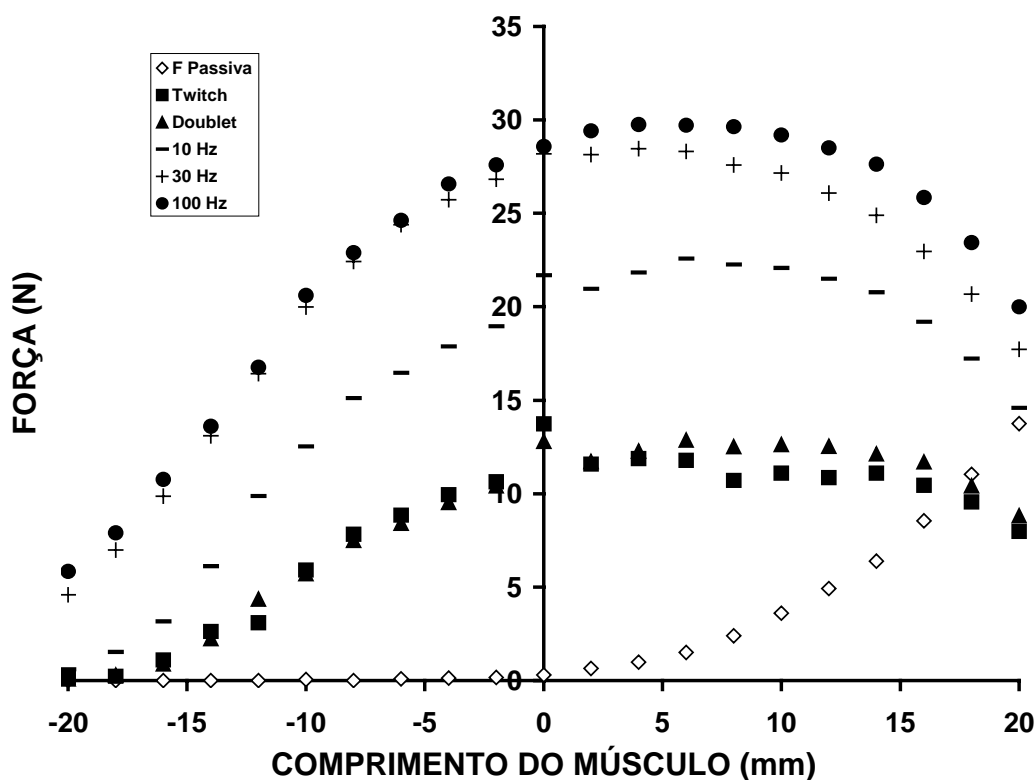


Figura 4.5- Relação entre a força ativa e o comprimento do músculo em diferentes freqüências de estimulação (*twitch*, *doublet*, 10 Hz, 30 Hz e 100Hz), e a relação da força passiva com o comprimento do músculo.

A figura 4.6 apresenta a relação entre a força ativa e a força passiva nos diferentes ângulos da articulação do tornozelo para cada um dos testes. Os valores mais à esquerda do eixo horizontal correspondem aos maiores ângulos da articulação do tornozelo (músculo encurtado), e os valores mais à direita do eixo

horizontal correspondem aos menores ângulos articulares (músculo alongado). O ângulo articular de 90 graus correspondente ao comprimento muscular “zero” foi determinado como aquele onde o ângulo formado pela planta do pé e a linha da perna fosse igual a 90 graus. A determinação dos valores de força produzidos nos diferentes ângulos articulares durante os experimentos foi possível graças à mensuração prévia aos testes do ângulo articular do tornozelo correspondente ao comprimento “zero” do músculo. Assim tornou-se viável saber o ângulo da articulação em cada um dos diferentes comprimentos a que foi submetido o músculo. Esses resultados são semelhantes aos dados da figura 4.5, em relação à força produzida nos diferentes comprimentos do músculo, e estão de acordo com os estudos de Rack e Westbury (1969) e Vaz et al. (1997) que encontraram maiores valores de força nas maiores freqüências de estimulação e nos menores ângulos articulares.

A figura 4.7 mostra a relação entre a força ativa e a força passiva e o comprimento do músculo, na freqüência de estimulação de 100Hz. Estes dados são representativos de todos os músculos avaliados e das demais freqüências de estimulação (*twitch*, *doublet*, 10 Hz e 30 Hz). Esta figura evidencia que, nos menores comprimentos musculares, a força ativa é baixa, e não há produção de força passiva. À medida que o comprimento do músculo é aumentado, a força ativa cresce até o ponto em que a força passiva começa a subir destacadamente. Nos maiores comprimentos musculares, a força ativa diminui e há um aumento da força passiva.

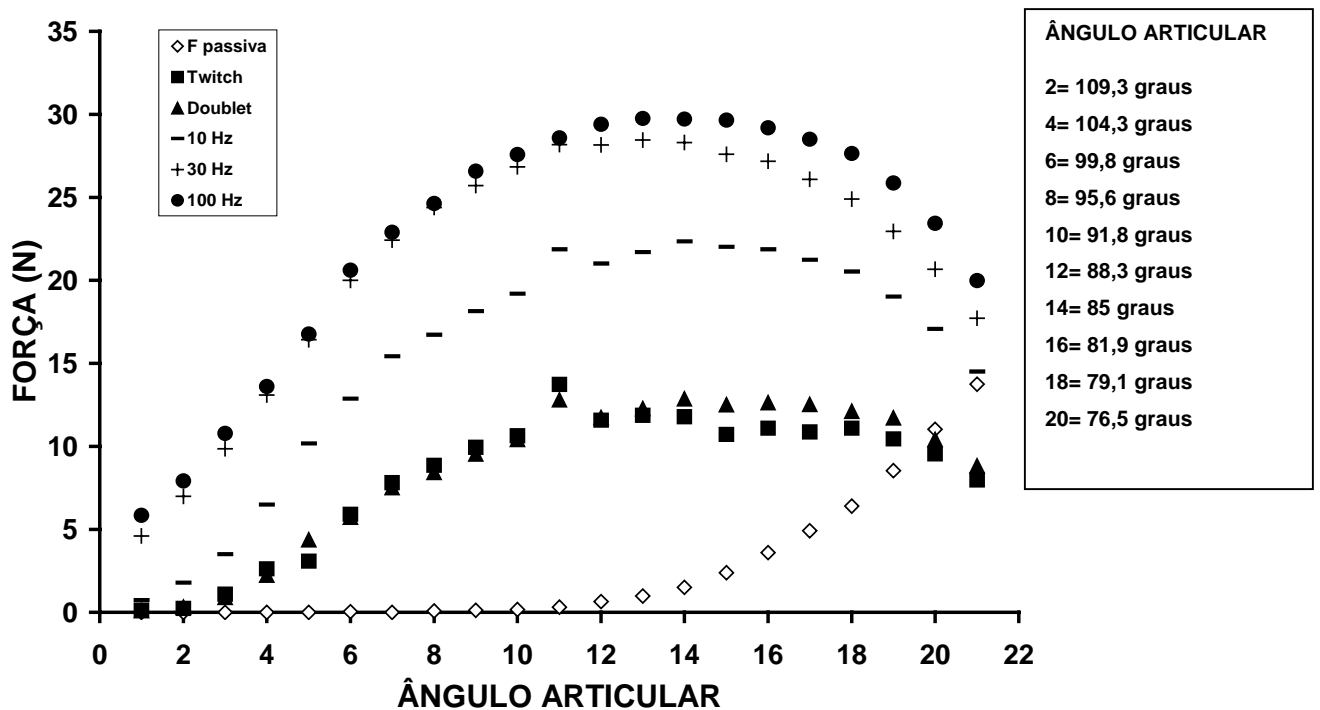


Figura 4.6- Relação entre a força ativa e o ângulo da articulação do tornozelo, em diferentes freqüências de estimulação (*twitch*, *doublet*, 10 Hz, 30 Hz e 100Hz), e relação da força passiva e o ângulo articular. Os valores do eixo horizontal, na ordem da esquerda para a direita, representam os ângulos articulares dos maiores para os menores valores. Os valores que estão mais à esquerda do eixo horizontal correspondem aos maiores ângulos da articulação (menores comprimentos do músculo), e os valores que estão mais à direita do eixo correspondem aos menores ângulos articulares (maiores comprimentos musculares). O ângulo articular de 90 graus correspondente ao comprimento muscular “zero”, e está indicado pelo número 11 no centro do eixo horizontal do gráfico.

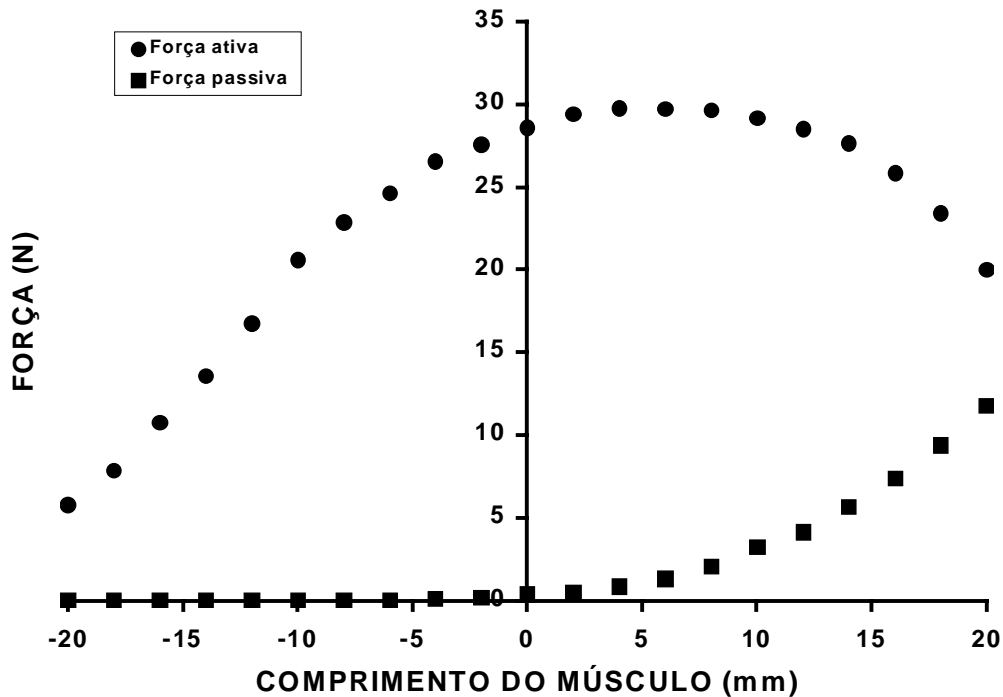


Figura 4.7 – Relação entre a força (passiva e ativa) produzida pelo músculo e o comprimento do mesmo, na frequência de estimulação de 100Hz.

A relação entre o comprimento de uma fibra distal do SOL e o comprimento do músculo é apresentada na figura 4.8. Esta figura é representativa de todas as outras fibras, tanto proximais quanto distais, dos músculos SOL. O comprimento da fibra, medido passivamente em cada novo comprimento do músculo, antes de cada ativação, mostra um aumento à medida que aumenta o grau de estiramento do músculo.

Nos menores comprimentos musculares, percebe-se uma diferença no comprimento da fibra entre as diferentes frequências de estimulação, sendo que o

comprimento da fibra sofre maior redução nas freqüências de estimulação mais elevadas. Isso provavelmente ocorre porque quando o músculo está muito encurtado, ele apresenta-se mais frouxo (solto) e, essa frouxidão faz com que o comprimento atingido pelas fibras, durante a ativação, dependa da freqüência de estimulação que está sendo utilizada (ou seja, o comprimento da fibra diminui com o aumento da freqüência de estimulação para um mesmo comprimento muscular). Isso provavelmente se deve ao fato de que, em menores comprimentos, os componentes elásticos do músculo não estão estirados, possibilitando um maior encurtamento das fibras nos menores comprimentos musculares. Esse encurtamento das fibras é mais acentuado quando a força ativa aumenta com o aumento da freqüência de estimulação. No entanto, à medida que o músculo é estirado, observa-se que o comprimento das fibras passa a ser menos influenciado pela freqüência de estimulação utilizada. Percebe-se, então, que quando o músculo está completamente estirado, o comprimento da fibra é o mesmo para todas as freqüências de estimulação. Isso provavelmente ocorre porque os elementos passivos estão também estirados, de modo que as alterações da força ativa devido ao aumento das freqüências de estimulação não afetam mais as fibras individualmente como ocorria quando o músculo estava encurtado ou frouxo.

Nossos resultados podem ser comparados aos de Fukunaga et al. (1997), Magnusson et al. (2001) e Muramatzo et al. (2001), que demonstraram, através de medidas indiretas (ultrasonografia), que a arquitetura das fibras musculares contraídas ativamente difere consideravelmente daquela na qual é induzido um movimento passivo. Isso significa que durante a alteração do comprimento de um

músculo, a variação do comprimento do músculo (encurtamento) não representa as variações de comprimentos das fibras ou feixe de fibras musculares.

A relação entre a força ativa e a força passiva produzidas pelo músculo e o comprimento da fibra proximal deste músculo, na freqüência de 30 Hz, é apresentado na figura 4.9. Esses dados representam os resultados das demais fibras deste experimento e também de todas as freqüências de estimulação (*twitch*, *doublet*, 10 Hz, 30 Hz e 100Hz). Nota-se que esta relação entre a força e o comprimento da fibra assemelha-se à relação entre a força e o comprimento do músculo, apresentada na figura 4.7. Quando a produção de força ativa é maior, observa-se que a fibra está no seu comprimento intermediário (em torno de 25 mm). E, quando a produção de força passiva é maior, a fibra está no seu comprimento máximo (em torno de 40 mm). A produção de força ativa diminui à medida que aumenta a produção da força passiva, e isto ocorre quando o músculo e, conseqüentemente suas fibras são estirados.

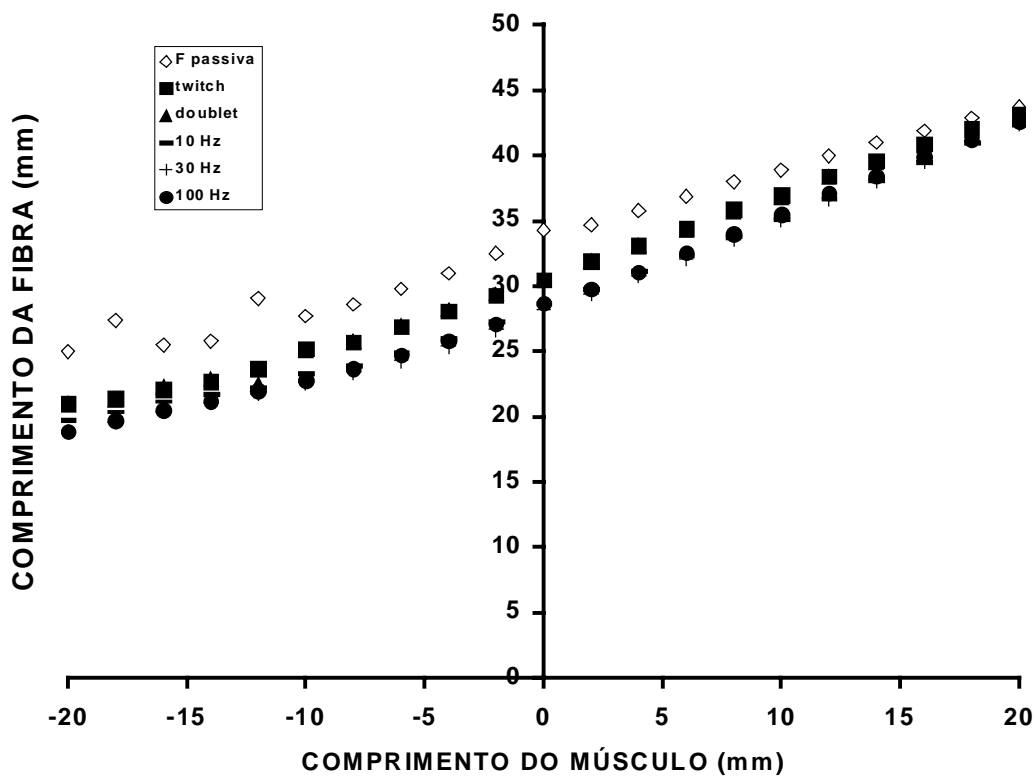


Figura 4.8 –. Relação entre o comprimento do músculo e o comprimento de uma fibra distal, nas diferentes freqüências de estimulação.

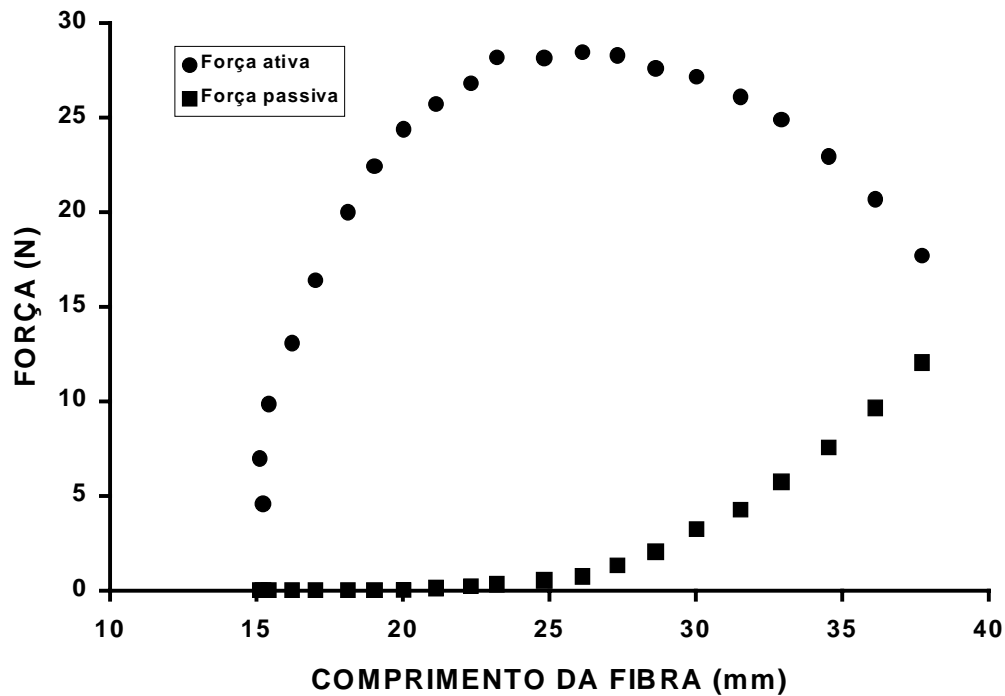


Figura 4.9 – Relação entre a força (passiva e ativa) produzida pelo músculo nos diferentes comprimentos e o comprimento da fibra muscular proximal do SOL de um gato, na frequência de 30 Hz .

A figura 4.10 apresenta a relação entre as forças ativa e passiva e o comprimento dos sarcômeros de uma fibra. Tais resultados também são representativos das demais fibras deste estudo. O comprimento médio dos sarcômeros durante o pico de força está entre 2.0 e 2.3 μm . Esses valores estão de acordo com dados da literatura (Gordon et al., 1966), os quais mostram evidências teóricas de que o comprimento ótimo dos sarcômeros do músculo esquelético encontra-se entre 2.0 e 2.4 μm . Nessa faixa de comprimento dos sarcômeros, deve haver uma ótima sobreposição dos filamentos de actina e miosina, com grande

número de pontes cruzadas ativas, viabilizando a produção máxima de força de um sarcômero (Huxley e Simmons, 1971).

Nossos resultados, no entanto, são diferentes do estudo de Rack e Westbury (1969), os quais mostraram um comprimento ótimo dos sarcômeros, em torno de 3.0 μm . Acreditamos que esses autores encontraram resultados diferentes dos nossos pelo fato de não terem medido, ativamente, as alterações de comprimento das fibras musculares. Eles partiram do pressuposto que as variações de comprimento do músculo como um todo refletiam as variações de comprimento de suas fibras. Em função disso, os valores de comprimento das fibras, e conseqüentemente dos sarcômeros, durante a ativação, podem ter sido superestimados. No presente estudo não houve essa limitação, uma vez que também foi avaliado o comprimento das fibras musculares ativamente, através implantação de cristais de sonomicrometria nas fibras dos músculos estudados.

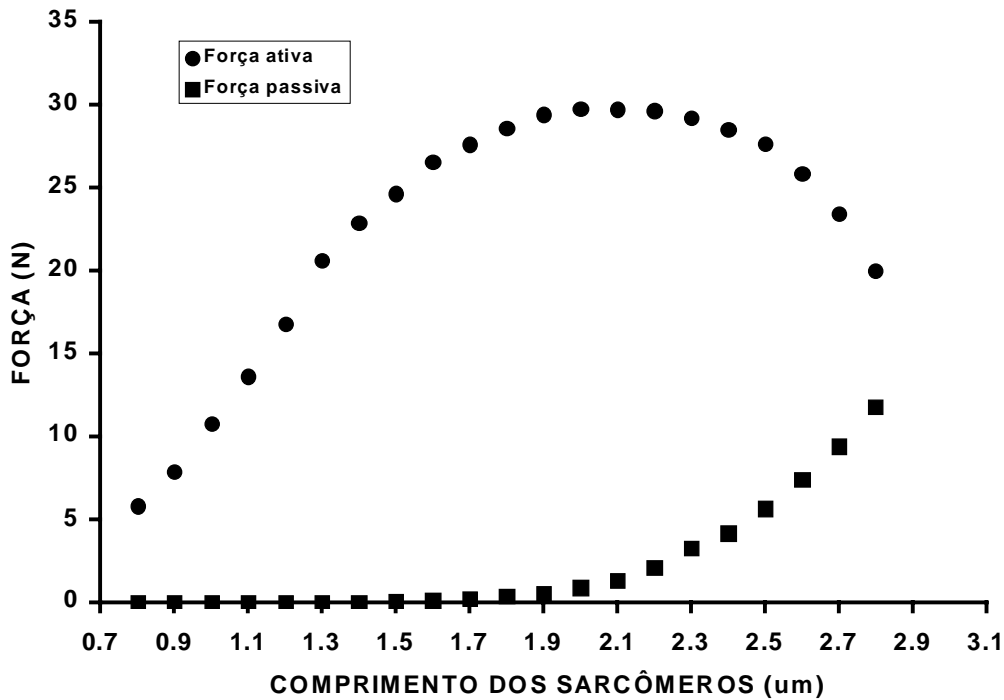


Figura 4.10 - Relação entre a força produzida pelo músculo e o comprimento médio dos sarcômeros, de uma fibra muscular distal do músculo SOL, na freqüência de estimulação de 100 Hz.

4.4 Conclusões

Os mecanismos de resposta mecânica do músculo SOL do gato, submetido a variados comprimentos e níveis de força foram avaliados, a partir das relações força-ângulo articular do tornozelo, força-comprimento do músculo, força-comprimento dos sarcômeros, e também a relação força-comprimento das fibras musculares, durante um protocolo de contrações isométricas.

A partir dos resultados encontrados concluímos que existem diferenças entre as variações do comprimento das fibras e as variações do comprimento do músculo, de modo que estudos que queiram determinar as alterações da força em diferentes comprimentos de sarcômeros devem levar em consideração essas alterações nos comprimentos de fibra a fim de não incorrerem em erros na determinação das relações força-comprimento.

CAPÍTULO 5

O USO DA ELETROMIOGRAFIA, DA MECANOMIOGRAFIA E DA DINAMOMETRIA NO ESTUDO DA ADAPTAÇÃO FUNCIONAL DO MÚSCULO ESQUELÉTICO APÓS IMOBILIZAÇÃO

Conforme discutido no primeiro capítulo desse trabalho, o uso reduzido da musculatura (no caso do presente estudo, devido à imobilização de um segmento corporal) produz profundas alterações estruturais-funcionais no tecido muscular. Profissionais da área clínica têm buscado uma compreensão mais profunda dos efeitos da imobilização de um segmento em seres humanos, tendo em vista o sucesso empírico de programas de reabilitação. No entanto, a maioria do conhecimento científico relacionado aos mecanismos de adaptação funcional do músculo esquelético é proveniente de estudos com animais, tendo em vista que medidas diretas são necessárias em estudos invasivos e complexos a fim de que se possa determinar esses mecanismos.

Essa necessidade de compreensão dos mecanismos de adaptação muscular devido à imobilização, associada ao reduzido número de estudos em seres humanos, serviram de motivação para a realização do presente estudo. Em função disso, este trabalho foi elaborado com o objetivo de avaliar as adaptações musculares após um período de imobilização, e com o objetivo de melhor

compreender a estrutura e o funcionamento do músculo esquelético. Três estudos foram desenvolvidos a fim de que se pudessem atingir esses objetivos.

O primeiro estudo teve o objetivo de verificar se as técnicas da dinamometria, da eletromiografia (EMG) e da mecanomiografia (MMG) conseguiriam detectar alterações decorrentes da imobilização no comportamento mecânico e fisiológico do músculo, durante contrações voluntárias.

Tendo em vista a evidente redução da capacidade de produção de força após um período de imobilização, conforme relatado por vários estudos (Müller, 1970; Imms et al., 1977; Imms e McDonald, 1978; MacDougall et al., 1980; Witzmann et al., 1982; Hortobágyi et al., 2000), esperava-se que os valores de torque dos flexores plantares e dos flexores dorsais do tornozelo do grupo imobilizado fossem inferiores aos do grupo controle durante a contração voluntária máxima (CVM). Conforme relatado no capítulo 2, nossos resultados confirmaram esta hipótese, mostrando redução da força para os flexores plantares e flexores dorsais do tornozelo no grupo que foi imobilizado, em comparação com o grupo controle. Esses dados estão de acordo com outros estudos (Müller, 1970; Imms et al., 1977; Imms e McDonald, 1978; MacDougall et al., 1980; Witzmann et al., 1982; Hortobágyi et al., 2000), que utilizando diferentes músculos, tanto de segmentos corporais superiores quanto inferiores, mostraram redução significativa da força após a imobilização. Nossos resultados apontam a técnica da dinamometria como eficaz na determinação de uma das adaptações musculares que ocorrem pós-imobilização.

Considerando que a redução no uso da musculatura devido à imobilização acarreta uma redução na atividade elétrica da membrana muscular, e que diminui a capacidade de ativação das UMs (Fudema et al., 1961; Sale et al., 1982; Duchateau

e Hainaut, 1990), esperava-se que os valores RMS do sinal EMG dos músculos GM, SOL e TA, do grupo submetido à imobilização, apresentassem uma redução em relação aos valores RMS dos músculos do grupo controle. Essa hipótese também foi confirmada por nossos resultados, uma vez que os valores RMS do sinal EMG desses três músculos foram inferiores aos valores correspondentes dos músculos do grupo controle durante a CVM, evidenciando uma redução da atividade elétrica muscular após a imobilização. Esses dados são semelhantes aos trabalhos de Fudema et al. (1961), Sale et al. (1982) e Duchateau e Hainaut (1989), que também encontraram redução da amplitude do sinal EMG após a imobilização, indicando a ocorrência de uma adaptação neural após a imobilização.

Considerando-se que músculos submetidos à imobilização sofrem uma alteração na sua composição de fibras em direção a um maior percentual de fibras de contração rápida (Grimby et al., 1980; Haggmark et al., 1986), e que a MDF do sinal EMG está relacionada com a velocidade de condução dos potenciais de ação ao longo do músculo (Arendt-Nielsen e Mills, 1985; Zwarts et al., 1987), esperava-se que os valores da MDF do sinal EMG dos músculos do grupo submetido à imobilização fossem superiores à MDF do sinal EMG dos músculos do grupo controle, em função do maior percentual de fibras rápidas nos músculos do grupo imobilizado, que aumentariam a velocidade de condução dos potenciais de ação nesses músculos. Nossos resultados não confirmaram esta hipótese, pois não houve diferença significativa na MDF do sinal EMG dos três músculos em estudo entre o grupo controle e o grupo dos sujeitos imobilizados.

Uma possível explicação para esses resultados pode estar associada ao fato de a atrofia muscular ter diminuído o diâmetro das fibras musculares, de modo que,

apesar da alteração no percentual de fibras em direção a um maior percentual de fibras rápidas, a redução na área de seção transversa de cada fibra pode ter aumentado a resistência à passagem dos estímulos. Esse aumento da resistência à passagem dos potenciais de ação pode ter sido, portanto, responsável por diminuir a velocidade de condução dos estímulos, impedindo um aumento da MDF do sinal EMG.

Nossos achados, portanto, indicam que os valores RMS do sinal EMG foram capazes de mostrar alterações após a imobilização, enquanto a MDF do sinal EMG não foi sensível a essas alterações. Ainda assim, a técnica da EMG pode ser considerada como uma ferramenta útil no estudo das alterações musculares decorrentes da imobilização.

Tendo em vista que o músculo SOL é um músculo antigravitacional, e que este tipo de músculo apresenta evidências de ser mais atingido pelos efeitos do uso muscular reduzido do que os músculos que não são antigravitacionais (Thorton e Rummel, 1974; LeBlanc et al., 1988), esperava-se que os músculos flexores plantares do tornozelo do grupo que foi submetido à imobilização sofressem maiores alterações em relação à capacidade de produção de força e à capacidade de ativação do que os flexores dorsais, os quais não são compostos por músculos antigravitacionais. Essa hipótese foi confirmada, pois os valores de torque dos flexores plantares do grupo imobilizado foram 50% inferiores aos valores de torque do grupo controle, e os valores de torque dos flexores dorsais foram 25% inferiores aos do grupo controle. Em relação à capacidade de ativação, os valores RMS do sinal EMG do músculo SOL do grupo que foi imobilizado foram menores (55%) do que os outros dois músculos em comparação ao grupo controle. Os valores RMS do

sinal EMG do músculo GM foram 38% inferiores, e os valores do TA foram 48% inferiores, também em relação ao grupo controle. Os resultados dos valores de torque dos flexores plantares e dos valores RMS do sinal EMG do músculo SOL mostraram que os flexores plantares foram mais atingidos pelos efeitos da imobilização do que os flexores dorsais. As técnicas da dinamometria e da EMG apresentam, mais uma vez, evidências de serem úteis e mais eficientes que a MMG na avaliação das alterações musculares após a imobilização.

Partindo-se do pressuposto que estudos com modelos animais (Edgerton et al., 1975; Spector et al., 1982; Simard et al., 1982) e humanos (Grimby et al., 1980; Haggmark et al., 1986), submetidos ao uso reduzido da musculatura, apresentaram aumento no percentual de fibras de contração rápida e redução no percentual de fibras de contração lenta, acreditava-se que deveria haver uma redução mais tardia dos valores RMS do sinal MMG nos músculos do grupo submetido à imobilização em relação ao grupo controle. Isso deveria ocorrer em função de um aumento no percentual de UMs rápidas nos músculos do grupo submetido à imobilização, as quais necessitam de níveis mais elevados de ativação para produzir tetania completa. Essa hipótese não foi confirmada por nossos resultados, uma vez que não houve diferença significativa no comportamento dos valores RMS do sinal MMG entre o grupo controle e o grupo que foi imobilizado, em nenhum dos três músculos em estudo. Nossos dados diferem de outros estudos que utilizaram a MMG para diferenciar músculos com diferentes percentuais de fibras (Mealing e McCarthy, 1991; Orizio e Veicsteinas, 1992; Mealing et al., 1996; Freitas et al., 2001) durante esforço voluntário.

Em relação à frequência do sinal MMG, tendo em vista que um músculo composto por um maior percentual de fibras de contração rápida deve apresentar uma redução no conteúdo de baixa frequência do sinal MMG, o que não deve ocorrer com músculos com um maior percentual de fibras de contração lenta, esperava-se que durante o protocolo de esforço voluntário, os músculos submetidos a um período de imobilização apresentassem frequências superiores em relação ao sinal MMG dos músculos do grupo controle. Essa hipótese não foi confirmada por nossos resultados, pois a MDF do sinal MMG não apresentou diferença significativa entre os dois grupos da amostra, em nenhum dos três músculos estudados (GM, SOL e TA). Esses achados são diferentes dos resultados dos resultados de Marchetti et al. (1974), que mostraram frequências inferiores para os músculos que foram imobilizados, entretanto esses resultados são difíceis de ser generalizados, uma vez que não foi feita uma análise quantitativa da frequência do sinal MMG. Nossos resultados indicaram que a técnica da MMG não foi sensível suficiente a ponto de identificar as alterações musculares após a imobilização, durante um protocolo de esforço voluntário.

O segundo estudo deste trabalho foi elaborado com o objetivo de controlar uma das variáveis que poderia influenciar os resultados, ou seja, o controle do sistema nervoso na execução das tarefas do protocolo. Para tanto, substituiu-se o controle voluntário pela estimulação elétrica artificial, a fim de que se pudesse avaliar apenas as propriedades mecânicas dos músculos dos grupos controle e imobilizado independente da vontade dos indivíduos.

Considerando-se que uma redução da capacidade de produção de força após a imobilização de um segmento tem sido evidenciada em diferentes trabalhos

(Müller, 1970; Imms et al., 1977; Imms e McDonald, 1978; MacDougall et al.; 1980, Witzmann et al., 1982; Hortobágyi et al., 2000) e que a intensidade do estímulo elétrico utilizada para a produção de contrações involuntárias no presente estudo dependeu da capacidade de produção de torque máximo de cada indivíduo, esperava-se que os valores de torque dos grupos musculares do segmento do grupo que foi imobilizado fossem menores do que o torque dos grupos musculares do grupo controle, durante o protocolo de contrações produzidas por estimulação elétrica artificial. Essa hipótese foi confirmada por nossos resultados, pois os valores de torque dos flexores plantares e dos flexores dorsais do grupo que foi submetido à imobilização foram significativamente inferiores aos valores de torque do grupo controle.

Conforme já foi demonstrado em diferentes estudos da relação força-freqüência de estimulação (Bolton et al., 1989; Seki et al., 2000; Freitas et al., 2001), o torque de ambos os grupos musculares em estudo aumentaram à medida que aumentou a freqüência de estimulação nos dois grupos da amostra. Os menores valores de torque do grupo submetido à imobilização, em comparação com o grupo controle, foi mais evidente nas freqüências mais elevadas de estimulação. Nossos dados concordam parcialmente com os resultados de Seki et al. (2001), os quais constataram que o músculo primeiro interósseo dorsal (PID) sofreu redução da força nas elevadas freqüências (da mesma forma que nossos resultados), entretanto mostraram um aumento da força nas baixas freqüências (diferente de nossos achados).

Tendo em vista que a força produzida por músculos lentos e rápidos, durante estimulação elétrica artificial, é diferente em função das distintas propriedades

mecânicas destes músculos (McPhedran et al., 1965; Wuerker et al., 1965), e que os músculos de contração lenta parecem sofrer maiores adaptações estruturais-funcionais (e.g. atrofia muscular) do que os músculos de contração rápida após a imobilização (Spector et al., 1982; Fournier et al., 1983; Desplanches et al., 1987), esperava-se que a relação torque-freqüência de estimulação dos flexores plantares dos indivíduos submetidos à imobilização sofresse uma maior alteração do que os flexores dorsais, em relação aos mesmos grupos musculares do grupo controle, em função do músculo SOL (músculo de contração lenta), fazer parte do grupo dos flexores plantares do tornozelo. Os resultados do estudo confirmaram esta hipótese, pois os valores de torque dos músculos flexores plantares do grupo submetido à imobilização foram 46% inferiores aos valores do grupo controle. Já os valores de torque dos flexores dorsais do grupo imobilizado foram 22% inferiores aos valores do grupo controle, ao longo do protocolo de estimulação elétrica artificial. Assim como no primeiro estudo deste trabalho, a dinamometria mostrou-se eficaz na determinação de alterações musculares pós-imobilização.

Considerando-se que a amplitude do sinal MMG sofre uma redução pelo aumento da freqüência de ativação das UMs durante contrações produzidas por estimulação elétrica artificial (Stokes e Cooper, 1992; Marchetti et al, 1992; Vaz et al., 1996a; Vaz et al., 1997; Orizio et al., 1999; Freitas et al., 2001), e que músculos submetidos à imobilização sofrem aumento no percentual de fibras rápidas e redução no percentual de fibras lentas (Grimby et al., 1980; Haggmark et al., 1986), acreditava-se que, com o aumento de freqüência de estimulação elétrica artificial, os valores RMS do sinal MMG dos músculos dos segmentos saudáveis fossem reduzidos antes dos valores RMS do sinal MMG dos músculos dos segmentos

submetidos à imobilização. Isso deveria ocorrer devido ao fato das UMs lentas, presentes num percentual mais elevado nos músculos dos segmentos saudáveis, entrarem em tetania completa antes das UMs rápidas, presentes num percentual mais elevado em músculos dos segmentos submetidos à imobilização. Nossos resultados não confirmaram essa hipótese, tendo em vista que não houve diferença significativa nos valores RMS do sinal MMG dos músculos GM, SOL e TA entre o grupo que foi imobilizado e o grupo controle.

Tendo em vista que músculos compostos por um maior percentual de fibras de contração rápida apresentam uma redução no conteúdo de baixa frequência do sinal MMG, o que não ocorre com músculos com um maior percentual de fibras de contração lenta, durante contração produzida por estimulação elétrica (Mealing e McCarthy, 1991; Marchetti et al., 1992), esperava-se que a MDF do sinal MMG dos músculos dos segmentos submetidos à imobilização apresentasse valores mais elevados do que os músculos saudáveis durante o protocolo de estimulação elétrica artificial, em função de um maior percentual de fibras de contração rápida presentes nos músculos dos segmentos submetidos à imobilização em comparação aos músculos dos segmentos saudáveis. Essa hipótese não foi confirmada, uma vez que não houve diferença significativa na MDF do sinal MMG dos três músculos em estudo entre o grupo submetido à imobilização e o grupo controle. A ausência de diferenças significativas nos valores RMS e na MDF do sinal MMG dos músculos GM, SOL e TA entre o grupo dos sujeitos que foram imobilizados e o grupo controle, sugerem que a técnica da MMG não foi sensível para revelar as alterações no comportamento mecânico de músculos submetidos a um período de imobilização, durante contrações produzidas por estimulação elétrica artificial.

Outra interpretação possível é a de que a estimulação elétrica artificial, por recrutar as fibras nervosas de maior calibre, devido a menor resistência à passagem de estímulos, acabou por ativar somente as UMs de contração rápida em ambos os grupos controle e imobilizado. Como a estimulação foi normalizada para todos os indivíduos para o mesmo nível de esforço (40% CVM a 100 Hz), isso fez com que um nível semelhante de ativação tenha sido enviado aos músculos dos dois grupos para um único tipo de UMs (contração rápida). Além disso, as fibras de contração rápida são as que menos sofrem a influência da atrofia, e portanto a estimulação elétrica recrutou fibras de contração rápida com pouca atrofia nos dois grupos, de modo que as vibrações musculares foram semelhantes entre os dois grupos por esse motivo. Logo não houve falta de sensibilidade da MMG em detectar diferenças no comportamento mecânico, mas ela apenas revelou o comportamento das UMs semelhantes ativadas em ambos os grupos, tanto em relação ao comportamento dos valores RMS quanto da MDF do sinal MMG.

O terceiro estudo deste trabalho, apesar de não apresentar relação direta com o problema investigado nos estudos anteriores, foi de fundamental importância, tendo em vista que nele foram investigadas as propriedades mecânicas do músculo esquelético em um modelo animal. Esse modelo foi utilizado, uma vez que possibilitou o uso de técnicas invasivas, as quais permitiram avaliações diretas da força do músculo SOL de três gatos. O objetivo deste estudo foi estabelecer as relações força-comprimento do músculo, força-comprimento das fibras musculares, força-comprimento dos sarcômeros e a relação força-ângulo articular do tornozelo, durante um protocolo de contrações isométricas produzidas via estimulação elétrica artificial, em diferentes frequências de estimulação. Tendo em vista que a variação

do comprimento do músculo não representa as variações do comprimento de suas fibras durante a contração, conforme demonstrado por estudos recentes, através de métodos indiretos (Fukunaga et al., 1997; Maramatzu et al., 2001; Magnusson et al., 2001), a mensuração da relação força-comprimento em todos os níveis musculares (músculo, fibras e sarcômeros) pode auxiliar na compreensão do funcionamento das estruturas contráteis e não-contráteis durante contrações musculares realizadas em diferentes comprimentos. A possibilidade de se determinar ativamente, através de um método direto (sonomicrometria), o comprimento das fibras musculares foi um aspecto inédito e que viabilizou resultados coerentes em relação ao comprimento ótimo dos sarcômeros, durante a produção de força máxima.

Apesar de utilizarem metodologias diferentes, os três estudos desenvolvidos trouxeram uma série de informações importantes a respeito de mecanismos de adaptação e de funcionamento do músculo esquelético.

A partir dos resultados obtidos no primeiro e no segundo estudo, pode-se concluir que, das três técnicas testadas, a dinamometria e a EMG demonstraram com clareza os efeitos da adaptação funcional do músculo esquelético após a imobilização. Desta forma, sugere-se que estas duas técnicas simples e não-invasivas possam auxiliar tanto no diagnóstico das alterações musculares após um período de imobilização, quanto no tratamento para a recuperação dessas alterações. Somente a técnica da MMG não se mostrou sensível a essas alterações musculares. Os motivos para este fato não estão totalmente entendidos, mas alguns deles serão discutidos a seguir na seção de limitações do estudo.

5.1 Limitações do Estudo

Apesar de nossas expectativas iniciais de que as três técnicas utilizadas nos capítulos 2 e 3 do presente trabalho seriam capazes de detectar as alterações musculares decorrentes da imobilização, a MMG não se mostrou eficaz nesse sentido. Tendo em vista que os estudos desses dois capítulos foram realizados em seres humanos, é possível que diversas variáveis de difícil controle (especialmente nesse tipo de estudo) tenham se constituído como limitações do presente estudo, e podem ter interferido nos resultados alcançados.

A variabilidade da amostra, tanto intra-grupos, quanto entre os dois grupos de sujeitos (aqueles que foram submetidos à imobilização e os sujeitos saudáveis) é uma limitação deste estudo importante a ser destacada. Dentre as variáveis que não foram possíveis de controlar, destacam-se a história do indivíduo pré-imobilização, o nível prévio de atividade física dos indivíduos, a experiência em realizar contrações máximas, a capacidade de recuperação de cada um e o nível de dor pós-imobilização.

Em se tratando do percentual de fibras dos sujeitos avaliados, que é um dos pontos principais de nosso estudo, a impossibilidade de se realizar biópsia muscular, por motivos éticos e pelo elevado custo, tornou impossível a determinação de evidências diretas em relação ao percentual de fibras dos músculos dos indivíduos da amostra. Com base na literatura, partiu-se do pressuposto que os indivíduos que haviam sido submetidos a um período de imobilização apresentariam um menor percentual de fibras lentas do que os indivíduos saudáveis. Caso o percentual de

fibras tivesse sido determinado, seria possível afirmar com certeza que a técnica da MMG, por exemplo, não possibilita a determinação das alterações mecânicas produzidas no músculo pós-imobilização, e muito menos que tem relação com o percentual predominante de fibras do músculo esquelético. No entanto, existe a possibilidade de que os dois grupos da amostra tenham apresentado uma grande heterogeneidade na composição de fibras musculares entre os sujeitos (Johnson et al., 1973; Simoneau e Bouchard, 1995), independente dos efeitos da imobilização, e essa diferença na composição de fibras pode ter sido grande mesmo entre os sujeitos do mesmo grupo da amostra.

Além disso, a impossibilidade de avaliar o percentual de fibras dos sujeitos do grupo imobilizado antes e após o período de imobilização, gerou a necessidade de um grupo que servisse como controle (sujeitos saudáveis), ou seja, indivíduos que não tivessem sido submetidos à imobilização. Embora esse grupo de indivíduos tenha sido escolhido de acordo com a idade, sexo e peso corporal dos indivíduos que tiveram seus tornozelos imobilizados, não se pode garantir que, antes da imobilização, os sujeitos dos dois grupos tivessem uma composição de fibras musculares semelhantes entre eles.

Em relação à utilização da técnica da EMG, não se pode garantir que o menor sinal EMG após a imobilização tenha ocorrido em função de uma adaptação neural ou de uma inibição muscular. A adaptação neural é a diminuição na velocidade de condução do impulso nervoso que, segundo Guyton (1992), pode ser causada pela alta concentração extracelular de íons cálcio que diminui a permeabilidade da membrana, ao mesmo tempo que reduz sua excitabilidade. Da mesma forma, a baixa concentração de íons potássio no líquido extracelular, por ter efeito direto na

redução da permeabilidade dos canais de potássio, reduz também a excitabilidade da membrana. A inibição muscular, conforme Young (1993), é a inabilidade de ativar ao máximo todas as UMs de um músculo durante esforço voluntário. Uma variedade de fatores como a dor, efusão articular, pressão intra-articular e tensão ligamentar são tidos como possíveis causas da inibição muscular. Entretanto, os mecanismos que impedem a ativação completa dos músculos após alguma lesão articular ou doença ainda não são bem compreendidos (Suter e Herzog, 2000).

De acordo com os estudos de Slemenda et al. (1997), a atrofia por desuso não parece ser inteiramente responsável pela redução da força muscular, tornando-se favorável propor que a inibição muscular pode contribuir para a fraqueza muscular após algum tipo de lesão. Suter et al. (1998) sugerem que uma relação entre dor e inibição muscular pode existir; entretanto, acreditam que a dor não seja a única causa da inibição muscular. Esses autores acrescentam que sinais aferentes da articulação lesionada podem também ser alterados devido a uma ruptura das estruturas articulares (ligamentos, cápsula articular ou menisco). Essas alterações nos sinais aferentes podem causar inibição muscular reflexa a nível espinhal ou inibição muscular através de uma redução na condução dos motoneurônios alfa a partir do cérebro. Tanto a atrofia quanto a inibição muscular contribuem para um déficit de força muscular. Portanto, os resultados do nosso estudo não nos possibilitam determinar o grau de participação da atrofia e da inibição neural na redução na capacidade de produção de força e da capacidade de ativação dos indivíduos do grupo imobilizado.

A inibição muscular tem sido estimada através da técnica de interpolação do abalo (*twitch*), a qual consiste na aplicação de um único estímulo elétrico ao nervo,

durante uma contração voluntária máxima de um grupo muscular inervado por esse nervo (Merton, 1954; Belanger e McComas, 1981; Hales e Gandevia, 1988; Suter et al, 1996). O aumento do torque produzido por um estímulo evocado durante uma CVM representa as UMs que não foram ativadas ou que não foram completamente ativadas durante a contração voluntária, indicando que uma redução na ativação elétrica, neste caso, deve-se à ocorrência de adaptação neural, e não de inibição muscular. Se o estímulo elétrico superposto não aumenta o torque, considera-se, então, que o músculo foi ativado no seu máximo e que a redução da atividade elétrica do músculo após a lesão deve-se a uma inibição muscular.

No presente trabalho, não foi utilizada essa técnica de interpolação do abalo (*twitch*) em função das limitações do dinamômetro utilizado, uma vez que a frequência de amostragem dos sinais de torque é muito baixa. Além disso, há também a necessidade de amplificação dos sinais de torque a fim de que se possa mensurar as variações do torque durante a realização de uma CVM, e seria necessário construir um amplificador específico com esse objetivo, o que também não possibilitou a realização dessa parte do estudo. Portanto, não se pode garantir que a redução na atividade EMG dos sujeitos submetidos à imobilização tenha ocorrido em função da adaptação neural ou pela inibição muscular, ou ainda, por ambos os fatores. Entretanto, a partir de evidências dos dois primeiros estudos realizados (redução do torque e da ativação elétrica durante contrações voluntárias no primeiro estudo, e redução do torque durante contrações evocadas no segundo estudo), acredita-se que tenha ocorrido tanto inibição neural, quanto inibição muscular após duas semanas de imobilização.

5.2 Perspectivas

Quando este projeto foi elaborado, tinha-se como objetivo estudar a capacidade de resistência à fadiga dos músculos após um período de imobilização. Nosso entendimento era de que um músculo que sofresse imobilização teria uma redução (ou uma atrofia) nas fibras de contração lenta, e, portanto, se tornaria menos resistente a fadiga. No entanto, em função da longa duração de cada um dos protocolos desenvolvidos e da dificuldade em se conseguir um número grande de pacientes para o estudo, não foi possível a execução de outro protocolo, visando o estudo da fadiga.

Conforme mencionado na seção anterior, a utilização da técnica da interpolação do *twitch*, a fim de verificar se a redução observada na ativação elétrica dos músculos, após a imobilização, ocorre em função de uma adaptação neural ou devido à inibição muscular, é um outro aspecto fundamental a ser investigado.

Seria também interessante o estudo das relações torque-velocidade e torque-ângulo articular a fim de testar, nessas situações (diferentes velocidades angulares de movimento e diferentes comprimentos musculares), as propriedades mecânicas dos músculos submetidos à imobilização.

Um estudo de imobilização com modelo animal poderia esclarecer algumas dúvidas que permaneceram ao final deste trabalho, além de eliminar algumas limitações que podem ter interferido em nossos resultados. O controle direto desses animais antes, durante e após a imobilização poderia nos fornecer resultados mais

fidedignos e com um menor número de variáveis intervenientes. Se tivéssemos evidências diretas da composição de fibras dos músculos de todos os animais (tanto dos animais imobilizados, quanto nos animais do grupo controle), através da biópsia muscular, teríamos certeza da ocorrência ou não de alterações na composição de fibras. Medidas diretas de força (através de sensores posicionados sobre os músculos), de ativação muscular (eletrodos de inserção) e de vibrações musculares (acelerômetros posicionados diretamente sobre o músculo) poderiam trazer fortes evidências a respeito das alterações musculares provocadas pela imobilização, além de determinar se a técnica da MMG realmente possibilita um estudo criterioso a respeito do comportamento mecânico do músculo. Uma série de evidências a respeito da adaptação funcional do músculo esquelético à imobilização foram apresentadas no presente trabalho; entretanto, muitas perguntas permanecem sem resposta, e servem de motivação para futuros experimentos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Adams, G.R.; Caiozzo, V.J. and Baldwin, K.M. Skeletal muscle unweighting: spaceflight and ground-based models. *J. Appl. Physiol.*, 95:2185-2201, 2003.

Allinger, T.L. *Stability and the descending limb of the force-length relation in mouse skeletal muscle – a theoretical and experimental examination*. PhD Dissertation, University of Calgary, Calgary, AB, Canadá, 1995.

Appell, H.J. Skeletal muscle atrophy during immobilization. *Int. J. Sports Med.*, 7:1-5, 1986.

Arendt-Nielsen, L. and Mills, K.R. The relationship between power frequency of the EMG spectrum and muscle fiber velocity. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, 60:130-134, 1985.

Bahr, R. and Bahr, I.A. Incidence of acute volleyball injuries: a prospective cohort study of injuries mechanisms and risk factors. *Scand. J. Med. Sci. Sports*, 7 (3):166-171, 1997.

Balduini, F.C. and Tetzlaff, J. Historical perspectives on injuries of the ligaments of the ankle. *Clin. Sports Med.*, 1:3-12, 1982.

Baldwin, K.M.; Herrick, R.E.; Iiyina-kakueva, E.; Oganov, V.S. Effects of zero gravity on myofibril content and isomyosin distribution in rodent skeletal muscle. *FASEB J.*, 4:79-83, 1990.

Barry, D.T.; Geiringer, S.R. and Ball, R.D. Acoustic myography: a noninvasive monitor of motor unit fatigue. *Muscle & Nerve*, 8:89-194, 1985.

Barry, D.T.; Gordon, K.E. and Hinton, G.G. Acoustic and surface EMG diagnosis of pediatric muscle disease. *Muscle & Nerve*, 13:286-290, 1990.

Barry, D.T. Vibrations and sounds from evoked muscle twitches. *Electrom. Clin. Neurophysiol.*, 32:35-40, 1992.

Basmajian, J.V. and De Luca, C.J. *Description and Analysis of the EMG signal. Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. Ed. John Butler. Baltimore, Williams & Wilkins, p.19-167, 1985.

Beer, F.P. and Johnson, E.R. Mechanical Vibrations. In: *Mechanics for Engineers*. McGraw-Hill Book Company, Toronto, pp. 838-888, 1987.

Belanger, A.Y. and McComas, A.J. Extent of motor unit activation during effort. *J. Appl. Physiol.: Respirat., Environment. Exerc. Physiol.*, 51:1131-1135, 1981.

Berg, H.E.; Dudley, G.A.; Häggmark, T.; Ohlén, H. And Tesh, P.A. Effects of lower limb unloading on skeletal muscle mass and function in humans. *J. Appl. Physiol.*, 70 (4):1882-1885, 1991.

Berg, H.E. and Tesch, P.A. Changes in muscle function in response to 10 days of lower limb unloading in humans. *Acta Physiol. Scand.*, 157:63-70, 1996.

Berry, P.; Berry, I. and Manelfe, C. Magnetic resonance imaging evaluation of lower limb muscles during bedrest – a microgravity simulation model. *Aviat. Space Environ. Med.*, 64:212-218, 1993.

Binder, M.D. and Mendell, L.M. *The Segmental Motor System*. New York, Oxford University Press, 1990.

Bloomfield, S.A. Changes in musculoskeletal structure and function with prolonged bed rest. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 29(2):197-206, 1997.

Bolton, C.F.; Parkers A. and Thompson, T.R. Recording sound from human skeletal muscle: technical and physiological aspects. *Muscle & Nerve*, 12:126-134, 1989.

Booth, F.W. Time course of muscular atrophy during immobilization of hindlimbs in cats. *J. Appl. Physiol.: Respirat. Environ. Exerc. Physiol.*, 43:656-661, 1977.

Booth, F.W. Effects of limb immobilization on skeletal muscle. *J. Appl. Physiol.*, 52:1113-1118, 1982.

Booth, F.W. and Kelso, J.R. Effect of hind-limb immobilization on contractile and histochemical properties of skeletal muscle. *Pflügers Arch.*, 342:231-238, 1973.

Burke, R.E.; Levine, D.N.; Tsairis, P. and Zajac, F.E. Physiological types and histochemical profiles in motor units of the cat gastrocnemius. *J. Physiol.*, 234: 723-748, 1973.

Caiozzo, V.J.; Baker, M.J.; Herrick, E.R.; Tao, M. and Baldwin, K.M. Effect of spaceflight on skeletal muscle: mechanical properties and myosin isoform content of a slow muscle. *J. Appl. Physiol.*, 76(4): 1764-1773, 1994.

Convertino, V.A.; Doerr, D.F.; Mathes, K.L.; Stein, S.L. and Buchanan, P. Changes in volume, muscle compartment, and compliance of the lower extremities in man following 30 days of exposure to simulated microgravity. *Aviat. Space Environ. Med.*, 60:653-658, 1989.

Cole, N.M. and Barry, D.T. Muscle sound frequencies of the frog are modulated by skeletal muscle tension. *Biophys. J.*, 66:1104-1114, 1994.

Davies, C.T.; Rutherford, I.C. and Thomas, D.O. Electrically evoked contractions of the triceps surae during and following 21 days of voluntary leg immobilization. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 56:306-312, 1987.

De Luca, C.J., Erim, Z. Common drive of motor units in regulation of muscle force. *Trends Neurosci.*, 17: 299-305, 1994.

Desplanches, D.; Mayet, M.H.; Sempore, B. and Flandrois, R. Structural and functional responses to prolonged hindlimb suspension in rat muscle. *J. Appl. Physiol.*, 63:558-563, 1987.

Desplanches, D.; Mayet, M.H.; Ilyina-Kakueva, E.I.; Sempore, B. and Flandrois, R. Skeletal muscle adaptation in rats flown on cosmos 1667. *J. Appl. Physiol.*, 68:48-52, 1990.

Duchateau, J. and Hainaut, K. Electrical and mechanical changes in immobilized human muscle. *J. Appl. Physiol.*, 62:2168-2173, 1987.

Duchateau, J. and Hainaut, K. Effects of immobilization on contractile properties, recruitment and firing rates of human motor units. *J. Physiol.*, 422:55-65, 1990.

Duchateau, J. and Hainaut, K. Effects of immobilization on electromyogram power spectrum changes during fatigue. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 63:458-462, 1991.

Dudley, G.A.; Tesch, P.A.; Miller, B.J. and Buchanan, P. Importance of eccentric muscle actions in performance adaptations to resistance training. *Aviat. Spac. Environ. Med.*, 62:543-550, 1991.

Edgerton, V.R.; Barnard, K.J.; Peter, J.B. Maier, A. and Simpson, D.R. Properties of the immobilized hind-limb muscles of the Galago senegalensis. *Experim. Neurol.*, 46:115-131, 1975.

Enoka, R.M. *Bases Neuromecânicas da Cinesiologia*. 2 ed., Manole, 2000.

Fischback, G.D. and Robbins, N. Changes in contractile properties of desused skeletal muscles. *J. Physiol. (London)*, 201:305-320, 1969.

Fitts, R.H.; Metzger, J.M.; Riley, D.A. and Unsworth. Models of desuse: a comparison of hindlimb suspension and immobilization. *J. Appl. Physiol.*, 60 (6): 1946-1953, 1986.

Fournier, M.; Roy, R.R.; Perham, H.; Simard, C.P. and Edgenton, V.R. Is limb immobilization a model of muscle desuse? *Exp. Neurol.*, 80:147-156, 1983.

Fração, V.B. e Vaz, M.A. Influência da adaptação funcional na capacidade de produção de força no músculo esquelético. *Rev. Perfil*, 4:103-110, 2000.

Freitas, C.; Vaz, M.A.; Guimarães, A.C. e Brentano, M.A. Características do sinal mecanomiográfico em atletas velocistas, fundistas e indivíduos sedentários. *Rev. Brasil. Biomec.*, 2: 27-41, 2001.

Fudema, J.J.; Fizzel, J.A. and Nelson, E.M. Eletrocmiography of experimentally immobilized skeletal muscles in cat. *Am. J. Physiol.*, 200: 963-967, 1961.

Fukunaga, T.; Ichinose, Y.; Ito, M. ; Kawakami, Y. and Fukashiro, S. Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *J. Appl. Physiol.*, 82 (1): 354-358, 1997.

Goldenberg, M.S.; Yack, H.J. and Cerny, F.J. Acoustic myography as an indicator of force during sustained contractions of a small hand muscle. *J. Appl. Physiol.*, 70:78-91, 1991.

Gordon, A.M., Huxley, A.F. and Julian, F.J. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscles fibres. *J. Physiol.*, 184:170-192, 1966.

Green, T.; Refshauge, K.; Crosbic, J. And Adams, R. A randomized controlled trial of a passive accessory joint mobilization on acute ankle inversion sprains. *Phys. Ther.*, 81 (4): 984-994, 2001.

Grimby, G.; Gustafsson, E.; Peterson, L. and Renstrom, P. Quadriceps function and training after knee ligament surgery. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 12:70-75, 1980.

Guez, C. Introduction to the motor systems. In: E.R. Kandell and J.H. Scharwartz (Eds.), *Principles of Neural Science* (2 ed., pp. 429-442). New York: Elsevier, 1985.

Guyton, A.C. *Tratado de Fisiologia Médica*. 8 ed. Guanabara Koogan, RJ, 1992.

Haggmark, T.; Erikson, E. and Jansson, E. Muscle fibre types changes in human skeletal muscle after injuries and immobilization. *Orthoped.*, 9:181-185, 1986.

Hales, J.P. and Gandevia, S.C. Assessment of maximal voluntary contraction with twitch interpolation: an instrument to measure twitch response. *J. Neurosc. Meth.*, 25:97-102, 1988.

Hather, B.M.; Adams, G.R.; Tesch, P.A. and Dudley, G.A. Skeletal muscle response to lower limb suspension in human. *J. Appl. Physiol.*, 72:1493-1498, 1992.

Henneman, E.; Somjen, G. and Carpenter, D.O. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *J. Neurophysiol.*, 28:560-580, 1965.

Herbison, G.J. and Talbot, J.M. Muscle atrophy during space flight: research needs and opportunities. *J. Physiol.*, 28:520-527, 1985.

Herzog, W. and Leonard, T.R. Depression of cat soleus forces following isokinetic shortening. *J. Biomech.*, 30:865-872, 1997.

Herzog, W., Schachar, R. and Leonard, T.R. Characterization of the passive component of force enhancement following active stretching of skeletal muscle. *J. Experim. Biol.*, 206:3635-3643, 2003.

Hespeel, P.; Eijnde, B.; Leemputte, M.; Urso, B.; Greenhaff, P.L.; Labarque, V.; Dymarkowski, S.; Hecke, V.P. and Richter, E.A. Oral creatine supplementation facilitates the rehabilitation of disuse atrophy and alters the expression of muscle myogenic factors in humans. *J. Physiol.*, 536:625-633, 2001.

Hikida, R.S.; Gollnick, P.D.; Dudley, G.A.; Convertino, V.A. and Buchanan, P. Structural and metabolic characteristics of human skeletal muscle following 30 days of simulated microgravity. *Aviat. Space Environ. Med.*, 60:664-670, 1989.

Hortobágyi, L.; Dempsey, D.; Fraser, D.; Zheng, D.; Hamilton, G.; Lambert, J. and Dohm, L. Changes in muscle strength muscle fibre size and myofibrillar gene expression after immobilization and retraining in humans. *J. Physiol.*, 524:293-304, 2000.

Hortobágyi, L.; Hill, J.P.; Houmard, J.; Fraser, D.D.; Lambert, N.J. and Israel, R.J. Adaptive response to muscle lengthening and shortening in humans. *J. Appl. Physiol.*, 80:765-772, 1996.

Hufschmidt, A.; Schubnell, P. and Schwaller, I. Assessment of denervation by recording of muscle sound following direct stimulation. *Clin. Neurophysiol.*, 27,301, 1987.

Huxley, A.F. and Simmons, R.M. Proposed mechanism of force generation in striated muscle. *Nature*, 233:533-538, 1971.

Imms, F.J.; Hackett, A.J.; Prestidge, S.P. and Fox, R.H. Voluntary isometric muscle strength of patients undergoing rehabilitation following fractures of the lower limb. *Rheumat. Rehabil.*, 16:162-171, 1977.

Imms, F.J. and McDonald, I.C. Abnormalities of the gait occurring during recovery from fractures of the lower limb and their improvement during rehabilitation. *Scan. J. Rehabil. Med.*, 10:193-199, 1978.

Johnson, M.A.; Polgar, J.; Weightman, D. and Appleton, D. Data on the distribution of fiber types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J. Neurol. Sci.*, 18:111-129, 1973.

Karlsson, J.; Lundin, O.; Lind, K. and Styf, J. Early mobilization versus immobilization after ankle ligament stabilization. *Scand. J. Med. Sci. Sports*, 9 (5):299-303, 1999.

Lammert, O.; Jorgensen, F. and Einer-Jensen, N. Accelerometermyography (AMG) I: method for measuring mechanical vibrations from isometrically contracted muscles. *Biomechanics V-A*. Ed. P.V. Komi. Baltimore, University Park Press, p. 152-158, 1976.

LeBlanc, A.P.; Gogia, P.; Schneider, V.; Krebs, J.; Schonfeld, E. and Evans, H. Calf muscle area and strength changes after five weeks of horizontal bed rest. *Am. J. Sports Med.*, 16:624-629, 1988.

LeBlanc, A.P.; Schneider, V.; Evans, H.J.; Pientok, C.; Rowe, R. and Spector, E. Regional changes in muscle mass following 17 weeks of bed rest. *J. Appl. Physiol.*, 73:2172-2178, 1992.

Lieber, R. *Skeletal Muscle Structure and Function: Implications for Rehabilitation and Sports Medicine*. Williams & Wilkins, Baltimore, 1992.

Lieber, R.L.; Friden, J.O.; Hagens, A.R.; Danzig, L.A. and Gershuni, D.H. Differential response of the dog quadriceps muscle to external skeletal fixation of the knee. *Muscle & Nerve*, 11:193-201, 1988.

Lippmann, R.K. and Selig, S. An experimental study of muscle atrophy. *Surg. Gynecol. Obstet.*, 47:512-522, 1928.

MacDougall, J.D.; Elder, J.C.B.; Sale, D.G.; Moroz, J.R. and Sutton, J.R. Effects of strength training and immobilization of human muscle fibers. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 43:25-34, 1980.

Maffuli, N.; Tallon, C. ; Wong, J. and Bleakney, R. Early weightbearing and ankle mobilization after open repair of acute midsubstance tears of the achilles tendon. *Am. J. Sports Med.*, 31 (5):692-700, 2003.

Magnusson, S.P.; Aagaard, P. ; Rosager, S. ; Dyhre-Poulsen, P. and Kjaer, M. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis *in vivo*. *J. Physiol.*, 531 (1): 277-288, 2001.

Maramatzu, T.; Muraoka, T.; Takeshita, D.; Kawakami, Y.; Yuichi, H.; Fukunaga, T. Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle *in vivo*. *J. Appl. Physiol.*, 90: 1671-1678, 2001.

Marchetti, M.; Felici, F., Bernardi, M. Minasi, P. and Di Felipo, L. Can evoked phonomyography be used to recognize fast and slow muscle in man? *Int. J. Sports Med.*, 13:65-68, 1992.

Marchetti, M., Salleo, A., Figure, F. and Del Gaudio, V. Electromyographic and phonomyographic patterns in muscle atrophy in man. In: *Biomechanics IV* (Eds. RC Nelson & CA Morehouse), 1:388-393, 1974.

Marins, J.C. e Giannichi, R.S. *Avaliação e Prescrição de Atividade Física*. Ed. Shape, RJ, 1996.

Maton, B., Petijean, M. and Cnockaert, J.C. Phonomyogram and electromyogram relationships with isometric force reinvestigated in man. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 60: 194-201, 1990.

Mayer, R.F.; Burke, R.E.; Toop, J.; Hodgson, J.A.; Kanda, K. and Walmsley, B. The effect of long-term immobilization on the motor unit population of the cat medial gastrocnemius muscle. *Neurosc.*, 6:725-739, 1981.

McComas, A.J. Human neuromuscular adaptations that accompany changes in activity. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 26:1498-1509, 1994.

McDonald, K.S.; Blaser, C.A. and Fitts, R.H. Force-velocity and power characteristics of rat soleus muscle fibers after hindlimb suspension. *J. Appl. Physiol.*, 77:1609-1616, 1994.

McPhedran, A.M.; Wuerker, R.B. and Henneman, E. Properties of motor units in a homogeneous red muscle (soleus) of the cat. *J. Neurophysiol.*, 28:71-84, 1965.

Mealing, D. and McCarthy, P.W. Muscle sound frequency analysis from fast and slow twitch muscle. *Neurom. Systems*, 13:2, 1991.

Mealing, D.; Long, G. and McCarthy, P.W. Vibromyographic recordings from human muscles with known fibre composition differences. *Br. J. Sports Med.*, 30:27-31, 1996.

Merton, P.A. Voluntary strength and fatigue. *J. Physiol. (Lond)*, 123:553-564, 1954.

Milesi, S.; Capelli, J.; Denoth, J.; Hutchinson, T. and Stüssi, E. Effects of 17 days bedrest on the maximal voluntary isometric torque and neuromuscular activation of the plantar and dorsal flexors of the ankle. *Eur. Appl. Physiol.*, 82:197-205, 2000.

Moritani, T. and DeVries, H.A. Neural factors vs hypertrophy in the course of muscle strength gain. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, 58:115-130, 1979.

Müller, E.A. Influence of training and of inactivity on muscle strength. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 51:449-462, 1970.

Nigg, B. and Herzog, W. *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*. Toronto John Wiley & Sons, 1994.

Norkin, C.C. e White, D.J. *Medida do Movimento Articular*. Ed. Artes Médicas, 2 ed., São Paulo, 1995.

Ohira, Y.; Jiang, B.; Roy, R.R.; Oganov, V.; Ilyina-Kakueva, E.; Marini, J.F. and Edgerton, V.R. Rat soleus muscle fiber responses to 14 days of spaceflight and hindlimb suspension. *J. Appl. Physiol.*, 73 Suppl.:51S-57S, 1992.

Oishi, Y.; Ishihara, A. and Katsuta, S. Muscle fibre number following hindlimb immobilization. *Acta Physiol. Scandinav.*, 146:281-282, 1992.

Orizio, C. Muscle sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 21:201-243, 1993.

Orizio, C.; Dietmont, B.; Espósito, F.; Alfonsi, E.; Parrinello, G.; Moglia, A. and Veicsteinas, A. Surface mechanomyogram reflects the changes in the mechanical properties of muscle at fatigue. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 80 :276-284, 1999.

Orizio, C., Esposito, F., Paganotti, I., Marino, L., Rossi, B. and Veicsteinas, A. Electrically-elicited surface mechanomyogram in myotonic dystrophy. *Ital. J. Neurol. Sci.*, 18:185- 190, 1997.

Orizio, C., Perine, R. and Veicsteinas, A. Muscular sound and force relationship during isometric contraction in man. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 58: 528-533, 1989.

Orizio, C. and Veicsteinas, A. Soundmyogram analysis during sustained maximal voluntary contraction in sprinters and long distance runners. *Int. J. Sports Med.*, 13:594-599, 1992.

Pachter, B.R. and Eberstein, A. The effect of limb immobilization and stretch on the fine structure of the neuromuscular junction in the rat muscle. *Exper. Neurol.*, 92:13-19, 1986.

Perry-Rana, S.R.; Housh, T.J.; Johnson, G.O., Bull, A.J. and Cramer, J.T. MMG and EMG responses during 25 maximal, eccentric, isokinetic muscle actions. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 35(12):2048-2054, 2003.

Rack, M.H. and Westbury, D.R. The effects of length and stimulus rate on tension in the isometric cat soleus muscle. *J. Physiol.*, 204:443-460, 1969.

Ranoldi, A., Melchiorri, G. and Caruso, I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *J. Neurosc. Meth.*, 134:37-43, 2004.

Rathigan, B.; Mylrea, K.; Lonsdale E. and Stern, L. Investigation of sounds produced by healthy and diseased human muscular contraction. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 33:967-971, 1986.

Renström, Per A.F.H. and Lynch, S.A. Lesões ligamentares de tornozelo. *Rev. Bras. Med. Esp.*, 5 (1):13-23, 1999.

Riley, D.A. and Ellis, S. Research on the adaptation of skeletal muscle to microgravity: past and future directions. *Adv. Spac. Res.*, 3:191-197, 1983.

Riley, D.A.; Bain, J.L.; Thompson, J.L.; Fitts, R.H.; Widrick, J.J.; Trappe, S.W.; Trappe, T.A. and Costill, D.L. Decreased thin filament density and length in human atrophic soleus muscle fibers after spaceflight. *J. Appl. Physiol.*, 88:567-572, 2000.

Riley, D.A.; Bain, J.L.; Thompson, J.L.; Fitts, R.H.; Widrick, J.J.; Trappe, S.W.; Trappe, T.A. and Costill, D.L. Thin filament diversity and physiological properties of fast and slow fiber types in astronaut leg muscles. *J. Appl. Physiol.*, 92:817-825, 2002.

Robinson, G.A.; Enoka, R.M. and Stuart, D.G. Immobilization-induced changes in motor unit force and fatigability in the cat. *Muscle & Nerve*, 14:563-573, 1991.

Rodriguez, A.; Agre, J.; Franke, T., Swiggum, E. and Curt, J. Acoustic myography during isometric fatigue in postpolio and control subjects. *Muscle & Nerve*, 19:384-387, 1996.

Sale, D.G.; McComas, A.; J.; McDougall, J.D. and Upton, A.R.M. Neuromuscular adaptation in human thenar muscles following strength training and immobilization. *J. Appl. Physiol.*, 53:419-424, 1982.

Seki, K.; Taniguchi, Y. and Narusawa, M. Alterations in contractile properties of human skeletal muscle induced by joint immobilization. *J. Physiol.*, 3:521-532, 2001.

Serway, R.A. and Faughn, J.S. Sound. In: *College Physics*. Saunders College Publishing, Toronto, pp. 339-369, 1985.

Simard, C.P.; Spector, S.A. and Edgerton, V.R. Contractile properties of rat hind limb muscles immobilized at different lengths. *Exp. Neurol.*, 77:467-482,1982.

Simoneau, J. and Bouchard, C. Genetic determinism of fiber type proportion in human skeletal muscle. *FASEB J.*, 9:1091-1095, 1995.

Slemenda, C.; Heilman, D.K.; Brandt, K.D.; Katz, B.P; Mazzuca, S.A.; Braunstein, E.M. and Byrd, D. Reduced quadriceps strength relative to body weight. A risk factor for knee osteoarthritis in women? *Arthritis Rheum.*, 41:1951-1959, 1998.

Snow-Harter, C. and Marcus, R. Exercise, bone mineral density and osteoporosis. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, 19:351-388, 1991.

Spector, S.A.; Simard, C.P., Fournier, M., Sternight, E. and Edgerton, V.R. Architectural alterations of rat hindlimb skeletal muscles immobilized at different lengths. *Experim. Neurol.*, 76:94-110, 1982.

Stokes, M.J. Acoustic myography: application and considerations in measuring muscle performance. *Isok. Exerc.*, 3:4-15, 1993.

Stokes, M.J. and Blythe, M. *Muscle Sounds in Physiology, Sports Science and Clinical Investigation: Applications and History of Mechanomyography*. Ed. Medintel, Oxford, 2001.

Stokes, M.J. and Cooper, R.G. Muscle sounds during voluntary and stimulated contractions of the human adductor pollicis muscle. *J. Appl. Physiol.*, 72:1908-1913, 1992.

Stokes, M.J. and Dalton, P.A. Acoustic myography activity increases linearly up to maximal voluntary isometric force in the human quadriceps muscle. *J. Neurol. Sci.*, 101:163-167, 1991.

St-Pierre, D. And Gardiner, P.F. The effect of immobilization and exercise on muscle function: a review. *Physiot. Canada*, 39:24-35, 1987.

Summers, T.B. and Hines, H.M. Effect of immobilization in various positions upon the weight and strength of skeletal muscle. *Arch. Phys. Med.*, 32:142-145, 1951.

Suter, E. and Herzog, W. Does muscle inhibition after knee injury increase the risk of osteoarthritis? *Exerc. Sports Sci. Rev.*, 15-18, 2000.

Suter, E.; Herzog, W.; Desouza, K. and Bray, R.C. Inhibition of the quadriceps muscles in patients with anterior knee pain. *J. Appl. Biomech.*; 14:360-373, 1998.

Suter, E.; Herzog, W. and Huber, A. Extent of motor unit activation in the quadriceps muscles of healthy subjects. *Muscle & Nerve*, 19:1046-1048, 1996.

Tabary, J.C.; Tabary, C.; Tardieu, C.; Tardieu, G. and Goldspink, G. Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by plaster casts. *J. Physiol.*, 224:231-244, 1972.

Thomsen, P. and Luco, J.V. Changes of weight and neuromuscular transmission in muscles of immobilized joints. *J. Neurophysiol.*, 7:246-251, 1944.

Thorton, W.E. and Rummel, J.A. Muscular deconditioning and its prevention in spaceflight. *Proceedings of the Skylab Life Sciences Symposium*, NASA, 58154:403-416, 1974.

Vaz, M.A.; Herzog, W.; Zhang, Y.; Leonard, T.R. and Nguyen, H. Mechanism of electrically elicited muscle vibrations in the in situ cat soleus muscle. *Muscle & Nerve*, 19:774-776, 1996a.

Vaz, M.A.; Zhang, Y.; Herzog, W.; Guimarães, A.C. and Macintosh, B.R. The behavior of rectus femoris and vastus lateralis during fatigue and recovery: an electromyographic and vibromyographic study. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 36:221-230, 1996b.

Vaz, M.A.; Herzog, W.; Zhang, Y.T.; Leonard, T.R. and Nguyen, H. The effect of muscle length on electrically elicited muscle vibrations in the in-situ cat soleus muscle. *J. Electrom. Kinesiol.*, 7:774-776, 1997.

Veldhuizen, J.W., Verstappen, F.T., Vroemen, J.P.; Kuipers, H. and Greep, J.M. Functional and morphological adaptations following four weeks of knee immobilization. *Int. J. Sports Med.*, 14:183-287, 1993.

Videman, T. Connective tissue and immobilization: key factors in musculoskeletal degeneration? *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 221:26-32, 1987.

White, M.J.; Davies, C.T. and Brooksby, P. The effects of short-term voluntary immobilization on the contractile properties of the human triceps surae. *Q. J. Exp. Physiol.*, 69:685-691, 1984.

Williams, C.A.; Caiozzo, V.J.; Yasukawa, D.I.; Prietto, C.A. and McMaster, W.C. Effects of immobilization of human skeletal muscle. *Orthop. Rev.*, 11;57:64, 1982.

Wills, C.A.; Prietto, C.A.; Caiozzo, V. J.; Prietto, P.P. and McMaster, W.C. The effects of meniscectomy on isokinetic torque production: a comparison of arthrotomy and transarthroscopic approach. *Int. J. Sports Med.*, 3:63-68, 1982.

Witzmann, F.A.; Kim, D.H. and Fitts, R.H. Hindlimb immobilization: length-tension and contractile properties of skeletal muscle. *J. Appl. Physiol.*, 53:335-345, 1982.

Wuerker, R.B., Mc Phedran, A.M. and Henneman, E. Properties of motor units in a heterogeneous pale muscle (m. gastrocnemius) of the cat. *J. Neurophysiol.*, 28:85-99,1965.

Yoshitake, Y. and Moritani, T. The muscle sound properties of different muscle fiber types during voluntary and electrically induced contractions. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 9:209-217, 1999.

Yoshitake, Y.; Shinohara, M.; Hidetoshi, U.E. and Moritani, T. Characteristics of surface mechanomyogram are dependent on development of fusion of motor units in humans. *J. Appl. Physiol.*, 93:1744-1752, 2002.

Young, A. Current issues in arthrogenous inhibition. *Ann. Rheum. Dis.*, 52:829-834, 1993.

Zernicke, R.F. ; Vailis, A.C. and Salem, G.J. Biomechanical response of bone to weightlessness. *Exerc. Sports Scienc. Rev.*, 18:167-192, 1990.

Zemková, H.; Teisinger, J., Almon, R.R.; Vejsada, R.; Hnik, P. and Vyskocil, F. Immobilization atrophy and membrane properties in rat skeletal muscle fibers. *Pflügers Arch.*, 416:126-129, 1990.

Zhang, Y.T.; Frank, C.B.; Rangayyan, R.M. and Bell, G.D. A comparative study of simultaneous vibromyography and electromyography with active human quadriceps. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 39:1045-1052, 1992.

Zwarts, M.J. and Keidel, M. Relationship between electrical and vibratory output of muscle during voluntary contraction and fatigue. *Muscle & Nerve*, 14:756-761,1991.

Zwarts, M.J.; Haeven, H.T.M.; Van Weerden, T.W. The relation between the average muscle fibre conduction velocity and EMG power spectra during isometric contraction, recovery and applied ischemia. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 56:212-216, 1987.

ANEXO 1

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
LABORATÓRIO DE PESQUISA DO EXERCÍCIO

Linha de Pesquisa: BASES NEUROMECÂNICAS DO MOVIMENTO

Título do Projeto: Adaptação Funcional do Músculo Esquelético após Imobilização

Objetivos: Investigar as alterações musculares decorrentes de um período de imobilização da articulação do tornozelo, em função de um entorse, através de um teste de contrações voluntárias.

Investigadores: Cíntia de la Rocha Freitas e Marco Aurélio Vaz

Termo de Consentimento do Participante e Sumário Informativo – Estudo I

Mecanomiografia (MMG) consiste numa técnica não-invasiva, que mede as vibrações musculares e que permite estudar o comportamento do músculo esquelético. A mecanomiografia é a detecção da atividade mecânica do músculo por meio de um acelerômetro miniaturizado colocado sobre a pele de um sujeito. O trabalho proposto neste estudo busca uma melhor compreensão do funcionamento dos músculos gastrocnêmio medial, sóleo e tibial anterior de indivíduos saudáveis e indivíduos que foram submetidos a um período de uma imobilização devido a um entorse de tornozelo.

Eletromiografia tem sido utilizada como uma medida indireta, não-invasiva que permite estudar a função do músculo esquelético. A eletromiografia é a detecção da atividade elétrica do músculo por meio de eletrodos colocados na pele de um sujeito. O objetivo do uso da eletromiografia, neste estudo, é analisar a ativação elétrica do músculo durante esforço voluntário.

As medidas de torque dos músculos flexores plantares e flexores dorsais do tornozelo serão obtidas através de contrações isométricas, utilizando um dinamômetro isocinético Cybex. Essas contrações serão voluntárias e artificiais. As contrações artificiais serão produzidas via estimulação elétrica artificial, através de um estimulador GRASS e de uma unidade de isolamento (modelo SIU8T), aprovada para seres humanos.

Esse termo de consentimento, cuja cópia lhe foi entregue, é apenas parte de um processo de consentimento informado. Ele deve lhe dar uma idéia básica do que se

trata o projeto, e o que sua participação envolverá. Se você quiser mais detalhes sobre algo mencionado aqui, ou informação não incluída aqui, sinta-se livre para solicitar. Por favor, leia atentamente esse termo, a fim de que você tenha entendido plenamente o objetivo desse projeto, e o seu envolvimento nesse estudo como sujeito participante. O investigador tem o direito de encerrar o seu envolvimento nesse estudo, caso isso se faça necessário. De igual forma, você pode retirar o seu consentimento em participar no mesmo a qualquer momento. Você será solicitado a participar dos seguintes testes:

- (I) Três contrações voluntárias máximas (CVM) serão executadas por um período de 5 segundos cada;
- (II) Diferentes níveis de contração voluntária, ou seja níveis de 0 a 90% da contração voluntária máxima (com incrementos de 10%), serão mantidas por aproximadamente 7 segundos;

O tempo total necessário para a realização dos testes acima é, em média, de duas horas.

Dados Pessoais: As seguintes informações/dados serão obtidos: nome, idade, peso, estatura, dobras cutâneas da superfície dos músculos em estudo, perimetria do membro inferior e amplitude articular do tornozelo.

Eletromiografia: O tipo de EMG que será usada requer o posicionamento de eletrodos de superfície na pele. A pele em sua perna, no local do ventre dos músculos gastrocnêmio medial, sóleo e tibial anterior será depilada com aparelho de barbear descartável e limpa antes da colocação dos eletrodos. A limpeza consistirá de uma abrasão com algodão embebido no álcool.

Mecanomiografia: Serão colocados acelerômetros miniaturizados na pele, através de uma fita adesiva de dupla face, os quais serão posicionados nos músculos em estudo, entre os dois eletrodos EMG.

Riscos e benefícios: Apesar de não haver um benefício direto a você pelo seu envolvimento nesse estudo, você nos ajudará a resolver o problema relativo ao uso da mecanomiografia como uma técnica não-invasiva para o auxílio no diagnóstico de lesões osteoarticulares e nos programas de reabilitação dessas lesões. Os riscos ao participante são os seguintes: desconforto muscular devido ao esforço não familiar e vermelhidão na pele devido à colocação dos eletrodos na mesma. A vermelhidão deverá desaparecer em seguida, sem qualquer comprometimento da pele.

Confidencialidade: Todas as informações obtidas como parte desse estudo permanecerão confidenciais. As únicas pessoas com acesso aos seus resultados pessoais serão os investigadores e bolsistas envolvidos nesse estudo. Qualquer documento publicado apresentando os resultados desse estudo não identificará os participantes.

A sua assinatura nesse formulário indica que você entendeu satisfatoriamente a informação relativa à sua participação nesse projeto e você concorda em participar como sujeito. De forma alguma esse consentimento lhe faz renunciar aos seus direitos legais, e nem libera os investigadores, patrocinadores, ou instituições envolvidas de suas responsabilidades pessoais ou profissionais. Você está livre para retirar-se do estudo a qualquer momento que assim o queira. A sua participação continuada deve ser tão bem informada quanto o seu consentimento inicial, de modo que você deve se sentir à vontade para solicitar esclarecimentos ou novas informações durante a sua participação. Se tiver qualquer dúvida referente a assuntos relacionados com esta pesquisa, favor contactar a Profa Cíntia de la Rocha Freitas (Fones: 3316-58-17 ou 9105-90-53). Se você tiver dúvidas relativas aos seus direitos como um possível participante dessa pesquisa, favor contactar o Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS.

Participante: _____ Assinatura: _____ Data: _____

Investigador: _____ Assinatura: _____ Data: _____

ANEXO 2

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
LABORATÓRIO DE PESQUISA DO EXERCÍCIO

Linha de Pesquisa: BASES NEUROMECÂNICAS DO MOVIMENTO

Título do Projeto: Adaptação Funcional do Músculo Esquelético após Imobilização

Objetivos: Investigar as alterações musculares decorrentes de um período de imobilização da articulação do tornozelo, em função de um entorse, através de um teste de contrações produzidas por estimulação elétrica artificial.

Investigadores: Cíntia de la Rocha Freitas e Marco Aurélio Vaz

Termo de Consentimento do Participante e Sumário Informativo – Estudo II

Mecanomiografia (MMG) consiste numa técnica não-invasiva, que mede as vibrações musculares e que permite estudar o comportamento do músculo esquelético. A mecanomiografia é a detecção da atividade mecânica do músculo por meio de um acelerômetro miniaturizado colocado sobre a pele de um sujeito. O trabalho proposto neste estudo busca uma melhor compreensão do funcionamento dos músculos gastrocnêmio medial, sóleo e tibial anterior de indivíduos saudáveis e indivíduos que foram submetidos a um período de uma imobilização devido a um entorse de tornozelo.

As medidas de torque dos músculos flexores plantares e flexores dorsais do tornozelo serão obtidas através de contrações isométricas, utilizando um dinamômetro isocinético Cybex. Essas contrações serão voluntárias e artificiais. As contrações artificiais serão produzidas via estimulação elétrica artificial, através de um estimulador GRASS e de uma unidade de isolamento (modelo SIU8T), aprovada para seres humanos.

Esse termo de consentimento, cuja cópia lhe foi entregue, é apenas parte de um processo de consentimento informado. Ele deve lhe dar uma idéia básica do que se trata o projeto, e o que sua participação envolverá. Se você quiser mais detalhes sobre algo mencionado aqui, ou informação não incluída aqui, sinta-se livre para solicitar. Por favor, leia atentamente esse termo, a fim de que você tenha entendido plenamente o objetivo desse projeto, e o seu envolvimento nesse estudo como sujeito participante. O investigador tem o direito de encerrar o seu envolvimento nesse estudo, caso isso se faça necessário. De igual forma, você pode retirar o seu consentimento em participar no mesmo a qualquer momento. Você será solicitado a participar dos seguintes testes:

(I) Três contrações voluntárias máximas (CVM) serão executadas por um período de 5 segundos cada;

(II) Será determinada a voltagem de estimulação elétrica necessária para produzir 40% da CVM;

(III) Contrações artificiais em diferentes frequências de estimulação elétrica (de 5 a 60 Hz) serão ministradas, com um intervalo de 2 minutos entre cada uma delas.

O tempo total necessário para a realização dos testes acima é, em média, de duas horas.

Dados Pessoais: As seguintes informações/dados serão obtidos: nome, idade, peso, estatura, dobras cutâneas da superfície dos músculos em estudo, perimetria do membro inferior e amplitude articular do tornozelo.

Estimulação elétrica artificial: Serão fixados sobre a pele dos músculos em estudo, eletrodos auto-colantes de estimulação elétrica. Será escolhida a voltagem de estimulação capaz de produzir em torno de 40% da sua força máxima. Será utilizada uma unidade de isolamento aprovada para seres humanos, impedindo que você receba qualquer estimulação maior que a desejada.

Mecanomiografia: Serão colocados acelerômetros miniaturizados na pele, através de uma fita adesiva de dupla face, os quais serão posicionados nos músculos em estudo.

Riscos e benefícios: Apesar de não haver um benefício direto a você pelo seu envolvimento nesse estudo, você nos ajudará a resolver o problema relativo ao uso da mecanomiografia como uma técnica não-invasiva para o auxílio no diagnóstico de lesões osteoarticulares e nos programas de reabilitação dessas lesões. Os riscos ao participante são os seguintes: desconforto gerado pela estimulação elétrica, desconforto devido ao esforço muscular não familiar.

Confidencialidade: Todas as informações obtidas como parte desse estudo permanecerão confidenciais. As únicas pessoas com acesso aos seus resultados pessoais serão os investigadores e bolsistas envolvidos nesse estudo. Qualquer documento publicado apresentando os resultados desse estudo não identificará os participantes.

A sua assinatura nesse formulário indica que você entendeu satisfatoriamente a informação relativa à sua participação nesse projeto e você concorda em participar como sujeito. De forma alguma esse consentimento lhe faz renunciar aos seus direitos legais, e nem libera os investigadores, patrocinadores, ou instituições envolvidas de suas responsabilidades pessoais ou profissionais. Você está livre para retirar-se do estudo a qualquer momento que assim o queira. A sua participação continuada deve ser tão bem informada quanto o seu consentimento inicial, de modo que você deve se sentir à vontade para solicitar esclarecimentos ou novas informações durante a sua participação. Se tiver qualquer dúvida referente a

assuntos relacionados com esta pesquisa, favor contactar a Profa Cíntia de la Rocha Freitas (Fones: 3316-58-17 ou 9105-90-53). Se você tiver dúvidas relativas aos seus direitos como um possível participante dessa pesquisa, favor contactar o Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS.

Participante: _____ Assinatura: _____ Data: _____

Investigador: _____ Assinatura: _____ Data: _____