

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

**PROPRIEDADES MECÂNICAS E ELÉTRICAS DOS  
MÚSCULOS DO COTOVELO APÓS A IMOBILIZAÇÃO**

*Ana Paula Barcellos Karolczak*

Porto Alegre, novembro de 2006

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

# **PROPRIEDADES MECÂNICAS E ELÉTRICAS DOS MÚSCULOS DO COTOVELO APÓS A IMOBILIZAÇÃO**

**Ana Paula Barcellos Karolczak**

**Orientador:** Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como requisito parcial para a obtenção do grau de mestre.

Porto Alegre, novembro de 2006

## AGRADECIMENTOS

A realização desse trabalho só foi possível porque algumas pessoas me ajudaram.

Quero fazer um agradecimento especial para algumas dessas pessoas.

- A toda a minha família, em especial aos meus pais, **Luiz e Maria**, e aos meus avós, **Antônio e Sirlei**, pelo apoio incondicional durante todos esses anos e em todas as minhas escolhas.
- Ao meu orientador, **prof. Dr. Marco Aurélio Vaz**, pela confiança e oportunidade, e pelo exemplo de profissionalismo e dedicação.
- Um agradecimento especial ao **Fernando Diefenthaler**, meu grande incentivador, pelo companheirismo e dedicação nos momentos mais difíceis.
- Aos amigos do laboratório, dividimos muitas alegrias e tristezas: **Ana Melissa Rodrigues, Cristiane Krás Borges, Cíntia Ritzel, Jaqueline Souza, Rodrigo Bini, Orlando Laitano e Prof. Flávio Castro**.
- Ao **Felipe Carpes**, pela amizade e ajuda durante as coletas.
- À **prof<sup>a</sup>. Dra. Cíntia de la Rocha Freitas**, pelos primeiros ensinamentos e pelo apoio quando concorri à vaga no mestrado.
- Ao **prof. Dr. Celso Gomes**, pela disponibilidade em me ajudar sempre que precisei.

- Ao bolsista **Jeam Geremia**, pela disposição e ajuda imprescindíveis durante a análise dos dados.
- Ao **prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss**, pela ajuda na parte técnica.
- À **Aline Tamborideguy**, pela amizade ao longo desta difícil jornada.
- Um agradecimento especial a todos que fizeram parte da coleta e principalmente àqueles que fizeram parte do grupo experimental.
- A todos da secretaria do LAPEX e do Pós, **Dani, Márcia, Luciano, Alex, Luiz, Carla, André, Ana e Rosane**, sempre prontos para resolver nossos problemas.
- Aos membros da banca avaliadora:
  - Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Débora Bevilaqua Grossi
  - Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Cíntia de la Rocha Freitas
  - Prof. Dr. Álvaro Reischak de Oliveira

## RESUMO

A imobilização de um segmento corporal tem sido amplamente utilizada na recuperação de lesões músculo-esqueléticas. Por essa razão, os mecanismos de adaptação funcional dos músculos após um período de redução de uso tem sido objeto de estudo de várias pesquisas. No entanto, a imobilização provoca déficits funcionais de difícil recuperação para os pacientes, e não se sabe ao certo qual a contribuição relativa da lesão e da imobilização para esses déficits. Nesse sentido, a determinação dos prejuízos causados puramente pelo processo de imobilização parece fundamental a fim de que se possam diferenciar os mecanismos específicos de adaptação muscular. Isso possibilitará uma melhor definição das estratégias para minimizar os efeitos deletérios do período de imobilização. Existem evidências que indicam que após um período de imobilização (ou de redução de uso) ocorre redução da força em decorrência de hipotrofia muscular e um aumento do percentual de fibras de contração rápida em relação às fibras de contração lenta. Apesar disso, as informações obtidas por esses estudos ainda são inconsistentes, e não permitem a definição de um comportamento padrão. Sendo assim, o objetivo do presente estudo foi verificar a influência da imobilização da articulação do cotovelo, em indivíduos saudáveis, nas propriedades mecânicas e elétricas dos músculos flexores e extensores. Essas propriedades foram avaliadas por meio das relações torque-ângulo e torque-velocidade, da fatigabilidade e da ativação elétrica muscular. As hipóteses formuladas para este estudo eram de que (1) a imobilização provocaria uma redução da capacidade de produção de força máxima isométrica, bem como da ativação elétrica (valor RMS); (2) determinaria um deslocamento da relação torque-velocidade em direção a um aumento da força em maiores velocidades; (3) uma redução do tempo de sustentação de um nível submáximo de força e um aumento precoce do valor RMS e uma redução também precoce da mediana da frequência durante o protocolo de fadiga; além da (4) manutenção do comportamento da

relação torque-ângulo, uma vez que o ângulo de imobilização utilizado foi considerado ótimo para a produção de força. A amostra foi constituída por 18 indivíduos do sexo masculino, sendo 11 pertencentes ao grupo controle e sete ao grupo experimental (faixa etária de 22 a 42 anos). Todos os indivíduos realizaram duas avaliações com intervalo de 14 dias entre elas. O grupo experimental foi submetido à imobilização por 14 dias, com tala gessada, da articulação do cotovelo em um ângulo de 90°. O torque máximo foi obtido no ângulo de 90°; a relação torque-ângulo foi avaliada nos ângulos 30°, 60° e 120°; a relação torque-velocidade foi avaliada nas velocidades angulares de 60°/s, 120°/s, 180°/s, 240°/s e 300°/s; o protocolo de fadiga foi realizado a 70% da contração voluntária máxima isométrica de flexores e extensores até a exaustão. Os resultados indicaram redução do torque máximo absoluto (15 e 17% para flexores e extensores no ângulo de 90°, respectivamente) e manutenção do comportamento da relação torque-ângulo, no grupo experimental, após a imobilização. Nas demais análises não foram encontradas diferenças significativas. Os resultados obtidos no presente estudo revelaram que indivíduos saudáveis parecem não apresentar alterações na estrutura dos músculos flexores e extensores da articulação do cotovelo, além de uma hipotrofia por redução do uso. Os efeitos do uso reduzido por imobilização em sujeitos saudáveis acarretam uma redução da força muscular que não pode ser explicada pelos resultados de perimetria e nem por redução da atividade eletromiográfica dos músculos. Nossos resultados sugerem que a redução do uso do membro superior em indivíduos saudáveis produz somente uma redução na capacidade de produção de força máxima dos músculos. A comparação desses resultados com o de outros modelos de redução de uso pode auxiliar na elucidação dos mecanismos de adaptação decorrentes da redução do uso em sujeitos saudáveis, como é o caso de astronautas submetidos à redução do uso por ambiente de microgravidade.

**Palavras-chave:** imobilização, eletromiografia, relação torque-ângulo, relação torque-velocidade, fadiga.

## **ABSTRACT**

Limb immobilization has been extensively used during the recovery process of musculoskeletal injuries. However, this technique causes musculoskeletal functional deficits to the patients. For that reason, mechanisms of muscles functional adaptations after a reduced use period have been studied on scientific literature. There are several evidences showing force reduction due to muscle atrophy and an increment of the fast twitch fibers percentage. In spite of these evidences, the results obtained from different studies are inconsistent and do not allow for the determination of a common behavior and/or mechanism. Also, the relative contributions of the injuries and that of reduction in muscle use due to immobilization are not well understood. The determination of the effects of skeletal muscle reduced use due to immobilization in healthy subjects might help to differentiate between the specific mechanisms of muscle adaptation due to immobilization and those on musculoskeletal injuries. This might allow for a better definition of strategies to minimize the deleterious effects of an immobilization periods. Therefore, the aim of the present study was to verify the influence of the elbow joint immobilization in healthy subjects, on the mechanical and electrical properties of the elbow flexors and extensors muscles. These properties were evaluated using the torque-angle and torque-velocity relationships, the fatigability and muscle electrical activation. The hypotheses of this study were that (1) immobilization should cause a reduction in maximal isometric force production capacity force and a Root Mean Square (RMS) reduction; (2) the torque-velocity should shift in the direction of higher velocities; (3) a decrease in the time of fatigue resistance, in the RMS and median frequency values after a 70% MVC isometric fatigue protocol; (4) and the maintenance of the torque-angle relationship due to the fact that subjects were immobilized at an angle considered as the most favorable for force generation. Eighteen male healthy subjects (22 to 42 years) took part in this study, being assigned to a control group

(n=11) and an experimental group (n=7). All subjects performed the same tests twice with a 14-days interval period. The experimental group had the non-dominant elbow joint immobilized with a cast at a joint angle of 90° during 14 days. The maximal isometric torque was obtained at a joint angle of 90°, and the torque-angle relationship was obtained at additional joint angles of 30°, 60° and 120°. The torque-velocity relationship was obtained at six different angular velocities (30°/s, 60°/s, 120°/s, 180°/s, 240°/s and 300°/s). The fatigue protocol consisted of a 70% of the MVC isometric contraction of the flexors and extensors of the elbow until exhaustion. There was a decrease on the maximum absolute torque (15% and 17% at 90°, for flexors and extensors, respectively). There was no change in the torque-angle relationship behavior in the experimental group after immobilization, and no significant differences were observed for the other variables of the study. These results indicate that healthy subjects show a general decrease in the absolute torque at all joint angles as the only change in the mechanical properties of the muscles after 14-days of immobilization of the elbow joint. The results of torque production reduction after immobilization cannot be explained by changes in forearm and arm girths or by reduction in the electromyographic activity of the muscles. Comparison of these results with those of other reduced use models might help to elucidate the mechanisms of muscle adaptation due to reduced use in healthy subjects, as is the case of astronauts subjected to reduced use by being exposed to micro gravity ambient.

**Key words:** immobilization, electromyography, torque-angle relationship, torque-velocity relationship, fatigue.

## SUMÁRIO

<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>16</b>
<b>CAPÍTULO I - REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>20</b>
<b>1.1 ADAPTAÇÃO MUSCULAR À IMOBILIZAÇÃO EM MODELOS ANIMAIS .....</b>	<b>20</b>
1.1.1 Adaptações estruturais .....	20
1.1.2 Adaptações histoquímicas .....	25
1.1.3 Adaptações funcionais .....	29
<b>1.2 ADAPTAÇÃO MUSCULAR À IMOBILIZAÇÃO EM SERES HUMANOS .....</b>	<b>31</b>
1.2.1 Adaptações estruturais .....	31
1.2.2 Adaptações histoquímicas .....	33
1.2.3 Adaptações Funcionais .....	34
<b>1.3 OUTROS MODELOS DE USO REDUZIDO EM ANIMAIS .....</b>	<b>42</b>
<b>1.4 OUTROS MODELOS DE USO REDUZIDO EM SERES HUMANOS .....</b>	<b>44</b>
<b>CAPÍTULO II - EFEITOS DA IMOBILIZAÇÃO NA RELAÇÃO TORQUE-ÂNGULO</b>	<b>48</b>
<b>2.1 OBJETIVOS .....</b>	<b>49</b>
<b>2.2 HIPÓTESES .....</b>	<b>50</b>
<b>2.3 METODOLOGIA .....</b>	<b>52</b>
2.3.1 Caracterização da Pesquisa .....	52
2.3.2 População e Amostra .....	52
2.3.3 Imobilização .....	53
2.3.4 Aquisição dos Dados .....	54
2.3.4.1 Perimetria .....	54
2.3.4.2 Dinamometria .....	55
2.3.4.3 Eletromiografia .....	56
2.3.5 Protocolo .....	58
2.3.6 Análise dos Dados .....	60
2.3.6.1 Torque .....	60
2.3.6.2 Eletromiografia .....	60
2.3.7 Análise Estatística .....	63
<b>2.5 RESULTADOS .....</b>	<b>64</b>
2.5.1 Dados antropométricos .....	64
2.5.2 Dados de torque .....	65
2.5.3 Dados eletromiográficos .....	73

2.6 DISCUSSÃO .....	77
<b>CAPÍTULO III - EFEITOS DA IMOBILIZAÇÃO NA RELAÇÃO TORQUE-VELOCIDADE.....</b>	<b>83</b>
3.1 OBJETIVOS.....	84
3.2 HIPÓTESES.....	84
3.3 METODOLOGIA .....	85
3.3.1 Protocolo.....	86
3.3.2 Análise dos Dados .....	86
3.4 RESULTADOS.....	89
3.4.1 Dados de torque .....	89
3.4.2 Dados eletromiográficos .....	95
3.5 DISCUSSÃO .....	99
<b>CAPÍTULO IV - EFEITOS DA IMOBILIZAÇÃO NA FADIGA MUSCULAR.....</b>	<b>104</b>
4.1 OBJETIVOS.....	105
4.2 HIPÓTESES.....	105
4.3 METODOLOGIA .....	107
4.3.1 Protocolo.....	107
4.3.2 Análise dos Dados .....	108
4.4 RESULTADOS.....	110
4.4.1 Tempo de Contração antes da Exaustão .....	110
4.4.2 Valores RMS do Sinal Eletromiográfico .....	110
4.4.3 Mediana da Frequência do Sinal Eletromiográfico.....	114
4.5 DISCUSSÃO .....	115
<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>120</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>123</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>133</b>
ANEXO A1 - Termo de Consentimento Informado Grupo Controle.....	134
ANEXO A2 - Termo de Consentimento Informado Grupo Experimental .....	136
ANEXOS B - Rotinas de Análise dos Dados Eletromiográficos.....	138
ANEXOS C - Dados de torque isométrico e eletromiografia .....	144
ANEXOS D - Dados de torque dinâmico e eletromiografia.....	148
ANEXOS E - Dados de fadiga muscular .....	152
ANEXOS F - Resultados da Análise Estatística.....	154

## LISTA DE ABREVIATURAS

---

Área de secção transversa fisiológica	ASTF
Músculo bíceps braquial	BC
Músculo tríceps braquial	TC
Mediana da frequência	MDF
<i>Root Mean Square</i>	RMS
Contração isométrica voluntária máxima	CVM
Transformada Rápida de Fourier	FFT
Relação torque-ângulo	T-A
Relação torque-velocidade	T-V

---

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b>	Esquema do protocolo desenvolvido neste estudo.....	59
<b>Tabela 2</b>	Caracterização da amostra (média ± DP).....	64
<b>Tabela 3</b>	a (em cm) do braço imobilizado, medida a partir de cinco cm acima do olécrano da ulna, nos períodos pré- e pós-imobilização (média±DP).....	65
<b>Tabela 4</b>	a (em cm) do antebraço imobilizado, medida a partir de cinco cm abaixo do olécrano da ulna, nos períodos pré- e pós-imobilização (média±DP).....	65
<b>Tabela 5</b>	Torque máximo absoluto produzido no ângulo de 90º, para flexores do cotovelo (média±DP).....	66
<b>Tabela 6</b>	Torque absoluto máximo, produzido no ângulo de 90º, para extensores do cotovelo (média±DP).....	66
<b>Tabela 7</b>	a percentual do torque absoluto de flexores do cotovelo do teste dois em relação ao teste um, para cada ângulo avaliado.....	70
<b>Tabela 8</b>	a percentual do torque absoluto de extensores do cotovelo do teste dois em relação ao teste um, para cada ângulo avaliado.....	71
<b>Tabela 9</b>	Diferença percentual do torque absoluto de flexores do cotovelo do teste dois em relação ao teste um, para cada velocidade avaliada.....	92
<b>Tabela 10</b>	Diferença percentual do torque absoluto de extensores do cotovelo do teste dois em relação ao teste um, para cada velocidade avaliada.....	93

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b>	Modelo da posição de imobilização utilizada neste estudo.....	54
<b>Figura 2</b>	Posicionamento do sujeito no dinamômetro isocinético.....	56
<b>Figura 3</b>	Posicionamento dos eletrodos de eletromiografia. (A) bíceps braquial (porções curta e longa) e braquiorradial e (B) tríceps braquial (porções curta e longa) e eletrodo de referência.....	57
<b>Figura 4</b>	Sinais de torque extensor isométrico e de eletromiografia e recorte do sinal a partir do platô de força.....	62
<b>Figura 5</b>	Relação torque-ângulo dos valores absolutos dos músculos flexores do cotovelo esquerdo do grupo experimental (média±DP).....	68
<b>Figura 6</b>	Relação torque-ângulo dos valores absolutos dos músculos extensores do cotovelo esquerdo do grupo experimental (média±DP).....	69
<b>Figura 7</b>	Relação torque-ângulo normalizada pelo torque máximo dos músculos flexores do cotovelo esquerdo do grupo experimental (média±DP).....	72
<b>Figura 8</b>	Relação torque-ângulo normalizada pelo torque máximo dos músculos extensores do cotovelo esquerdo do grupo experimental (média±DP).....	73
<b>Figura 9</b>	Valores RMS do músculo bíceps braquial (porção curta), normalizados pelo valor RMS da CVM do lado esquerdo do grupo experimental (média±DP).....	74
<b>Figura 10</b>	Valores RMS do músculo bíceps braquial (porção longa), normalizados pelo valor RMS da CVM do lado esquerdo do grupo experimental (média±DP).....	74

<b>Figura 11</b>	Valores RMS do músculo braquiorradial, normalizados pelo valor RMS da CVM do lado esquerdo do grupo experimental (média $\pm$ DP).....	75
<b>Figura 12</b>	Valores RMS do músculo tríceps braquial (porção curta), normalizados pelo valor RMS da CVM do lado esquerdo do grupo experimental (média $\pm$ DP).....	75
<b>Figura 13</b>	Valores RMS do músculo tríceps braquial (porção longa), normalizados pelo valor RMS da CVM do lado esquerdo do grupo experimental (média $\pm$ DP).....	76
<b>Figura 14</b>	Sinais de torque e eletromiografia durante as contrações dinâmicas e recorte adotado (linhas tracejadas).....	88
<b>Figura 15</b>	Relação torque-velocidade (valores absolutos) dos flexores do cotovelo esquerdo do grupo experimental (media $\pm$ DP).....	90
<b>Figura 16</b>	Relação torque-velocidade em valores absolutos dos extensores do cotovelo esquerdo do grupo experimental (média $\pm$ DP).....	91
<b>Figura 17</b>	Relação torque-velocidade normalizada pelo torque isométrico máximo dos flexores do cotovelo esquerdo do grupo experimental (média $\pm$ DP).....	94
<b>Figura 18</b>	Relação torque-velocidade normalizada pelo torque isométrico máximo dos extensores do cotovelo esquerdo do grupo experimental (média $\pm$ DP).....	95
<b>Figura 19</b>	Valores RMS do músculo bíceps braquial (porção curta), normalizados pelo valor RMS da CVM do lado esquerdo do grupo experimental (média $\pm$ DP).....	96
<b>Figura 20</b>	Valores RMS do músculo bíceps braquial (porção longa), normalizados pelo valor RMS da CVM do lado esquerdo do grupo experimental (média $\pm$ DP).....	97
<b>Figura 21</b>	Valores RMS do músculo braquiorradial, normalizados pelo valor RMS da CVM do lado esquerdo do grupo experimental (média $\pm$ DP).....	97
<b>Figura 22</b>	Valores RMS do músculo tríceps braquial (porção curta), normalizados pelo valor RMS da CVM do lado esquerdo do grupo experimental (média $\pm$ DP).....	98
<b>Figura 23</b>	Valores RMS do músculo tríceps braquial (porção longa), normalizados pelo valor RMS da CVM do lado esquerdo do grupo experimental (média $\pm$ DP).....	98

<b>Figura 24</b>	Sinais de torque e eletromiografia durante o protocolo de fadiga e recortes utilizados para análise (linhas tracejadas).....	109
<b>Figura 25</b>	Valor RMS normalizado do músculo bíceps braquial (porção curta) do lado não-dominante do grupo experimental, durante o protocolo de fadiga (média±DP).....	111
<b>Figura 26</b>	Valor RMS normalizado do músculo bíceps braquial (porção curta) do lado esquerdo do grupo experimental, durante o protocolo de fadiga (média±DP).....	112
<b>Figura 27</b>	Valor RMS normalizado do músculo bíceps braquial (porção longa) do lado esquerdo do grupo experimental, durante o protocolo de fadiga (média±DP).....	112
<b>Figura 28</b>	Valor RMS normalizado do músculo tríceps braquial (porção curta) do lado esquerdo do grupo experimental, durante o protocolo de fadiga (média±DP).....	113
<b>Figura 29</b>	Valor RMS normalizado do músculo tríceps braquial (porção longa) do lado esquerdo do grupo experimental, durante o protocolo de fadiga (média±DP).....	113
<b>Figura 30</b>	Mediana da frequência do músculo tríceps braquial (porção curta) do lado esquerdo do grupo experimental, durante o protocolo de fadiga (média±DP).....	114

## INTRODUÇÃO

A imobilização de um segmento do corpo humano é amplamente utilizada para a recuperação de lesões articulares ou musculares e, apesar dos seus efeitos serem estudados há muito tempo (CHOR e DOLKART, 1936; FISCHER e RAMSEY, 1945), ainda existem lacunas importantes no meio científico a serem preenchidas sobre seus efeitos na função muscular. As respostas às dúvidas relativas aos efeitos da imobilização na função muscular tornam-se importantes, uma vez que a mesma causa grandes transtornos aos pacientes, devido aos efeitos da redução do uso do sistema músculo-esquelético e devido ao longo tempo necessário para o completo retorno às atividades de vida diária, que geralmente é bem superior ao tempo de imobilização (APPELL, 1990).

O músculo esquelético é um tecido dinâmico e, como tal, é considerado altamente adaptável às demandas funcionais exercidas sobre o mesmo (FRAÇÃO e VAZ, 2000). A atividade neuromuscular é resultante de uma associação entre a ativação elétrica e a carga imposta ao músculo, e esses dois fatores são determinantes das propriedades funcionais, bioquímicas e morfológicas do mesmo (EDGERTON et al., 2002).

Alterações na carga imposta ao músculo (por exemplo, pelo aumento ou pela redução do uso do sistema músculo-esquelético), devem, portanto, alterar as propriedades estruturais e funcionais do mesmo. Em função disso, vários modelos

de pesquisa foram idealizados, tanto para a análise da adaptação muscular ao uso aumentado, como ocorre durante um período de treinamento ou de estimulação elétrica (LESMES et al., 1978; MORITANI e DEVRIES, 1979; KITAI e SALE, 1989), quanto para a análise da adaptação ao desuso (BERG e TESCH, 1996; SEKI et al., 2001).

Os modelos utilizados para simulação do desuso, são de especial interesse clínico em função da necessidade de melhor entendimento dos fenômenos decorrentes da imobilização articular. A compreensão desses fenômenos é fundamental para a área da saúde, e mais especificamente para a Fisioterapia, a fim de que se possa compreender e planejar o processo de reabilitação, a partir de evidências científicas. Os modelos propostos na literatura, para o estudo da adaptação muscular ao desuso, tanto em seres humanos como em animais, são: (1) imobilização de um segmento ou de um músculo isolado (SEKI et al., 2001); (2) transecção da medula espinhal (TALMADGE et al., 2002); (3) suspensão dos membros inferiores de seres humanos ou das patas de animais (BERG e TESCH, 1996); (4) simulação de vôos espaciais (LAMBERTZ et al., 2003) e (5) repouso no leito (ANDERSEN et al., 1999).

Particularmente, o modelo experimental de imobilização é mais bem definido como de uso reduzido, ao invés de modelo de desuso, uma vez que mesmo nessa situação foi observada a presença de ativação elétrica, de tensão e de movimento (FOURNIER et al., 1983). Entretanto, entende-se que, exceto nos casos em que há transecção da medula espinhal, algum tipo de estímulo ocorrerá em todos os outros casos e, por esse motivo, no presente trabalho optou-se por utilizar a denominação de modelo de uso reduzido para melhor caracterizar o modelo experimental de imobilização.

De um modo geral, os principais achados em relação à adaptação do músculo ao uso reduzido são: redução da ativação elétrica muscular (FOURNIER et al. 1983), redução do percentual de fibras de contração lenta e diminuição da área de secção transversa fisiológica das fibras musculares. Esta última adaptação resulta em hipotrofia muscular e diminuição da força (LIEBER et al., 1988). Segundo Lieber (1992), o percentual inicial de fibras lentas é um indicador do nível normal de uso do músculo e uma boa referência do grau relativo de hipotrofia, ou seja, por meio da estrutura e do tipo de fibra predominante, pode-se determinar os músculos mais vulneráveis à hipotrofia induzida por imobilização. Complementando essa afirmação, segundo o autor, pode-se concluir que músculos antigravitacionais e com proporção relativamente grande de fibras lentas estão mais predispostos aos efeitos da imobilização.

As alterações citadas acima estão intimamente associadas às repercussões nas propriedades contráteis do músculo, tais como: as relações força-velocidade e força-comprimento, a fatigabilidade e o pico de tensão devido a um único estímulo (abalo) produzido. Todavia, os resultados dos estudos relacionados a essas variáveis (FISCHBACH e ROBBINS, 1969; MAIER et al., 1976) são controversos, fato que pode ser em consequência da heterogeneidade do percentual de tipo de fibras dos músculos utilizados nesses estudos (WITZMANN et al., 1982).

Outro importante fator que pode influenciar na adaptação funcional do músculo ao uso reduzido é o comprimento em que o mesmo foi imobilizado. O músculo poderá adaptar-se a um novo comprimento por meio da adição ou da perda de sarcômeros em série, ou seja, os efeitos da imobilização são comprimento-dependentes (TABARY et al., 1972).

Uma das limitações que a revisão da literatura específica da área revelou, foi que a maioria dos estudos encontrados utilizou um modelo experimental com animais (e.g., WITZMANN et al., 1982; PETIT e GIOUX, 1993). Além disso, os estudos com seres humanos foram realizados em membros inferiores de indivíduos que sofreram alguma lesão (BERG e TESCH, 1996; BERG et al. 1997). O reduzido número de pesquisas com seres humanos, portanto, dificulta a compreensão dos mecanismos de adaptação do músculo à imobilização. Já a quase inexistência de estudos realizados em membros superiores não se justifica, uma vez que as lesões também são freqüentes nestes segmentos, os quais são tão importantes quanto os membros inferiores para as atividades de vida diárias. Desta forma, permanecem algumas dúvidas: como a imobilização dos membros superiores pode afetar as propriedades estruturais e funcionais do sistema músculo-esquelético? As alterações são semelhantes às que ocorrem nos membros inferiores? Até que ponto as alterações descritas na literatura são em decorrência da imobilização propriamente dita, ou da lesão? O objetivo do presente estudo é o de tentar responder as perguntas acima, por meio do estudo dos efeitos da imobilização do membro superior em sujeitos saudáveis.

## **CAPÍTULO I - REVISÃO DE LITERATURA**

A imobilização tem sido utilizada, desde a virada do século vinte, para proteção de fraturas ósseas e tecidos lesionados por traumas de repetição (LIEBER, 1992). Dessa forma, inúmeros trabalhos (LeBLANC et al., 1985; LeBLANC et al., 1997) têm sido realizados por meio desse modelo, relativamente fácil por não envolver procedimento invasivo, quando comparado ao modelo de transecção da medula espinhal, utilizado em animais, por exemplo.

Contudo, grande parte dos estudos encontrados, para verificação dos efeitos do uso reduzido, na estrutura e na função musculares, foi realizada em modelos experimentais para reprodução dos efeitos da inatividade em animais. Isto provavelmente ocorreu devido aos aspectos éticos que envolvem a aplicação de métodos invasivos em pesquisas com seres humanos.

Tendo em vista que existem vários modelos de uso reduzido, realizados tanto em seres humanos quanto em animais, esta revisão de literatura foi dividida em quatro seções, a saber: (1) adaptação muscular à imobilização em modelos animais, (2) adaptação muscular à imobilização em modelos humanos, (3) outros modelos de uso reduzido em animais e (4) outros modelos de uso reduzido em seres humanos.

### **1.1 ADAPTAÇÃO MUSCULAR À IMOBILIZAÇÃO EM MODELOS ANIMAIS**

#### **1.1.1 Adaptações estruturais**

Todo processo de adaptação tem início a partir de uma alteração na sobrecarga do sistema músculo-esquelético e segue princípios já bem estabelecidos

na área do treinamento desportivo (Vaz et al., 2004). Esse processo de adaptação inicia-se na estrutura das células dos tecidos, e irá determinar alterações funcionais no sistema músculo-esquelético. A imobilização determina uma redução drástica da sobrecarga sobre esse sistema, sendo responsável por essas alterações estruturais, as quais serão discutidas a seguir.

Fournier et al. (1983) determinaram as adaptações na atividade elétrica e na massa muscular da pata traseira de ratos, decorrentes da imobilização por 28 dias dos músculos gastrocnêmio medial, com percentual predominante de fibras de contração rápida, e sóleo, considerado predominantemente de contração lenta. A ativação elétrica reduziu de maneira específica para cada músculo, uma vez que o valor da integral do sinal eletromiográfico do músculo sóleo sofreu maior redução que o músculo gastrocnêmio após a imobilização. A ativação elétrica não se mostrou correlacionada com a medida de perda de massa muscular, ou seja, a redução do sinal eletromiográfico não ocorreu na mesma medida ou na mesma proporção da hipotrofia observada, o que indica que outros fatores, além da ativação, estão relacionados às alterações estruturais decorrentes de um período de uso reduzido por imobilização. Além disso, a maior perda de massa muscular no músculo sóleo quando comparada à perda de massa do gastrocnêmio sugere que há uma tendência de hipotrofia maior em músculos com predominância de fibras de contração lenta.

Um dos poucos consensos dos efeitos sobre a função muscular após um período de uso reduzido é que o músculo perde capacidade de gerar força, tendo em vista a redução da área de secção transversa fisiológica (ASTF) da fibra, decorrente da hipotrofia muscular. Essa informação ficou evidente no estudo de Lieber et al. (1988), no qual foi idealizado um modelo experimental de imobilização

por dez semanas, do grupo muscular quadríceps de cachorros, sendo observada redução da ASTF tanto de fibras rápidas, quanto de fibras lentas, assim como redução da capacidade de produção de força. Também foi identificado que o músculo reto femoral sofreu menor hipotrofia após o uso reduzido. Os autores atribuíram essa menor hipotrofia ao fato de o reto femoral ser um músculo biarticular, e dessa maneira ter parte de sua função preservada por seu envolvimento com a função da outra articulação que não sofreu imobilização.

Um fator importante que pode influenciar na resposta muscular à imobilização é o comprimento no qual o músculo é fixado. Assim como no estudo anterior, Petit e Gioux (1993) avaliaram os efeitos da imobilização, nas unidades motoras do músculo fibular longo de gatos, após duas, cinco ou oito semanas de imobilização nas posições neutra e encurtada. Observaram redução da ASTF e da força tetânica (tensão decorrente de um estímulo com intensidade adequada para que o músculo atinja uma tetania) das fibras musculares, porém o curso de tempo desses processos não foi totalmente correspondido. Ou seja, foi identificado que a queda máxima da força tetânica ocorreu após duas semanas, enquanto que a redução da ASTF teve relação com a posição em que o músculo foi imobilizado e com o tipo de unidade motora, sendo mais acentuada nas unidades motoras de contração lenta. Os autores, porém, não identificaram quais fatores poderiam ser responsáveis pelas diferenças temporais nessas alterações.

Boyes e Johnston (1979) encontraram hipotrofia do músculo vasto intermédio de ratos, após a imobilização por três semanas nas posições encurtada e alongada. As fibras de contração lenta sofreram redução de 50% da área de secção transversa nas duas posições estudadas (3019 $\mu^2$  no grupo controle, 1532 $\mu^2$  na posição alongada e 1517 $\mu^2$  na posição encurtada), as fibras rápidas resistentes à fadiga, por

sua vez, sofreram maior redução, cerca de 70%, na posição encurtada ( $2456\mu^2$  no grupo controle,  $750\mu^2$  após a imobilização na posição encurtada e  $1185\mu^2$  na posição alongada). Esse resultado sugere que a posição alongada parece ser a que mais preserva as propriedades originais do músculo após um período de uso reduzido.

Spector et al. (1982) verificaram alterações decorrentes de quatro semanas de imobilização por fixador externo (tala que mantém o alinhamento e comprimento da fratura, por meio de pinos aplicados acima e abaixo do local da fratura, e unidos externamente; Hoppenfeld e Murthy, 2001) das articulações do joelho e tornozelo, em diferentes comprimentos dos músculos sóleo, gastrocnêmio medial e tibial anterior de ratos. Com exceção do tibial anterior, cujos resultados sofreram menor variabilidade em comprimentos extremos de fixação, a resposta à hipotrofia claramente dependeu do comprimento em que o músculo teve seu uso reduzido. Em outras palavras, para os músculos imobilizados em posição alongada, houve atenuação da redução da ASTF das fibras e aumento do comprimento das fibras musculares, enquanto a fixação do músculo em comprimento reduzido levou à maior hipotrofia muscular manifestada pela redução tanto do comprimento muscular quanto da ASTF da fibra. Os dados desse estudo confirmam mais uma vez a proposição de que a hipotrofia é dependente do comprimento de imobilização, e que as alterações estruturais decorrentes do uso reduzido são mais evidentes na posição encurtada.

Evidências mais contundentes em relação aos efeitos do uso reduzido na estrutura do músculo esquelético foram fornecidas por Tabary et al. (1972), que demonstraram após quatro semanas de imobilização do músculo sóleo de gatos na posição encurtada, uma redução do número de sarcômeros em série de 40%. Na posição alongada, por sua vez, o número de unidades contráteis em série aumentou

em 19%. Nesse último caso, para que a fibra muscular pudesse se adaptar à nova situação e prover o máximo de sobreposição entre os filamentos de actina e miosina, o comprimento da fibra aumentou e o comprimento dos sarcômeros diminuiu.

Os dados encontrados por Williams e Goldspink (1978) corroboram o estudo anterior, uma vez que, após três semanas de imobilização do músculo sóleo de gatos, também foi observada, na posição encurtada, redução do número de sarcômeros em série e aumento do comprimento do sarcômero, assim como aumento do número de sarcômeros em série e diminuição do comprimento do sarcômero, na posição alongada. Novamente, pressupõe-se que essas alterações ocorreram para possibilitar o desenvolvimento máximo de tensão na posição específica da imobilização.

Essa afirmação também foi sustentada pelo trabalho realizado por Shah et al. (2001), cujo objetivo foi comparar os efeitos da imobilização por 28 dias entre os músculos tibial anterior, sóleo e extensor longo dos dedos de camundongos, no número de sarcômeros em série. Após esse período de imobilização, o número de sarcômeros em série aumentou significativamente para os músculos tibial anterior e extensor longo dos dedos, imobilizados em posição alongada, assim como o número de sarcômeros em série foi reduzido no músculo sóleo, já que este foi fixado na posição encurtada, demonstrando a extensa capacidade de adaptação do tecido muscular a diferentes estímulos, a fim de manter uma otimização de sua função.

Após a descrição das alterações estruturais provocadas pela imobilização descrita acima, pode-se concluir que as adaptações que ocorrem no número dos sarcômeros (e conseqüentemente, no comprimento da fibra) e na ASTF da fibra em função do processo de hipotrofia, são fatores determinantes dos efeitos decorrentes

da imobilização, e são conhecidos como alterações em série e em paralelo, respectivamente.

### **1.1.2 Adaptações histoquímicas**

Assim como ocorrem adaptações estruturais no músculo após a imobilização, também têm sido relatadas na literatura alterações histoquímicas. As alterações histoquímicas têm sido associadas à interconversão de fibras após um período de redução de uso pela imobilização.

Evidências nesse sentido foram apresentadas por Jänkälä et al. (1997), que analisaram os efeitos da imobilização nos níveis de RNAm (ácido ribonucléico mensageiro) da cadeia pesada de miosina nos músculos gastrocnêmio, plantar e sóleo de ratos normais. A isoforma de cadeia pesada de miosina é uma unidade estrutural do filamento de miosina, cujo papel tem importância na especificidade das propriedades musculoesqueléticas (TALMADGE, 2000), sendo responsável por diferenças na atividade da miosina ATPase (proteína responsável pela quebra de ATP) e pelas propriedades de coloração dos diferentes tipos de fibras, assim como também exerce influência na velocidade máxima de encurtamento das mesmas. Os resultados desse estudo indicaram que, após o período de uma semana de imobilização, foram detectadas diferenças significativas na expressão gênica das isoformas de cadeia pesada de miosina, evidenciada por um deslocamento da distribuição da mesma em direção a isoformas mais rápidas. Em outras palavras, a imobilização ocasionou uma transformação das fibras musculares em direção a fibras com características predominantemente de contração rápida.

Boyes e Johnston (1979), além de verificarem as alterações histoquímicas após a imobilização, também observaram diferentes comprimentos musculares

durante a fixação por três semanas do músculo vasto intermédio de ratos. Os resultados apresentam fortes evidências de que ocorre uma interconversão de fibras de contração lenta em fibras de contração rápida resistentes à fadiga, uma vez que não houve alteração do percentual de fibras de contração rápida fatigáveis entre os períodos pré- e pós-imobilização. Também foi demonstrado um aumento da proporção de miosina ATPase e uma redução do percentual de fibras lentas após uma semana de imobilização na posição encurtada e após três semanas na posição alongada, reforçando, mais uma vez, a ocorrência de alterações mais pronunciadas em posições encurtadas de imobilização.

A análise histoquímica no estudo de Tanaka et al. (2004) também evidenciou redução do percentual de fibras musculares de contração lenta após imobilização dos músculos sóleo e extensor longo dos dedos de ratos após duas, quatro ou seis semanas. Além disso, essa alteração se deu na mesma proporção nos ratos jovens (12 semanas de vida) e nos ratos adultos (50 semanas de vida).

Entretanto, diferentemente dos resultados apresentados até então, Robinson et al. (1991) observaram que, após três semanas de imobilização do músculo tibial anterior de gatos, houve uma tendência em direção ao decréscimo da proporção de unidades motoras rápidas fatigáveis (segundo os autores, beirando a significância), além de aumento significativo de unidades motoras denominadas como *no-force*. Esses dados sugerem que a imobilização pode alterar a distribuição normal dos tipos de unidades motoras. As fibras rápidas fatigáveis parecem ser preferencialmente atingidas, talvez por serem as maiores e mais rápidas, porém menos utilizadas durante atividades normais, sejam mais sensíveis aos efeitos da imobilização. Por outro lado, baseando-se na velocidade de condução axonal, as unidades motoras *no-force* são semelhantes às unidades lentas, o que nos leva a

acreditar que a imobilização induz a uma reorganização neuromuscular por meio do surgimento de unidades motoras em estado de transição (unidades motoras *no-force*). Apesar desse estudo, a maioria aponta para uma tendência de alteração em direção a um maior percentual de fibras de contração rápida, sendo as lentas mais atingidas.

Ao comparar ratos jovens (três a quatro meses de vida) e velhos (30 a 31 meses de vida), Pattison et al. (2003) também encontraram decréscimo da cadeia pesada de miosina IIb e IIx no músculo sóleo dos ratos mais velhos após dez dias de imobilização, embora nos ratos jovens tenha ocorrido um incremento, tal como esperado pelos autores. Os animais mais velhos devem apresentar alguma deficiência na regulação gênica que contribua para essa redução após a hipotrofia muscular do sóleo.

Partindo-se da premissa de que pode ocorrer uma interconversão de fibras lentas em fibras rápidas, seria de se esperar que as propriedades contráteis destas fibras mudassem neste sentido também. O tempo de contração (tempo decorrido da aplicação de um estímulo elétrico até o pico máximo de tensão atingida) e o meio tempo de relaxamento (tempo decorrido do pico máximo de tensão até a metade deste valor) são características dependentes do tipo de fibra muscular predominante. Fibras lentas, por exemplo, alcançam a força máxima em um tempo maior, apresentando, portanto, maior tempo de contração e meio tempo de relaxamento em relação às fibras rápidas que atingem o pico máximo de força em um tempo menor. Dentre essas propriedades, Fischbach e Robbins (1969) avaliaram o tempo de contração, a razão tetania/abalo (razão entre a tensão tetânica máxima e a tensão obtida do abalo), e a tensão tetânica máxima (tensão decorrente de uma estimulação elétrica com intensidade adequada para que o músculo atinja uma

tetania) do músculo sóleo de gatos imobilizados por duas ou quatro semanas. Após estes períodos, o tecido muscular apresentou propriedades contráteis intermediárias entre fibras lentas e fibras rápidas, evidenciadas pela redução do tempo de contração, assim como da razão tetania/abalo. Sendo este um artigo clássico do estudo das propriedades contráteis dos músculos, os resultados foram encarados com certa surpresa, tendo em vista o músculo sóleo de gatos ser um dos poucos exemplos na natureza de um músculo formado em sua totalidade por fibras de contração lenta (ARMSTRONG e PHELPS, 1984). Este estudo conseguiu demonstrar, portanto, fortes evidências de que ocorre uma interconversão de fibras.

Da mesma forma, Simard et al. (1982) observaram redução do tempo de contração e do meio tempo de relaxamento de fibras de contração lenta. Os autores avaliaram os efeitos da imobilização por quatro semanas nos músculos sóleo, gastrocnêmio medial e tibial anterior de ratos. A redução do tempo de contração e do meio tempo de relaxamento indica uma tendência de que as fibras que compõem os músculos avaliados apresentaram características contráteis mais rápidas.

Petit e Gioux (1993), por sua vez, identificaram aumento do tempo de contração e do meio tempo de relaxamento na posição encurtada, após cinco semanas de imobilização do músculo fibular longo de gatos. Nesse mesmo estudo, a mensuração da força tetânica, após duas semanas de imobilização, demonstrou que as unidades motoras rápidas fatigáveis são aparentemente mais resistentes à imobilização quando comparadas com as unidades motoras de contração lenta, uma vez que estas sofreram maior redução (63% em relação aos músculos não-imobilizados) quando comparadas às unidades motoras de contração rápida (40%).

Como podemos observar, o efeito da imobilização nas propriedades contráteis do músculo esquelético tem apresentado resultados semelhantes para a

maioria dos estudos. No entanto, resultados contraditórios entre alguns estudos sugerem que os efeitos da imobilização podem ser um pouco mais complexos do que aparentam por serem dependentes de uma série de fatores como a heterogeneidade dos músculos, o comprimento de imobilização, o grau de imobilização, a função desempenhada pelo músculo e o número de articulações que ele atravessa, para citar os principais.

### **1.1.3 Adaptações funcionais**

As adaptações estruturais e histoquímicas após um período de redução de uso pela imobilização, descritas nesta revisão, vão repercutir diretamente na função muscular. Tais repercussões podem ser evidenciadas em alterações nas propriedades mecânicas do músculo, ou seja, nas relações força-comprimento e força-velocidade, assim como na capacidade de resistência à fadiga do músculo.

Nesse sentido, Williams e Goldspink (1978) avaliaram a relação tensão-comprimento de camundongos jovens e adultos após a imobilização por três semanas nas posições encurtada e alongada do músculo sóleo. Foi verificado o desenvolvimento de tensão máxima próxima ao comprimento de imobilização, em todas as posições avaliadas, tanto nos camundongos jovens como nos adultos, revelando que a adaptação funcional ocorreu no sentido de deslocamento da curva para comprimentos próximos ao ângulo de fixação.

Witzmann et al. (1982) também avaliaram a relação tensão-comprimento após a imobilização, porém somente na posição encurtada, a fim de favorecer a hipotrofia muscular. Esses autores constataram deslocamento significativo das curvas tensão-comprimento passiva e ativa para a esquerda, o que pode ser explicado como uma adaptação à posição de fixação encurtada, e parece estar associada a uma redução

do número de sarcômeros em série das fibras do músculo, conforme discutido anteriormente na seção 1.1.1. Na curva normalizada houve diferença apenas no pico de tensão, já que as curvas permaneceram sobrepostas. Em relação à curva tensão-velocidade de encurtamento não foi observada diferença significativa.

Uma consequência secundária à hipotrofia na função muscular é o aumento da fatigabilidade. Sabe-se que durante uma contração muscular sustentada, ou durante uma série de contrações, a força mecânica decresce gradualmente; a esse fenômeno denomina-se fadiga (KORYAK, 1996). A fadiga muscular é caracterizada como qualquer redução da capacidade de gerar força ou potência induzida pelo exercício (VØLLESTAD, 1997). Além disso, a resistência à fadiga será distinta de acordo com o percentual predominante de tipo de fibras em um músculo.

Geralmente é assumido que um aumento da fatigabilidade muscular pode ser atribuído à redução do potencial metabólico das fibras musculares. Porém, no caso de um período de inatividade, a redução da capacidade de resistência à fadiga pode ser devido ao maior número de unidades motoras que devem ser recrutadas ou ao aumento da frequência de disparo das mesmas, para realização de uma determinada tarefa (EDGERTON et al., 2002). Todavia, esta afirmação não leva em consideração a possível alteração no percentual de fibras após a imobilização, tendo em vista que, caso ocorra uma alteração de percentual de fibra em direção a menor proporção de fibras lentas, a mesma será acompanhada de aumento da fatigabilidade, uma vez que fibras de contração rápida são mais suscetíveis à fadiga.

No entanto, Petit e Gioux (1993) encontraram aumento do índice de fadiga (calculado como a razão entre a força desenvolvida pela unidade motora durante o 120º tétano e a força desenvolvida durante o primeiro tétano) após cinco semanas de imobilização do músculo fibular longo de gatos, apenas nas unidades motoras

rápidas fatigáveis. Robinson et al. (1991), por sua vez, encontraram redução da fatigabilidade de todas as unidades motoras do músculo tibial posterior de gatos submetidos a três semanas de imobilização. Esses autores justificam esse resultado por possíveis diferenças no método utilizado para imobilização, ocasionando outras alterações intrínsecas; porém, em nenhum momento especificam quais seriam essas alterações.

Pode-se perceber que, nos estudos realizados em animais, as alterações da resistência muscular após a imobilização parecem contraditórias, mesmo assim, na sua maioria indicam um aumento da fatigabilidade (menor resistência).

## **1.2 ADAPTAÇÃO MUSCULAR À IMOBILIZAÇÃO EM SERES HUMANOS**

### **1.2.1 Adaptações estruturais**

Semelhante ao que ocorre em experimentos com animais, nos seres humanos também pode ser observada redução da capacidade de produção de força em decorrência da diminuição da área da fibra muscular. Hortobágyi et al. (2000) também encontraram correlação entre redução da capacidade de gerar força (47%) e diminuição da área da fibra muscular (13% de redução nas fibras de contração lenta e 10% nas fibras de contração rápida), após um período de três semanas de imobilização da articulação do joelho por meio da colocação de uma órtese aplicada logo acima da região dos maléolos até logo abaixo da virilha.

Em estudo similar, Hespel et al. (2001) detectaram, após 14 dias de imobilização do membro inferior direito, redução de 10% na área de secção transversa (obtida por exame de imagem de ressonância magnética) do grupo muscular quadríceps. Por meio de análise histoquímica, também observaram

diminuição da área das fibras musculares, sendo 8, 9 e 11% para fibras do tipo I, IIa e IIb, respectivamente, resultado que está de acordo com o estudo de Hortobágyi et al. (2000).

Após 28 dias de imobilização também da articulação do joelho, Veldhuizen et al. (1993) verificaram redução de 21% da área de secção transversa fisiológica (ASTF) do grupo muscular quadríceps. Entretanto, os valores percentuais de diminuição da ASTF das fibras musculares do músculo vasto lateral foram mais elevados que os dados dos estudos apresentados acima, sendo que ocorreu redução de 26% nas fibras tipo I, 13% nas fibras tipo IIa e 36% nas fibras tipo IIb. A maior hipotrofia das fibras musculares nesse estudo deve-se provavelmente ao maior tempo de imobilização quando comparado ao dos outros estudos.

Ao contrário dos estudos anteriores, Kitahara et al. (2003) não observaram mudanças significativas em relação à área de secção transversa dos músculos do antebraço (mensurada por meio da perimetria e do exame de imagem e ressonância magnética) após a imobilização de seis indivíduos saudáveis por um período de 21 dias. Os autores afirmam que esse resultado pode estar relacionado ao tempo de imobilização, relativamente curto para ocasionar alterações na morfologia muscular. Além disso, os sujeitos foram incentivados a movimentar os dedos da mão, e a outra possibilidade levantada é de que o edema muscular pode ter mascarado o resultado. Entretanto, como se pode observar em boa parte dos estudos descritos anteriormente, o tempo de imobilização utilizado nesses estudos foi inferior ao trabalho de Kitahara et al. (2003), e acredita-se, portanto, que este fato não justifica plenamente os resultados encontrados.

O número de estudos que procuraram verificar mudanças na área muscular após a imobilização em sujeitos saudáveis é reduzido (ADAMS et al., 2003) em

comparação aos trabalhos realizados em sujeitos que sofreram algum tipo de lesão. Suetta et al. (2004) avaliaram a área de secção transversa fisiológica do grupo muscular quadríceps em sujeitos imobilizados após procedimento cirúrgico para osteoartrose do quadril. Após cinco semanas de reabilitação, ainda podia ser identificada redução de 13% da área de secção transversa fisiológica do quadríceps, e passadas 12 semanas ainda restava 9% de diferença em relação ao grupo controle. Isso sugere que os efeitos da imobilização são duradouros, e que o retorno aos níveis saudáveis pré-lesão depende de um longo processo de reabilitação. No entanto, poucos foram os estudos encontrados até o momento, que procuraram determinar as adaptações funcionais decorrentes de um período de imobilização.

### **1.2.2 Adaptações histoquímicas**

Em relação à análise histoquímica, Hortobágyi et al. (2000) avaliaram os níveis de RNAm da cadeia pesada de miosina após três semanas de imobilização da articulação do joelho de indivíduos saudáveis. A imobilização causou uma redução de cerca de 30% na expressão gênica do RNAm da cadeia pesada de miosina das fibras do tipo I, assim como aumento de 300% da mesma nas fibras do tipo IIx (fibras rápidas consideradas como passíveis de interconversão entre rápidas resistentes à fadiga e rápidas fatigáveis). Quando comparado aos valores do grupo controle, que não foi submetido à imobilização, houve redução de 9% do percentual de fibras do tipo I e aumento de 7% na proporção de fibras do tipo IIx. Esse estudo confirma mais uma vez a alteração no percentual predominante de fibras, em direção a um aumento de fibras de contração rápida, já demonstrada nos experimentos com animais.

D'Antona et al. (2003), do mesmo modo, investigaram a isoforma de cadeia pesada de miosina, em dois indivíduos com 70 e 75 anos, que passaram por imobilização por um período de três meses e meio, após um procedimento cirúrgico para artroplastia de substituição total do joelho. O conteúdo da isoforma de cadeia pesada de miosina do tipo I encontrado foi significativamente menor, indicando mais uma evidência de deslocamento em direção a um fenótipo característico de fibras de contração rápida após a imobilização.

Os resultados dos dois estudos apresentados neste item são semelhantes em relação a uma redução na proporção de fibras lentas, e concordam com os dados de trabalhos realizados com músculos de animais. Parece, portanto, que os efeitos da imobilização estão relacionados com uma redução do percentual das fibras de contração lenta, e conseqüentemente, um aumento no percentual das fibras de contração rápida, e que gera implicações funcionais em relação às propriedades mecânicas do músculo, e à capacidade deste em resistir à fadiga.

### **1.2.3 Adaptações Funcionais**

Baseado nas evidências, anteriormente apresentadas nos itens 1.1.1 e 1.2.1, de que ocorre uma hipotrofia das fibras após a imobilização, seria de se esperar que o músculo esquelético apresentasse uma redução da capacidade de produção de força. Hortobágyi et al. (2000) encontraram resultados que vão ao encontro desta afirmação, pois verificaram redução de 48% da força muscular durante contrações excêntricas, de 45% da força muscular concêntrica e de 48% da força isométrica, após duas semanas de imobilização da articulação do joelho. Esse período de inatividade também afetou a atividade eletromiográfica, que sofreu diminuição de 38% no músculo vasto lateral e 43% no músculo vasto medial. No entanto, ao se

comparar a atividade elétrica muscular entre os diferentes tipos de contração testados nesse estudo, não foram observadas diferenças.

Alguns estudos encontraram uma discrepância entre o percentual de redução de força e da massa muscular (VELDHUIZEN et al., 1993; HESPEL et al., 2001). Esses resultados levam à conclusão de que a alteração na produção de força está associada a mais de um fator, uma vez que o percentual de redução da massa não acompanha a diminuição da força na mesma proporção. Gondin et al. (2004) verificaram redução da ativação elétrica dos músculos sóleo e gastrocnêmio medial de seres humanos saudáveis após duas semanas de imobilização. Verificaram redução de 22% na ativação do músculo sóleo, enquanto o gastrocnêmio medial não apresentou diferença significativa. Os autores atribuem essa diferença à natureza biarticular do gastrocnêmio medial.

Suetta et al. (2004) observaram queda do pico de torque isométrico de 22% quando comparado ao período pré-cirúrgico, após cinco semanas de reabilitação, assim como uma significativa redução do sinal eletromiográfico dos músculos vasto medial e vasto lateral. Pathare et al. (2005, 2006) observaram diminuição de 42% da produção de força dos flexores plantares da articulação do tornozelo, após imobilização de sete semanas por fratura de maléolo, atribuída ao aumento dos níveis de repouso do fosfato inorgânico ( $8,41 \pm 0,41 \text{mM}$ ) em comparação a indivíduos saudáveis que não foram submetidos à imobilização ( $5,07 \pm 0,33 \text{mM}$ ). Mensurada em um dinamômetro isocinético, a força foi calculada pela razão entre o torque produzido e a área de secção transversa do grupo muscular flexor plantar, obtida por meio de exame de ressonância magnética.

Tendo em vista que fibras de contração rápida são mais fatigáveis do que fibras de contração lenta, e 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, seria de se esperar que músculos submetidos a uma redução de uso se tornassem menos resistentes à fadiga.

Shaffer et al. (2000) verificaram os efeitos da imobilização por oito semanas, após fratura da articulação do tornozelo, sobre a resistência à fadiga. A mesma foi determinada durante a realização de 50 contrações máximas dinâmicas em uma velocidade de 60 graus/s, dos músculos flexores plantares. A fadiga foi determinada por meio do decréscimo relativo do trabalho entre a primeira e as últimas 30 repetições. Após uma semana de retirada da imobilização os pacientes apresentaram maior resistência à fadiga, tanto comparados com o membro inferior não envolvido, quanto com sujeitos não lesionados. Os autores descrevem que adaptações neurológicas podem ocorrer durante um período de redução de uso, e em decorrência, as unidades motoras envolvidas são disparadas em taxas submáximas, promovendo uma reserva metabólica capaz de suprir a demanda funcional.

Como pode ser observada, a grande maioria dos estudos encontrados, tanto em animais quanto em seres humanos, foi realizada para estabelecer os efeitos da imobilização em membros inferiores. Entretanto, como afirmaram Kitahara et al. (2003), a avaliação das repercussões em membros superiores também constitui um problema de pesquisa, visto que os mesmos estão envolvidos em importantes atividades de vida diária. Por isso, a seguir serão apresentados os estudos que foram realizados com imobilização em membros superiores.

MacDougall et al. (1977) verificaram a capacidade de produção de força em indivíduos saudáveis, após a imobilização de cinco semanas do membro superior,

com a articulação do cotovelo em um ângulo de aproximadamente 120°. Com exceção da tala, nenhuma restrição foi imposta aos movimentos normais. A força dos músculos extensores da articulação do cotovelo foi mensurada em um dinamômetro isocinético e sofreu uma redução de 34% em média (39 para 25,5 lb/ft). McDougall et al. (1980), ao imobilizarem o segmento superior de indivíduos saudáveis por um período de cinco semanas, registraram redução de  $35 \pm 18,8\%$  da força de extensores da articulação do cotovelo, semelhante ao estudo anterior, porém a mensuração de força foi realizada concentricamente, ao contrário do estudo anterior que avaliou isometricamente. Igualmente houve redução média de  $5 \pm 3,3\%$  na medida de perímetria do braço, após a imobilização.

Kitahara et al. (2003) avaliaram a estrutura muscular e as alterações funcionais do antebraço, por meio de ressonância magnética e da avaliação da força, após imobilização de 21 dias. Os resultados encontrados estão de acordo com o que foi mencionado para imobilização dos membros inferiores, ou seja, redução da força máxima, nesse caso representada pela avaliação da força de preensão manual. Apesar do estudo não confirmar alteração na morfologia muscular, há prejuízo funcional do membro superior após este período de imobilização.

Todavia, Fuglevand et al. (1995), ao avaliarem as conseqüências da imobilização por três ou cinco semanas dos dedos polegar e indicador, não observaram diferença significativa durante a realização de contrações voluntárias máximas de abdução dos dedos, bem como no sinal eletromiográfico do músculo primeiro interósseo dorsal, durante esse movimento.

Tais resultados nos levam a concluir que as respostas de força e ativação muscular são dependentes do tempo de imobilização ou dos músculos envolvidos no estudo.

O músculo primeiro interósseo dorsal também foi utilizado por Seki et al. (2001), para avaliar os efeitos do uso reduzido nas propriedades contráteis após períodos de três e seis semanas de imobilização. O pico de tensão do abalo e da tensão evocada por estímulos de baixa frequência (10Hz) foi significativamente maior após seis semanas; porém, pequena alteração foi observada no tempo de contração ou no meio tempo de relaxamento do abalo. Uma possível explicação dada pelos autores, para este aumento inesperado, tendo em vista a hipotrofia muscular, é uma alteração no mecanismo de acoplamento excitação-contração, uma vez que o íon Cálcio sofre um retardo do seu retorno ao retículo sarcoplasmático durante a imobilização, refletindo em dissociação lenta do Cálcio com a proteína miofibrilar, capaz, portanto, de aumentar a formação das pontes cruzadas. Este resultado pode refletir uma especificidade de incremento da tensão do abalo em unidades motoras rápidas.

Duchateau e Hainaut (1987) avaliaram o efeito de seis semanas de imobilização, após fratura do antebraço, nas propriedades contráteis do músculo adutor do polegar. Ocorreu queda de 55% da força tetânica, assim como redução da ativação elétrica de 45%, indicando que o comando neural também foi alterado com a imobilização. Porém, ao contrário da esperada alteração das propriedades contráteis em direção a unidades motoras de contração rápida, houve aumento do tempo de contração de 16%, e de 14% do meio tempo de relaxamento, caracterizando um perfil de fibras mais lentas.

O estudo de Kitahara et al. (2003), citado anteriormente, é um dos poucos que se preocupou em pesquisar a articulação do cotovelo, e em indivíduos saudáveis; entretanto, não foram avaliadas as propriedades mecânicas e elétricas dos músculos após a imobilização. Yue et al. (1997), por sua vez, mensuraram a

força e a ativação elétrica durante a imobilização, por quatro semanas, da articulação do cotovelo no ângulo de 90°. Verificaram que na primeira semana as alterações foram mais drásticas, resultando em perda de 35% da força máxima dos flexores do cotovelo, além de redução para menos de 10% da duração diária da atividade elétrica do músculo bíceps braquial em relação ao grupo controle.

A fim de comparar a resistência à fadiga em pequenos (20% da CVM) e moderados esforços (65% da CVM), Yue et al. (1997) estudaram a articulação do cotovelo, por quatro semanas, e utilizaram um protocolo de resistência, ou seja, testaram o tempo que os sujeitos eram capazes de sustentar 20 ou 65% da CVM. Constataram que a maioria dos sujeitos aumentou a resistência aos menores esforços, mas o mesmo não ocorreu em maiores esforços e com a ativação elétrica, que se mantiveram inalterados. É possível que o resultado encontrado em relação ao teste de fadiga tenha alguma interferência da ordem de avaliação, sempre testando 65% da CVM em um dia e 20% no dia seguinte, embora os autores sugiram que esse efeito deve-se a junção neuromuscular, sem envolvimento de deslocamento na proporção de fibras.

Duchateau e Hainaut (1991) investigaram os efeitos da imobilização no espectro de frequência do sinal eletromiográfico durante o protocolo de fadiga. A fadiga foi induzida por contração voluntária e por estimulação elétrica. Os resultados indicaram que, após seis semanas de imobilização do músculo adutor do polegar, a mediana da frequência (MDF) do sinal eletromiográfico não foi significativamente diferente entre os grupos experimental e controle. Durante a contração voluntária máxima sustentada por 60 segundos, a força reduziu na mesma proporção nos músculos imobilizados e nos do grupo controle; entretanto, a alteração na MDF em direção a valores de baixa frequência foi menor nos músculos imobilizados. Na

fadiga induzida por estimulação elétrica, a redução na força e a alteração na MDF foram maiores nos músculos submetidos à imobilização, quando comparados com o grupo controle. Os diferentes efeitos da fadiga durante contrações voluntárias e contrações evocadas por estimulação elétrica indicaram que a imobilização provocou alterações no comando neural responsável pela contração, as quais explicam, pelo menos em parte, a redução na eficiência contrátil e na resistência à fadiga.

Seki et al. (2001) avaliaram a fadiga após a imobilização por meio de contrações induzidas estimulação elétrica, sendo o índice de fadiga calculado como a razão entre o pico de tensão da contração tetânica de número 120 e o pico de tensão da primeira contração tetânica. Os dados obtidos não indicaram alteração significativa no índice de fadiga após a imobilização por seis semanas do músculo primeiro interósseo dorsal. Da mesma forma, Fuglevand et al. (1995) analisaram um protocolo de indução a fadiga por contração sustentada a 35% da contração voluntária máxima do músculo primeiro interósseo dorsal, e, apesar da tendência de maior fraqueza em sustentar a contração, não foi encontrada diferença significativa após a imobilização. A amplitude do sinal eletromiográfico no decorrer desse protocolo aumentou (67%), provavelmente devido à necessidade de maior recrutamento de unidades motoras para manter o nível de força; entretanto, esse incremento foi menor quando comparado ao período pré-fadiga ( $53 \pm 20\%$ ), o que é consistente como uma inibição neural durante a fadiga.

Existe uma grande variedade de protocolos de indução à fadiga muscular, seja com contrações voluntárias, seja com contrações evocadas artificialmente. Em função disso, existe uma grande variedade de resultados que não possibilitam uma

conclusão clara em relação aos efeitos da imobilização sobre a fatigabilidade do músculo.

Baseado na hipótese de que ocorre alteração do percentual de fibras após o uso reduzido, acredita-se que as propriedades mecânicas dos músculos também sofram mudanças. A fim de avaliar essas propriedades, um dos poucos trabalhos realizados em seres humanos foi o de Labarque et al. (2002), que avaliaram o efeito de duas semanas de imobilização e dez semanas de re-treino no torque e na relação torque-velocidade, testada nas velocidades de 60 graus/s e 180 graus/s, dos músculos extensores e flexores de joelho. Uma maior redução do torque máximo isométrico e dinâmico foi constatada no grupo muscular extensor da articulação do joelho quando comparado com o grupo flexor da mesma articulação após o período de imobilização. Os autores acreditam que esse fato deve-se provavelmente à natureza biarticular dos músculos flexores e à imobilização na posição alongada dos músculos extensores do joelho, uma vez que o ângulo de fixação foi de 160°, o que colocou os músculos extensores em pequeno alongamento. Entretanto, não se deve esquecer que os músculos extensores são antigravitacionais e talvez por isso tenham sido mais afetados. A relação torque-velocidade, tanto dos extensores quanto dos flexores do joelho, manteve o mesmo comportamento, quando comparado ao período pré-imobilização.

Até o momento, pode-se compreender que as propriedades mecânicas dos músculos, ou seja, as relações força-comprimento, força-velocidade e a fadiga após o uso reduzido não apresentam resultados consistentes. Tampouco se pode definir um padrão de comportamento em seres humanos. Os resultados variados são encontrados tanto nas respostas mecânicas e funcionais do músculo, quanto no curso de tempo de ocorrência de tais respostas.

Como foi descrito anteriormente, existem outros modelos de uso reduzido, tais como, suspensão de um segmento corporal e repouso no leito, ou ainda o modelo de desuso por meio da transecção da medula espinhal. A seguir, serão apresentados alguns resultados obtidos em estudos nos quais outros modelos foram utilizados, apenas com objetivo de ilustrar a capacidade de adaptação do músculo esquelético a diferentes demandas funcionais, e a fim de contrastar os resultados desses diferentes modelos com os resultados do modelo que pretendemos usar no presente estudo.

### **1.3 OUTROS MODELOS DE USO REDUZIDO EM ANIMAIS**

Le Blanc et al. (1985) utilizaram o modelo de uso reduzido por suspensão, o qual não envolve a fixação articular, apenas impedimento do contato com qualquer tipo de superfície de apoio. No caso específico desse estudo, o contato das patas traseiras de ratos com o solo foi impedido. O tempo de suspensão variou de 14 a 90 dias, sendo detectado que a perda máxima de peso úmido dos músculos sóleo e gastrocnêmio medial ocorreu entre 14 e 30 dias (45 e 21% de redução, após 14 dias, para os músculos sóleo e gastrocnêmio medial, respectivamente). A perda máxima de fibras de contração lenta foi similar aos estudos realizados com imobilização, enquanto o contrário ocorreu com as fibras de contração rápida que perderam menos peso com a suspensão. Esses resultados, comparados aos modelos de imobilização, indicam que o músculo gastrocnêmio medial sofreu menor hipotrofia após a suspensão, enquanto o músculo sóleo perdeu massa muscular de forma similar ao modelo de imobilização, e que as respostas são distintas de acordo com o modelo de uso reduzido utilizado.

Roy et al. (1987) desenvolveram um modelo de 28 dias de suspensão em ratos, para verificar as alterações metabólicas nas fibras musculares do gastrocnêmio medial e do tibial anterior. O músculo gastrocnêmio medial apresentou hipotrofia de 28%, enquanto o músculo tibial anterior manteve-se igual ao do grupo controle. Nenhuma alteração significativa foi observada em relação ao percentual de fibras.

Anderson et al. (1999) detectaram, após a suspensão das patas traseiras de ratos serem mantidas por três semanas, alterações mecânicas e histoquímicas características de transformação de fibras lentas em fibras rápidas no músculo sóleo. Leterme e Casasnovas (1999), por sua vez, não encontraram alterações nas propriedades mecânicas do músculo gastrocnêmio lateral de ratos, mantido em uso reduzido também por meio do modelo de suspensão por 14 dias. A ausência de interconversão de fibras foi explicada pelo fato de o músculo gastrocnêmio lateral apresentar predominância de fibras de contração rápida, ou ainda por ser o desuso uma alteração temporária, o que parece não justificar esse resultado, uma vez que o modelo de uso reduzido será temporário em todos os casos.

Parece que os resultados obtidos com o modelo de suspensão de algum segmento corporal não são tão consistentes quando comparamos com os resultados obtidos após a imobilização. Talvez isso se deva à maior mobilidade permitida durante o modelo de redução do uso por suspensão.

Caiozzo et al. (1994) utilizaram o modelo espacial para determinar as alterações mecânicas e estruturais após seis dias de ausência de gravidade do músculo sóleo de ratos. Perceberam redução da tensão isométrica máxima, obtida por estimulação elétrica, e aumento da velocidade máxima de encurtamento. Além disso, a curva da relação força-freqüência de estimulação foi deslocada para a

direita quando comparada à do grupo controle, o que significa que esse músculo desenvolveu maior força em maiores frequências, característica de músculos de contração rápida. A resposta ao teste de fadiga também foi avaliada no estudo de Caiozzo et al. (1994), sendo que o grupo experimental mostrou-se menos capaz de sustentar atividade isométrica repetitiva em comparação ao grupo controle. Os resultados encontrados nesse estudo são consistentes com características de músculos mais rápidos.

Da mesma forma, os dados observados por McDonald et al. (1994) indicam uma tendência de características mecânicas musculares mais rápidas, após um período de suspensão. O objetivo desse estudo foi avaliar a relação força-velocidade do músculo sóleo, após uma, duas e três semanas de suspensão das patas traseiras de ratos, sendo que foi observado aumento da velocidade máxima de encurtamento e deslocamento da curva para a direita, o que indica maior produção de força em maiores velocidades de encurtamento.

#### **1.4 OUTROS MODELOS DE USO REDUZIDO EM SERES HUMANOS**

Vários foram os estudos encontrados utilizando o repouso no leito, como forma de redução do uso, e tal como ocorre após a imobilização, Akima et al. (2001) demonstraram que o repouso por 20 dias também provocou redução da área de secção transversa fisiológica dos músculos flexores da articulação do joelho, mesmo quando os sujeitos participaram de um programa de treinamento durante o período de repouso.

Em relação à produção de força, o trabalho de Berg e Tesch (1996) é um dos poucos que utilizou o modelo de suspensão dos membros inferiores em humanos saudáveis. A suspensão foi realizada por meio da utilização de uma muleta para

facilitar a deambulação, enquanto o pé contralateral calçava um sapato com salto de dez centímetros de altura. A capacidade de produção de força e a atividade eletromiográfica foram avaliadas após um curto período de uso reduzido de dez dias e reavaliadas após quatro dias de recuperação. O torque máximo dos extensores de joelho diminuiu em 13% após a suspensão, enquanto a atividade elétrica muscular máxima não apresentou alteração após esse período. Como não houve alteração eletromiográfica, o mecanismo responsável pelas alterações parece não ter sido neural, e sim devido a fatores teciduais inespecíficos que podem ter prejudicado a função muscular; porém, os autores não descreveram tais fatores.

O torque isométrico e dinâmico e a atividade eletromiográfica foram avaliados por Berg et al. (1997) após 42 dias de repouso no leito. Também constataram a redução do torque isométrico voluntário máximo, assim como do torque concêntrico dos músculos extensores da articulação do joelho, em um modelo de repouso no leito durante seis semanas. Em relação à ativação elétrica máxima, houve um decréscimo, enquanto que a atividade durante contrações submáximas apresentou aumento, após o período de 42 dias de repouso no leito. A redução da força foi associada à diminuição da área de secção transversa apenas das fibras musculares de contração lenta.

Contrariando os estudos que envolveram redução de uso por imobilização, Trappe et al. (2001) não encontraram alteração da força isométrica máxima do grupo muscular flexor plantar da articulação do tornozelo em nenhum dos modelos de uso reduzido testados (17 dias de missão espacial e 17 dias de repouso no leito). Os autores sugerem que diferenças nas atividades diárias, atividade física e a resposta emocional podem contribuir para diferenças observadas em relação aos outros estudos.

O repouso de 37 dias no leito foi proposto por Andersen et al. (1999) com o intuito de verificar alterações no tipo de fibra predominante do músculo vasto lateral. Foi observada alteração da expressão gênica da cadeia pesada de miosina e no RNAm, resultando em aumento do percentual de fibras em estado de transição, o que parece indicar que essas fibras teriam seu fenótipo completamente transformado, caso o tempo de repouso no leito se estendesse. De um modo geral, parece que os estudos histoquímicos realizados em animais demonstram resultados de interconversão de fibras em menor tempo de uso reduzido, quando comparados aos poucos trabalhos que realizaram este tipo de análise em seres humanos.

Berg et al. (1997) não verificaram alteração da relação força-velocidade dos músculos extensores da articulação do joelho após 37 dias de repouso no leito. No entanto, como não houve mudanças na composição das fibras ou no conteúdo de cadeia pesada de miosina, esse resultado não causou surpresa aos autores. Esses dados são semelhantes aos encontrados por Trappe et al. (2001), cujas informações demonstraram não haver alterações na relação força-velocidade, bem como no tamanho das fibras musculares dos músculos gastrocnêmio medial e sóleo após 17 dias de repouso no leito ou 17 dias de missão espacial.

Como se pode observar, estudos com modelos animais e com seres humanos parecem fornecer uma série de evidências, que demonstram uma tendência de adaptação no sentido de que a redução do uso pela imobilização, ou mesmo por outros modelos de uso reduzido, provoca uma transformação do músculo em direção a características mais próximas de um músculo de contração rápida. As principais evidências que suportam essa idéia foram relatadas acima, e servirão de base para fundamentar o presente trabalho. Não se encontrou, no entanto, um estudo sistemático que tenha procurado avaliar as alterações das propriedades

mecânicas e elétricas em um modelo de imobilização de membro superior em sujeitos saudáveis. Sendo assim, o objetivo geral do presente estudo foi investigar os efeitos da imobilização nas propriedades mecânicas dos grupos musculares flexor e extensor da articulação do cotovelo em indivíduos saudáveis.

Para melhor compreensão da metodologia proposta para atingir os objetivos traçados, dividimos este trabalho em três estudos: (1) efeitos da imobilização na relação torque-ângulo; (2) efeitos da imobilização na relação torque-velocidade e (3) efeitos da imobilização na fadiga muscular.

## **CAPÍTULO II - Efeitos da Imobilização na Relação Torque-Ângulo**

Conforme mencionado no capítulo anterior, a imobilização caracteriza-se como um modelo de redução do uso da musculatura que altera a estrutura e a função musculares. Os efeitos de um período de imobilização sobre as propriedades estruturais e funcionais dos músculos dependem de diversos fatores, tais como o período de imobilização, o ângulo articular (ou comprimento muscular) de imobilização, a presença ou não de lesão associada, nível de atividade física, entre outros.

Sabe-se que a imobilização associada à lesão produz redução da massa muscular (decorrente da hipotrofia) e redução da atividade elétrica muscular (HORTOBÁGYI et al., 2000; GONDIN et al., 2004). Além disso, é provável que os efeitos acima sejam as causas da redução da capacidade de produção de força muscular. No entanto, não se sabe ao certo até que ponto essas alterações são decorrentes apenas do processo de imobilização, ou se estão associadas (ou seu grau de associação) com os efeitos deletérios da lesão músculo-esquelética.

Embora vários estudos relacionados às alterações musculares após um período de redução de uso tenham sido encontrados tanto para membros posteriores de animais quanto em membros inferiores de seres humanos, observou-se a existência de resultados contraditórios em maior quantidade nos trabalhos que foram realizados em membros inferiores de seres humanos quando comparados aos experimentos em membros posteriores de animais. Esse grande número de trabalhos nesses segmentos corporais justifica-se tendo em vista a importância dos membros inferiores (e posteriores de animais) para a locomoção em seres humanos. Em função disso, um menor número de estudos foi encontrado sobre os efeitos da imobilização em membros superiores de seres humanos. Entretanto, acredita-se que

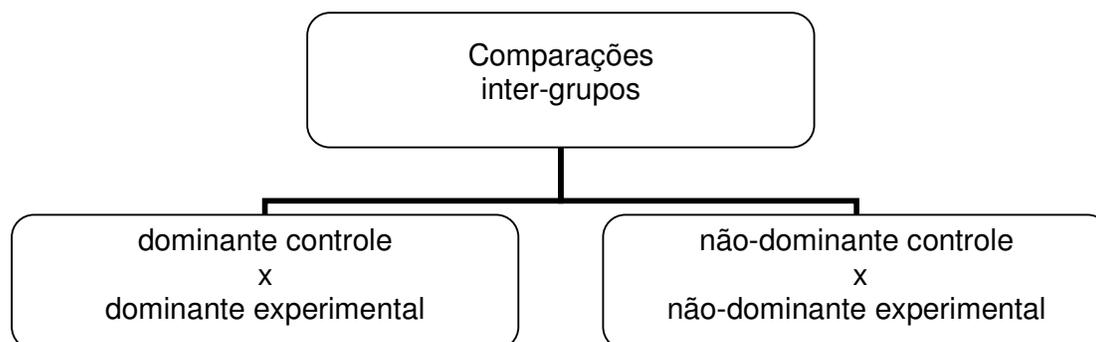
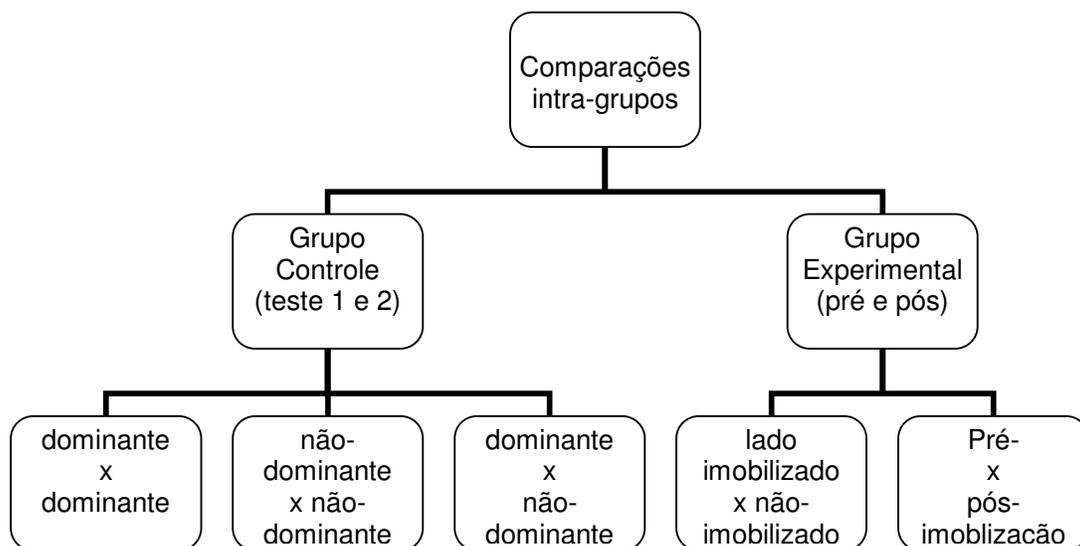
a compreensão dos efeitos do uso reduzido sobre a musculatura de membros superiores seja tão importante quanto entender os efeitos da imobilização nos membros inferiores, visto que os mesmos estão envolvidos em importantes atividades de vida diárias (KITAHARA et al., 2003). Além disso, como o uso dos segmentos corporais em seres humanos nessas atividades de vida diárias é diferenciado, seria aceitável supor que as adaptações estrutural-funcionais são diferentes quando membros superiores e inferiores são submetidos a um período semelhante de imobilização ou de redução de uso.

Portanto, o presente estudo foi proposto a fim de determinar os efeitos de 14 dias de imobilização da articulação do cotovelo na função muscular de indivíduos saudáveis.

## 2.1 OBJETIVOS

- (1) Comparar os valores de torque máximo absoluto dos grupos musculares flexor e extensor da articulação do cotovelo;
- (2) Comparar a Relação Torque-Ângulo dos grupos musculares flexor e extensor da articulação do cotovelo;
- (3) Comparar o valor *Root Mean Square* (RMS) dos músculos bíceps braquial (porções longa e curta), braquiorradial e tríceps braquial (porções curta e longa) obtidos em todos os ângulos avaliados.

A fim de testar os objetivos acima, os seguintes desenhos experimentais foram adotados:



## 2.2 HIPÓTESES

Baseado na idéia de que um período de 14 dias de imobilização altera a estrutura muscular, e que isso deverá resultar em uma alteração na função muscular as seguintes hipóteses foram formuladas:

H<sub>1</sub> – Não deverá existir diferença entre os grupos controle e experimental, no primeiro teste, tanto para os dados absolutos, quanto para os normalizados. Além disto, sabendo-se que o grupo controle não sofreu nenhuma intervenção durante o período de testes, também não deverá ocorrer diferença entre os testes 1 e 2 para este grupo;

H<sub>2</sub> - Considerando-se que a imobilização articular resulta em hipotrofia muscular associada à redução da capacidade de produção de força (MCDOUGALL et al., 1980), espera-se que a média dos valores de torque máximo absolutos dos grupos musculares flexor e extensor da articulação do cotovelo do membro superior submetido à imobilização seja menor, quando comparada à média dos valores de torque máximos absolutos (a) do lado não-imobilizado; (b) do lado imobilizado no período pré-imobilização, e (c) do segundo teste do grupo controle;

H<sub>3</sub> - Sabendo-se que somente ocorre deslocamento das curvas tensão-comprimento passiva e ativa para a esquerda quando um músculo é imobilizado em posição encurtada, o que indica que o músculo adapta-se a posição de imobilização (WITZMANN et al., 1982), espera-se que não ocorra deslocamento da relação torque-ângulo dos grupos musculares flexor e extensor da articulação do cotovelo do membro superior submetido à imobilização quando comparada à relação torque-ângulo (a) do lado não-imobilizado; (b) do lado imobilizado no período pré-imobilização, e (c) do grupo controle, no segundo teste, tendo em vista que a posição de imobilização do cotovelo foi a posição neutra ou intermediária;

H<sub>4</sub> - Tendo em vista que um período de redução de uso provoca, além da redução da capacidade de produção de força, uma redução no comando neural (DUCHATEAU e HAINAUT, 1987; YUE et al., 1997), acredita-se que deverá ocorrer uma redução do valor RMS da contração voluntária máxima isométrica obtida em todos os ângulos avaliados neste estudo, quando comparado ao valor RMS (a) do lado não-imobilizado; (b) do lado imobilizado no período pré-imobilização, e (c) do grupo controle, no segundo teste.

## **2.3 METODOLOGIA**

### **2.3.1 Caracterização da Pesquisa**

Este trabalho é caracterizado como um estudo quase experimental, de corte longitudinal.

### **2.3.2 População e Amostra**

A população deste estudo foi composta de indivíduos saudáveis, sem comprometimento dos membros superiores. A amostra deste estudo foi composta de 18 sujeitos do sexo masculino, selecionados intencionalmente, e distribuídos em um grupo controle (11 sujeitos) e em um grupo experimental (sete sujeitos). Todos os sujeitos avaliados eram destros, de modo que, no grupo experimental, o membro superior esquerdo foi imobilizado em todos os casos.

Constituíram critérios de exclusão: histórico clínico de cirurgia ou trauma físico de qualquer espécie, qualquer tipo de lesão neuromuscular, indivíduos que estivessem passando por cateterismo venoso central, diagnóstico de câncer,

histórico familiar de tromboembolismo venoso. Uma vez que estes critérios constituem fatores de risco para ocorrência de trombose venosa profunda, a exclusão desses indivíduos foi necessária a fim de prevenir o efeito aumentado da trombose em associação à imobilização (MARTINELLI et al., 1997; JOFFE, 2004; BLOM et al., 2005). Além desses critérios, a prática de atividade física específica para os membros superiores, também constituiu fator de exclusão da amostra.

Todos os sujeitos assinaram um Termo de Consentimento Informado concordando em participar do estudo, o qual foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (ANEXOS A1 e A2) previamente à realização dos testes (parecer n° 2005502).

### **2.3.3 Imobilização**

O membro superior não-dominante de cada sujeito foi imobilizado em um serviço clínico especializado, por meio da colocação de uma tala gessada da região axilar até a articulação rádio-cárpica por um período de duas semanas (14 dias). A articulação do ombro foi mantida livre, a articulação do cotovelo foi fixada em um ângulo de 90°, a articulação rádio-ulnar foi mantida em posição neutra, a articulação radio-cárpica e os dedos permaneceram livres para movimentação (Figura 1). O membro superior dominante também foi avaliado para servir de controle em algumas comparações. Como a imobilização acarreta uma redução temporária (mas reversível) da função muscular, optou-se pela imobilização do lado não-dominante do grupo experimental, a fim de minimizar possíveis prejuízos nas atividades de vida diárias dos sujeitos voluntários.



Figura 1: Modelo da posição de imobilização utilizada neste estudo.

### **2.3.4 Aquisição dos Dados**

#### **2.3.4.1 Perimetria**

A medida de perimetria foi realizada nas duas avaliações, em ambos os membros superiores, por meio de uma fita métrica. Foram tomadas quatro medidas a partir do olécrano da ulna, com incrementos de cinco centímetros entre as medidas.

#### **2.3.4.2 Dinamometria**

A capacidade de produção de força dos grupos musculares flexor e extensor da articulação do cotovelo foi avaliada por meio de um dinamômetro isocinético Cybex, modelo NORM (*Lumex & Co.*, Ronkonkoma, NY, EUA). O posicionamento de cada sujeito foi realizado da seguinte forma: (1) o teste foi realizado em decúbito dorsal; (2) a articulação do ombro foi mantida em um ângulo de 45°; (3) a articulação rádio-ulnar foi mantida em um ângulo neutro, assim como a articulação do punho; (4). O dinamômetro foi posicionado de modo que o eixo de rotação do aparelho estivesse alinhado com o eixo de rotação aparente da articulação do cotovelo (Figura 2).

Um cabo acoplado à interface auxiliar do dinamômetro isocinético, permitiu que as informações de torque fossem passadas para um conversor analógico-digital. Os sinais de torque assim obtidos foram armazenados, juntamente com os sinais eletromiográficos, em um computador do tipo Celeron (1000 MHz) para posterior análise.



Figura 2: Posicionamento do sujeito no dinamômetro isocinético.

#### 2.3.4.3 Eletromiografia

Um sistema de eletromiografia (EMG; Bortec Eletronics Inc., Canadá) de oito canais foi utilizado para a aquisição dos sinais eletromiográficos. Os sinais de ativação elétrica dos músculos flexores e extensores da articulação do cotovelo foram monitorados por pares de eletrodos de superfície passivos Kendall (MEDITRACE- 100; Ag/AgCl; diâmetro de 2 centímetros, distância intereletrodos de 2,2cm) em configuração bipolar. Os eletrodos foram alinhados longitudinalmente às fibras musculares e fixados sobre a pele recobrimo o ventre mais proeminente dos músculos bíceps braquial (BC) - porções curta e longa, braquiorradial (BR) e tríceps braquial (TC) - porções curta e longa. Um eletrodo de referência foi posicionado na pele recobrimo o olécrano da ulna (Figura 3).

Anteriormente à colocação dos eletrodos, a impedância elétrica da pele foi reduzida por meio da raspagem dos pêlos com lâmina descartável e da limpeza da

pele com álcool, a fim de remover as células mortas e a oleosidade 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).

O programa WINDAQ (*Dataq Instruments, Inc. Akron, EUA*) foi utilizado para a aquisição de dados, e os sinais de torque e eletromiografia foram armazenados em um computador Celeron (1000 MHZ) para posterior análise.

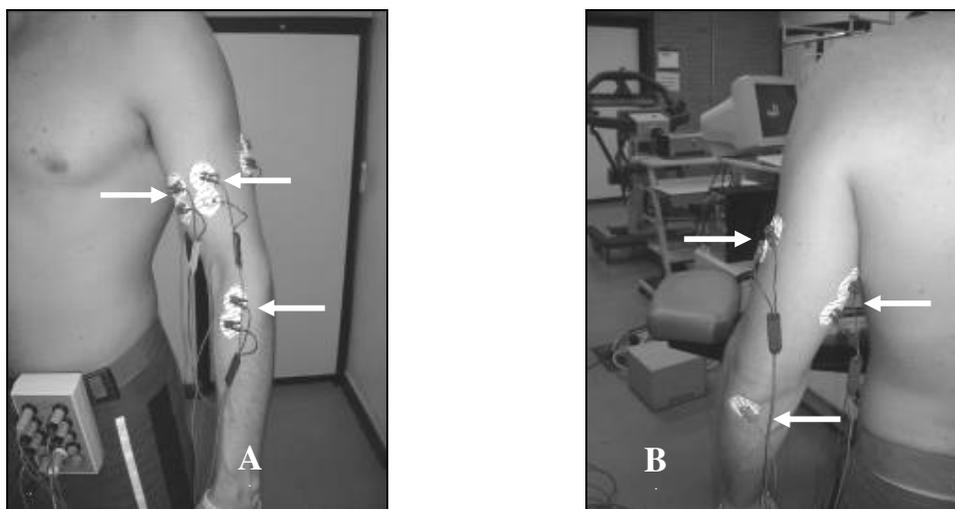


Figura 3: Posicionamento dos eletrodos de eletromiografia. (A) bíceps braquial (porções curta e longa) e braquiorradial e (B) tríceps braquial (porções curta e longa) e eletrodo de referência.

### 2.3.5 Protocolo

Ao chegar ao laboratório, os equipamentos em que foram executados os testes foram apresentados a cada sujeito, e foi entregue o Termo de Consentimento Informado, solicitando a concordância em participar como sujeito do experimento.

A seguir, foram anotados os dados pessoais, e cada sujeito foi preparado para os testes, por meio da preparação da pele para colocação dos eletrodos de EMG conforme descrito no item 2.3.4.2. Para que houvesse a garantia de que os sinais eletromiográficos adquiridos no segundo teste fossem procedentes do mesmo local, uma caneta a prova de água foi utilizada para marcação da posição dos eletrodos, de modo que no grupo experimental foi possível realizar um posicionamento semelhante entre o teste pré- e o pós-imobilização. O mesmo procedimento foi adotado para o grupo controle; no entanto, não foi possível um controle preciso desta marcação, semelhante ao do grupo experimental, tendo em vista o desaparecimento da marca, decorrente da limpeza da pele durante a higiene pessoal diária dos sujeitos, de modo que para o grupo controle foram utilizadas as janelas resultantes da tricotomia para reposicionamento dos eletrodos.

A respeito da utilização da comparação do sinal eletromiográfico, em diferentes dias, é bastante controversa na literatura, entretanto a confiabilidade dessa análise foi evidenciada no estudo de Mathur et al. (2005), que constataram que o valor RMS e a MDF normalizados dos músculos do quadríceps podem ser mensurados ao longo de diferentes dias durante contrações isométricas.

Após o término do teste, todos os sujeitos do grupo experimental foram conduzidos a um serviço de ortopedia para a colocação da tala gessada. Duas semanas após, os sujeitos foram orientados a retornar ao serviço para retirada da fixação e encaminhamento imediato para o laboratório, onde foram repetidos os

testes. Para o grupo controle foi apenas observado um período de 14 dias entre os dois testes, e da mesma forma que grupo experimental, os dois membros superiores foram avaliados. A segunda avaliação do grupo experimental foi realizada aproximadamente duas horas após a retirada da imobilização. Este intervalo foi empregado para que os sujeitos recuperassem plenamente sua amplitude de movimento, assim como sentissem segurança para realização das contrações máximas do protocolo. Na tabela 1 está representado o protocolo que foi seguido neste estudo.

Tabela 1: Esquema do protocolo desenvolvido neste estudo.

<b>Primeiro dia</b>	Avaliação dos grupos controle e experimental (teste um)	Imobilização do grupo experimental
<b>Após 14 dias</b>	Retirada da imobilização do grupo experimental	Reavaliação dos grupos controle e experimental (teste dois)

Para a avaliação do torque máximo, foram solicitadas três contrações isométricas voluntárias máximas (CVMs) dos músculos flexores e extensores do cotovelo, no ângulo de 90° de flexão (0° = extensão completa do cotovelo), por um período de cinco segundos cada. O maior valor de torque obtido entre estas três contrações foi considerado como a CVM e utilizado nas análises.

Para a avaliação da relação torque-ângulo, cada sujeito realizou uma contração isométrica voluntária máxima dos grupos musculares flexor e extensor da articulação do cotovelo em cinco ângulos articulares: 0° (extensão completa), 30°, 60°, 90° e 120° de flexão. Para cada avaliação, a ordem dos ângulos foi determinada de forma

aleatória por meio de sorteio. Um intervalo de dois minutos foi observado entre cada CVM, e entre as contrações da relação T-A para prevenir possíveis efeitos da fadiga. Ao final do teste, o primeiro ângulo de teste foi testado novamente para verificar a existência do efeito de fadiga. Caso ocorresse diferença significativa entre a primeira e a última repetição, após a análise dos dados, ter-se-ia considerado a ocorrência de fadiga e o teste seria excluído do estudo.

### **2.3.6 Análise dos Dados**

#### **2.3.6.1 Torque**

O valor de torque mais elevado das três CVMs isométricas foi utilizado para análise. Foram calculados a média e o desvio padrão da média do torque relativo à contração voluntária máxima atingida pelos sujeitos.

A relação torque-ângulo foi obtida a partir do torque máximo atingido em cada um dos ângulos testados. A média e o desvio padrão foram calculados para cada um dos grupos e situações de estudo.

#### **2.3.6.2 Eletromiografia**

Os valores RMS dos sinais eletromiográficos foram obtidos de recortes de um segundo de duração (recorte correspondente a 2000 pontos) das contrações voluntárias máximas isométricas de cinco segundos de duração, eliminando-se o início e o fim da contração (Figura 4). Sendo assim, foram analisados apenas os sinais obtidos durante o platô do sinal de força (VAZ et al., 1996).

O programa Matlab (versão 7.0) foi utilizado para processar o sinal eletromiográfico. Os passos usados para a análise deste registro foram os seguintes: (a) a linha de base de cada sinal foi posicionada na escala zero; (b) os ganhos utilizados durante a aquisição dos sinais foram removidos, para que o sinal retornasse ao seu tamanho original; (c) o sinal foi submetido a um filtro digital passa-banda do tipo *butterworth*, de ordem cinco, com uma frequência de corte inferior de 10 Hz e superior de 500 Hz; (d) foi realizada uma análise via *FFT* (Transformada Rápida de Fourier), 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) esses ruídos foram eliminados sempre que foram detectados a partir de nova filtragem utilizando um filtro rejeita-banda; (f) foram recortados os intervalos dos sinais a serem utilizados para a análise; (g) foram calculados os valores *root mean square* (RMS) do sinal eletromiográfico. A rotina elaborada para análise do sinal eletromiográfico nos diferentes ângulos articulares está apresentada no ANEXO B.

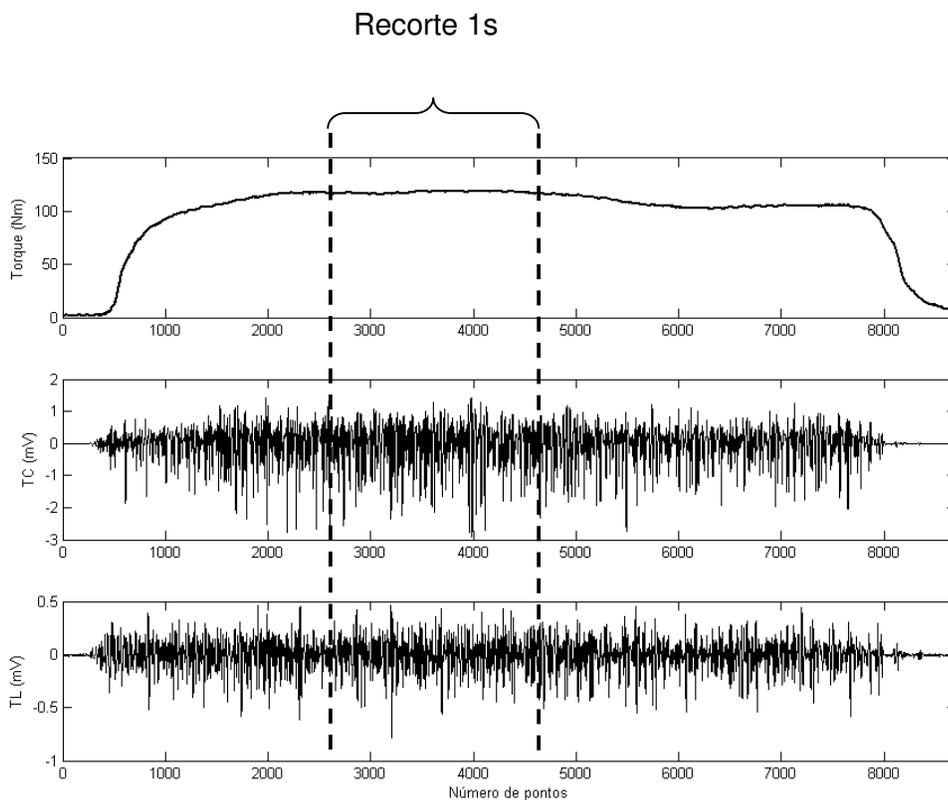


Figura 4: Sinais de torque extensor isométrico e de eletromiografia e recorte do sinal a partir do platô de força. TC = tríceps porção curta e TL = tríceps porção longa.

Os sinais de torque e de EMG foram normalizados em função da CVM obtida em 90° de cada sujeito, a fim de que se pudesse comparar as alterações das propriedades mecânicas e elétricas dos sujeitos dos diferentes grupos, e entre os mesmos sujeitos de um grupo nos períodos pré- e pós-imobilização.

### 2.3.7 Análise Estatística

As variáveis quantitativas foram descritas através de média e desvio padrão da média.

Para a verificação da normalidade e da homogeneidade dos dados foram utilizados os testes de Shapiro-Wilk e de Levene, respectivamente. Estes testes foram eleitos em função do tamanho da amostra.

As pressuposições do modelo de análise de variância para medidas repetidas foram avaliadas por meio do Teste de Mauchly de Esfericidade. No caso de ausência de esfericidade, o teste de Greenhouse-Geisser foi adotado.

A Análise de Variância para medidas repetidas *three-way* foi utilizada para comparar torque absoluto, torque normalizado e valor RMS em relação ao grupo, ao teste e ao ângulo. Quando significativa a interação entre os fatores, a Análise de Variância para medidas repetidas *one-way* ou o teste t de *student* foram aplicados. Para a avaliação *post-hoc*, o teste de Bonferroni foi utilizado.

Para comparar torque absoluto, torque normalizado e valor RMS entre os lados dominante e não-dominante de cada grupo, o teste t de *student* para amostras pareadas foi aplicado.

O nível de significância adotado foi de 5%, e as análises foram realizadas no programa SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) versão 10.0.

## 2.5 RESULTADOS

Após a análise dos dados foram detectados problemas técnicos (tais como ruído excessivo, ausência de sinal, picos de sinal não reconhecido) na aquisição dos sinais eletromiográficos, de forma que a utilização de alguns resultados foi inviabilizada; portanto, o número de indivíduos variou em cada uma das variáveis do estudo. Em razão disto, o número de sujeitos utilizado para cada análise foi indicado nas Figuras.

### 2.5.1 Dados antropométricos

A Tabela 2 apresenta os dados referentes à caracterização da amostra. Na avaliação inter-grupos não foi observada diferença entre os grupos avaliados no período pré-treinamento, de modo que os resultados obtidos no período pós-imobilização não podem ser atribuídos a diferenças pré-existentes entre os grupos.

Tabela 2: Caracterização da amostra (média  $\pm$  DP).

	<b>Controle</b>	<b>Experimental</b>
<b>Idade</b>	25,55 $\pm$ 4,59	30,43 $\pm$ 7,66
<b>Massa corporal (kg)</b>	86,83 $\pm$ 6,37	78,92 $\pm$ 3,54
<b>Estatura (cm)</b>	177 $\pm$ 10,97	179,50 $\pm$ 6,24

As Tabelas 3 e 4 apresentam os valores obtidos da perimetria, somente do lado imobilizado do grupo experimental nos períodos pré- e pós-imobilização. Não houve diferença significativa nesta medida, entre os períodos avaliados.

Tabela 3: Perimetria (em cm) do braço imobilizado, medida a partir de cinco cm acima do olécrano da ulna, nos períodos pré- e pós-imobilização (média±DP).

	Distância acima do olécrano (cm)			
	5	10	15	20
<b>Pré-imobilização</b>	27,50±0,50	29,17±0,29	30,50±1,41	31,17±1,15
<b>Pós-imobilização</b>	27,35±1,59	29,12±1,64	30,65±2,11	31,92±2,27

Tabela 4: Perimetria (em cm) do antebraço imobilizado, medida a partir de cinco cm abaixo do olécrano da ulna, nos períodos pré- e pós-imobilização (média±DP).

	Distância abaixo do olécrano (cm)			
	5	10	15	20
<b>Pré-imobilização</b>	28,33±0,58	27,33±1,61	24,17±2,36	20,07±1,40
<b>Pós-imobilização</b>	27,80±1,09	26,98±0,89	23,53±1,42	19,88±1,38

### 5.2.2 Dados de torque

Na comparação intra-grupos dos valores de torque, não foram encontradas diferenças significativas entre os valores da primeira CVM e da última CVM durante o protocolo de determinação da relação torque-ângulo em ambos os grupos avaliados, de modo que não houve interferência da fadiga nos resultados, e todos os testes foram mantidos no estudo.

As Tabelas 5 e 6 apresentam os valores absolutos de torque máximo de flexores e extensores da articulação do cotovelo, no ângulo de 90°, nas duas avaliações realizadas em ambos os grupos. Pode-se observar que houve um decréscimo do torque produzido no lado não-dominante após a imobilização no grupo experimental, tanto para flexores (15%) quanto para extensores (17%). Concomitantemente, pode-se notar que houve um pequeno aumento do torque

absoluto obtido no lado contralateral do grupo experimental de 3,33 e 9,42%, para flexores e extensores do cotovelo direito, respectivamente (Tabelas 7 e 8).

Tabela 5: Torque máximo absoluto produzido no ângulo de 90°, para flexores do cotovelo (média±DP). Teste um indica a primeira avaliação e teste dois, a segunda avaliação. \* indica  $p<0,05$ .

<b>Torque absoluto</b>				
<b>Teste</b>	<b>Controle</b>		<b>Experimental</b>	
	<b>Dominante</b>	<b>Não-dominante</b>	<b>Dominante</b>	<b>Não-dominante</b>
1	75±16	69±17	75±15	74±10*
2	77±21	72±16	76±12	62±11*

Tabela 6: Torque absoluto máximo, produzido no ângulo de 90°, para extensores do cotovelo (média±DP). Teste um indica a primeira avaliação e teste dois, a segunda avaliação. \* indica  $p<0,05$ .

<b>Torque absoluto</b>				
<b>Teste</b>	<b>Controle</b>		<b>Experimental</b>	
	<b>Dominante</b>	<b>Não-dominante</b>	<b>Dominante</b>	<b>Não-dominante</b>
1	62±15	60±13	59±16	60±10*
2	69±20	65±16	63±16	49±6*

Na comparação intra-grupos do torque flexor máximo absoluto, não foi encontrada diferença entre os testes realizados no grupo controle, exceto na flexão do lado dominante no ângulo de 120° ( $p=0,009$ ), e no lado não-dominante no ângulo de 0° ( $p=0,02$ ). Os valores referentes ao torque máximo absoluto obtido nesse grupo estão apresentados no ANEXO C1. O comportamento da capacidade de produção de força observado no grupo controle foi semelhante ao encontrado no grupo experimental, descrito a seguir.

Em relação ao grupo experimental, a Figura 5 é representativa dos valores absolutos da relação torque-ângulo dos flexores do cotovelo no lado não-dominante, obtidos nas duas avaliações (pré- e pós-imobilização). Em ambas as avaliações, pode-se observar um incremento inicial do torque com o aumento do comprimento muscular (do ângulo de 120° para 90°), seguido de declínio do torque com aumentos subseqüentes do comprimento muscular. É possível verificar redução generalizada do torque, em todos os ângulos articulares (0°,  $p= 0,029$ ; 30°,  $p= 0,023$ ; 60°,  $p= 0,012$ ; 90,  $p= 0,014$ ; 120°,  $p= 0,042$ ), entre os períodos pré- e pós-imobilização. A comparação entre os lados dominante e não-dominante revelou que o torque foi menor no lado não-dominante após a imobilização para o grupo experimental, nos ângulos de 60° ( $p=0,09$ ), 90° ( $p=0,018$ ) e 120° ( $p=0,03$ ).

Na comparação inter-grupos, foi observado que o torque de flexores no ângulo de 120° foi menor em ambos os lados, no grupo controle, em comparação com o grupo experimental ( $p=0,045$ ) no primeiro teste. No segundo teste, o grupo controle obteve maior torque no lado não-dominante, em comparação com o grupo experimental, no ângulo de 60° ( $p=0,039$ ).

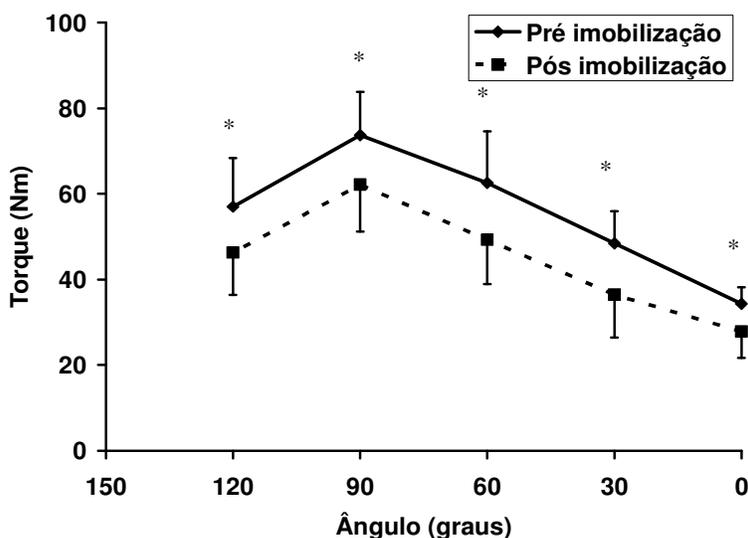


Figura 5: Relação torque-ângulo dos valores absolutos dos músculos flexores do cotovelo esquerdo do grupo experimental (média±DP). \*  $p < 0,05$  entre os testes.  $n=7$

Na análise do grupo muscular extensor da articulação do cotovelo, observou-se um aumento da produção de torque nos dois grupos à medida que o músculo era alongado (de  $0^\circ$  a  $90^\circ$ ), o torque máximo foi atingido no ângulo de  $90^\circ$  e houve redução do torque com aumentos subseqüentes de comprimento dos extensores. Na comparação intra-grupos não foi encontrada diferença significativa para o torque entre os testes 1 e 2 realizados no grupo controle (ANEXO C1).

Para o grupo experimental, a Figura 6 apresenta a relação T-A dos valores absolutos atingidos pelo grupo muscular extensor do cotovelo do lado não-dominante. Houve redução do torque nos ângulos  $0^\circ$  ( $p= 0,026$ ),  $30^\circ$  ( $p= 0,037$ ),  $90^\circ$  ( $p= 0,007$ ) e  $120^\circ$  ( $p= 0,029$ ) entre os períodos pré- e pós-imobilização.

Além disso, foi constatada redução do torque entre os lados dominante e não-dominante do teste dois nos ângulos de 0° ( $p= 0,031$ ), 60° ( $p= 0,006$ ), 90° ( $p= 0,026$ ) e 120° ( $p= 0,048$ ).

Na comparação inter-grupos dos extensores do lado não-dominante, observou-se redução do torque do grupo experimental nos ângulos de 60° ( $p= 0,022$ ), 90° ( $p= 0,013$ ) e 120° ( $p= 0,011$ ), quando comparado ao torque obtido pelo grupo controle no teste dois. Os dados referentes ao lado dominante do grupo experimental estão apresentados no ANEXO C2, porém como não apresentaram resultados expressivos, não serão discutidos.

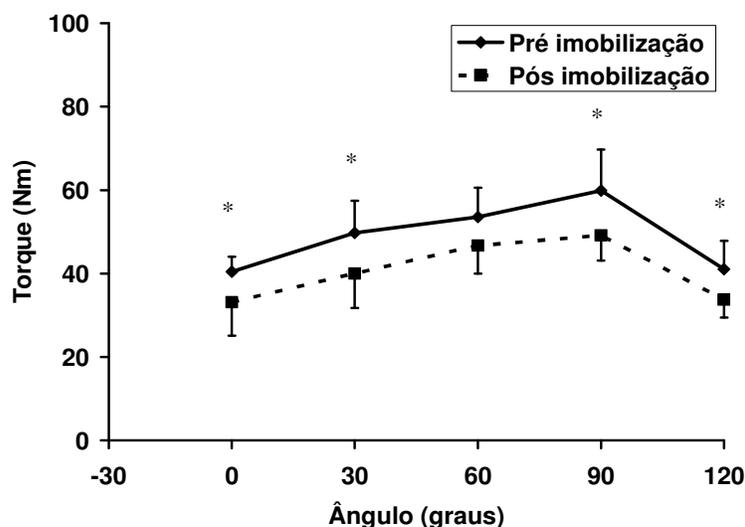


Figura 6: Relação torque-ângulo dos valores absolutos dos músculos extensores do cotovelo esquerdo do grupo experimental (média±DP). \*  $p < 0,05$  entre os testes.  $n=7$

Para que se tenha uma clara visualização das alterações do torque do segundo teste em relação ao primeiro teste, a Tabela 7 apresenta a diferença percentual do torque absoluto de flexores da articulação do cotovelo para cada ângulo articular, em ambos os grupos avaliados. Nota-se que as maiores diferenças foram encontradas no ângulo articular de 120° para o grupo controle, onde pode ser observado um aumento de 25-26% nos dois lados para esse grupo. Já no grupo experimental foi encontrada uma redução mais elevada do torque no ângulo de 30° (redução de 24%) do lado imobilizado (não-dominante); entretanto, todos os ângulos desse lado apresentaram redução do torque nesse grupo (o que não ocorreu no lado não-imobilizado e nos dois lados do grupo controle).

Tabela 7: Diferença percentual do torque absoluto de flexores do cotovelo do teste dois em relação ao teste um, para cada ângulo avaliado. Valores negativos indicam redução, e valores positivos aumento de torque.

Ângulo (°)	Diferença de torque (%)			
	Controle		Experimental	
	Dominante	Não-dominante	Dominante	Não-dominante
0	0	-11	-2	-18
30	-4	-5	0	-24
60	-2	-1	2	-20
90	4	11	3	-15
120	26	25	-1	-17

Do mesmo modo, a Tabela 8 apresenta os valores relativos para extensores da articulação do cotovelo. Pode-se observar aumento substancial do torque (20%) somente no lado não-dominante do grupo controle no ângulo de 120°. Também observamos que no grupo controle ocorreu menor variação do torque, na maioria dos casos em direção a um aumento da produção de força. Um comportamento semelhante foi observado para o lado não-imobilizado do grupo experimental. No

entanto, houve redução do torque em todos os ângulos articulares do lado imobilizado do grupo experimental. A maior perda de torque no grupo experimental foi observada nos ângulos de 0° e 30° (18% em ambos), enquanto a menor redução ocorreu no ângulo de 60° (11%) no lado imobilizado.

Tabela 8: Diferença percentual do torque absoluto de extensores do cotovelo do teste dois em relação ao teste um, para cada ângulo avaliado. Valores negativos indicam redução, e valores positivos aumento de torque.

<b>Diferença de torque (%)</b>				
<b>Ângulo (°)</b>	<b>Controle</b>		<b>Experimental</b>	
	<b>Dominante</b>	<b>Não-dominante</b>	<b>Dominante</b>	<b>Não-dominante</b>
0	1	5	8	-18
30	5	-6	1	-18
60	8	2	8	-11
90	10	10	9	-17
120	6	20	-3	-16

Em relação aos dados normalizados, ambos os grupos avaliados obtiveram comportamentos semelhantes, e em todos os casos avaliados não encontramos diferenças significativas (comparações intra- e inter-grupos). Em função disso, optou-se por apresentar na forma de gráficos somente os resultados do grupo experimental.

A Figura 7 representa a relação T-A normalizada pelo torque máximo dos músculos flexores do cotovelo esquerdo do grupo experimental. Na análise estatística não foram encontradas diferenças significativas entre os períodos pré- e pós-imobilização.

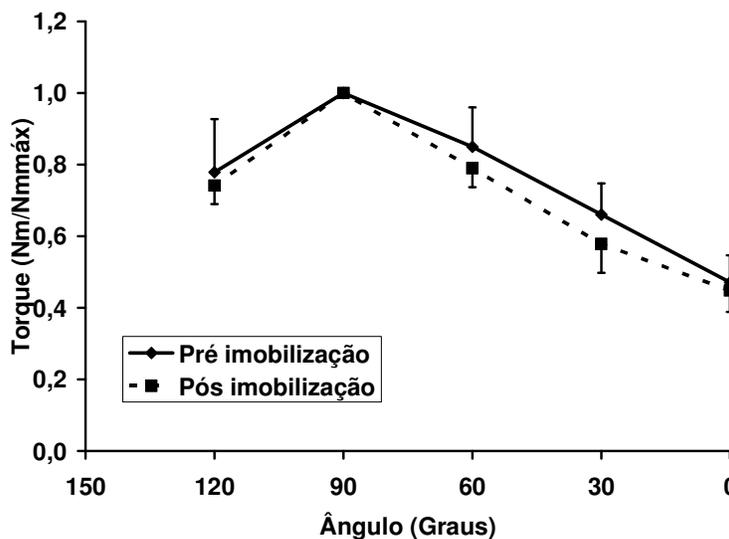


Figura 7: Relação torque-ângulo normalizada pelo torque máximo dos músculos flexores do cotovelo esquerdo do grupo experimental (média±DP). n= 7

A Figura 8 indica os resultados da relação T-A normalizada de extensores do lado não-dominante do grupo experimental. Não houve diferença significativa entre as avaliações. Os gráficos relativos aos resultados do grupo controle e do lado dominante do grupo experimental não estão representados nesta seção em função de que não foram encontradas diferenças significativas; porém, encontram-se nos ANEXOS C3 e C4.

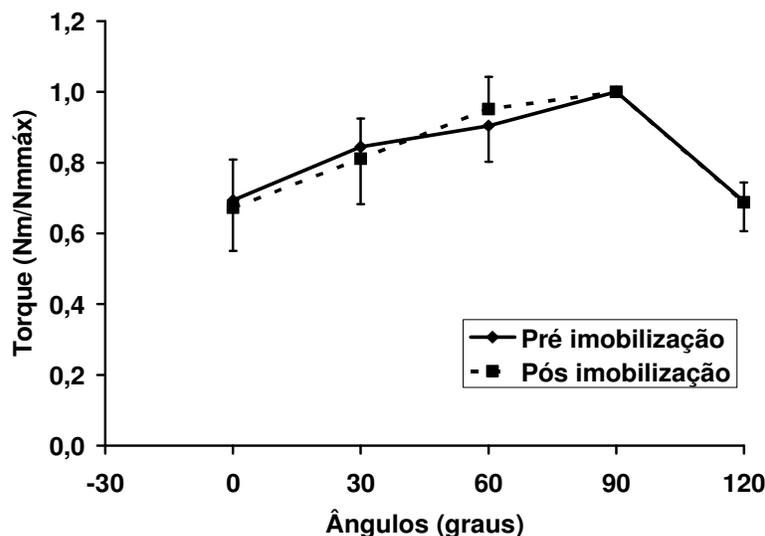


Figura 8: Relação torque-ângulo normalizada pelo torque máximo dos músculos extensores do cotovelo esquerdo do grupo experimental (média±DP). n= 7

### 5.2.3 Dados eletromiográficos

As Figuras de 9 a 13 apresentam os resultados normalizados do valor RMS referentes aos músculos bíceps braquial porção curta, bíceps braquial porção longa, braquiorradial, tríceps braquial porção curta e tríceps braquial porção longa. Estes gráficos são referentes apenas ao lado não-dominante do grupo experimental, nos períodos pré- e pós-imobilização, tendo em vista que não foram encontradas diferenças significativas entre o grupo controle e o experimental, tampouco entre os períodos pré- e pós-imobilização no grupo experimental (comparações intra- e inter-grupos), e os resultados do lado não-dominante do grupo experimental são, portanto, representativos dos resultados dos dois lados, em ambos os grupos. Optou-se por apresentar as Tabelas contendo os demais resultados nos ANEXOS C5 e C6.

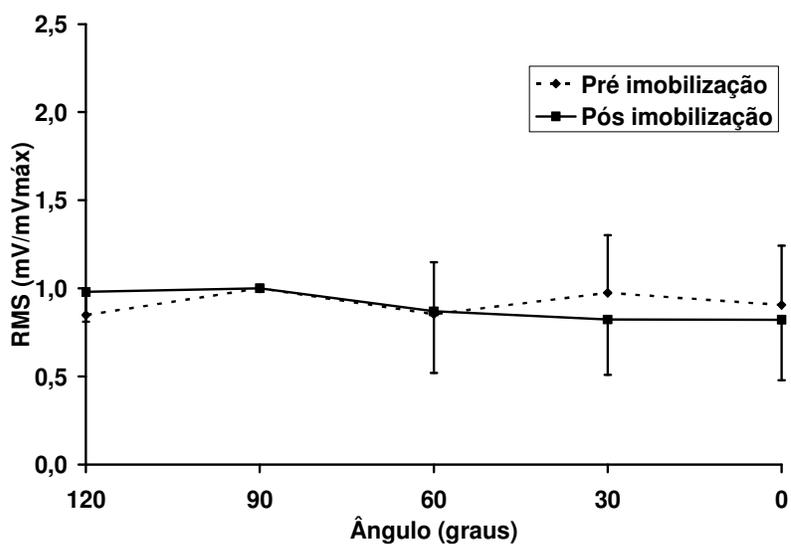


Figura 9: Valores RMS do músculo bíceps braquial (porção curta), normalizados pelo valor RMS da CVM do lado não-dominante do grupo experimental (média±DP). n= 7

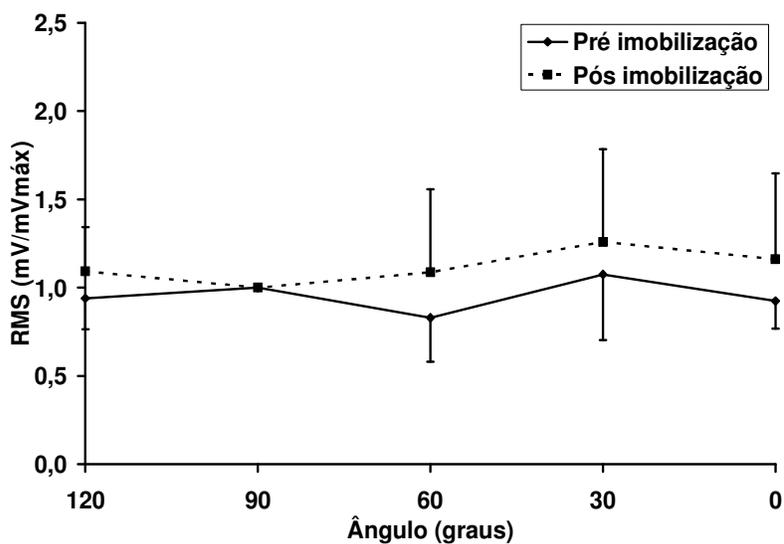


Figura 10: Valores RMS do músculo bíceps braquial (porção longa), normalizados pelo valor RMS da CVM do lado não-dominante do grupo experimental (média±DP). n= 7

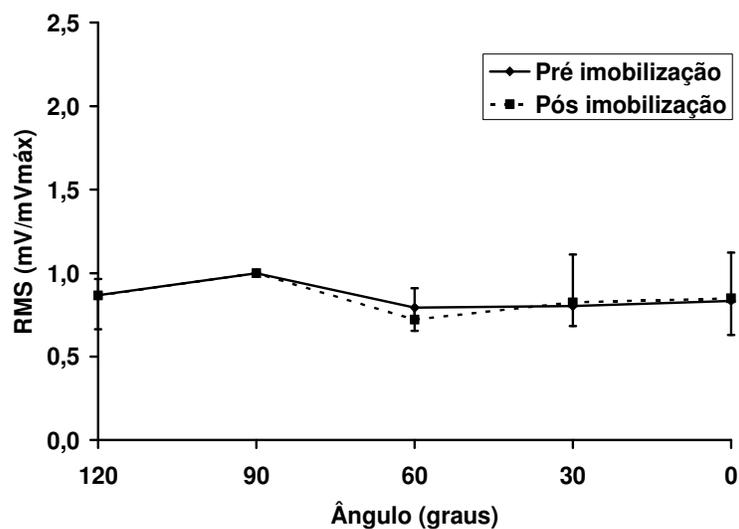


Figura 11: Valores RMS do músculo braquiorradial, normalizados pelo valor RMS da CVM do lado não-dominante do grupo experimental (média  $\pm$  DP). n= 7

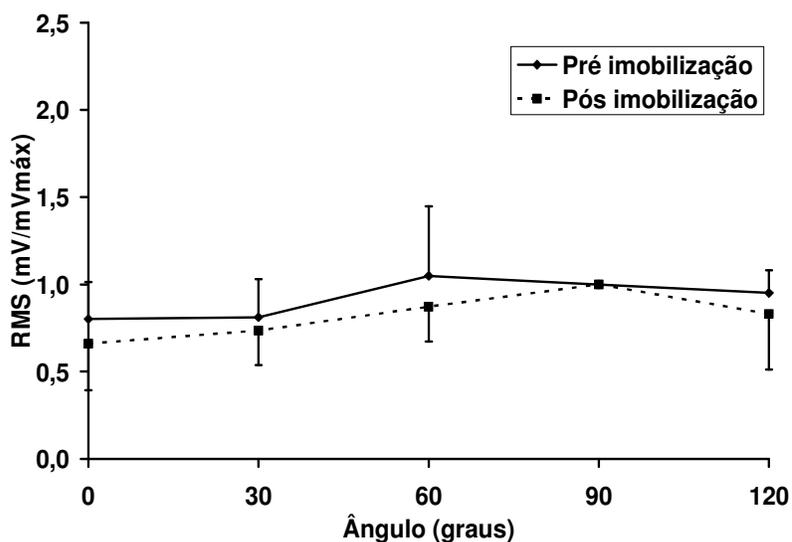


Figura 12: Valores RMS do músculo tríceps braquial (porção curta), normalizados pelo valor RMS da CVM do lado não-dominante do grupo experimental (média  $\pm$  DP). n= 7

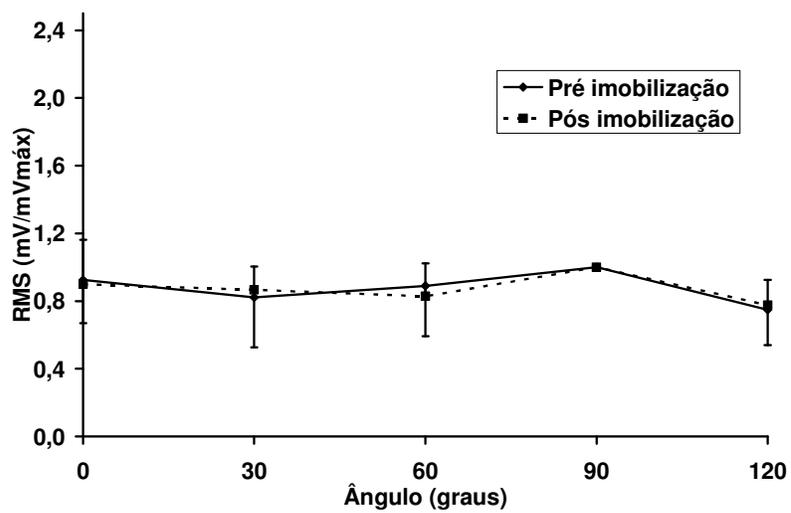


Figura 13: Valores RMS do músculo tríceps braquial (porção longa), normalizados pelo valor RMS da CVM do lado não-dominante do grupo experimental (média±DP). n= 7

## 2.6 DISCUSSÃO

O objetivo geral deste estudo foi investigar os efeitos da imobilização nas propriedades mecânicas e elétricas dos grupos musculares flexor e extensor da articulação do cotovelo em indivíduos saudáveis. As propriedades mecânicas dos músculos esqueléticos têm sido objetos de estudo em diferentes situações, a fim de verificar a adaptação muscular as diferentes demandas funcionais, portanto, o primeiro estudo proposto foi verificar a influência da imobilização na produção de torque e na relação torque-ângulo dos músculos da articulação do cotovelo.

Esperava-se que na primeira avaliação os grupos em estudo não apresentassem diferença na produção de torque (resultados absolutos e normalizados). Uma vez que houve diferença entre os grupos em apenas um ângulo articular ( $120^{\circ}$ ), durante a flexão de cotovelo, na análise do primeiro teste de torque máximo absoluto, podemos considerar que nossa primeira hipótese foi confirmada.

Para a comparação dos valores de torque máximo dos grupos musculares flexor e extensor da articulação do cotovelo, nossa segunda hipótese era de que a média dos valores de torque máximo dos grupos musculares avaliados no lado imobilizado do grupo experimental fosse menor em comparação ao lado não-imobilizado, ao lado imobilizado antes da colocação tala gessada, e por fim, que esse torque fosse menor no lado imobilizado do grupo experimental quando comparado ao grupo controle.

Evidências de que ocorreu redução dos valores médios de torque absoluto máximo no lado imobilizado do grupo experimental para as comparações acima foram apresentadas nas Tabelas 7 e 8. Além disto, as Figuras 5 e 7 apresentam redução nos valores absolutos de torque máximo de flexores e extensores do lado

imobilizado quando comparado ao não-imobilizado em todos os ângulos avaliados. Portanto, os resultados obtidos indicam que a segunda hipótese foi confirmada.

Os resultados da avaliação do torque máximo deste estudo foram inferiores (redução de 15,46 e 16,81% para flexores e extensores, no ângulo de 90°), quando comparamos com estudos realizados em membros inferiores, tal como no trabalho de Hortobágyi et al. (2000) que encontrou redução de 47% da força máxima após imobilização da articulação do joelho; entretanto, o tempo de imobilização nesse estudo foi de três semanas, o que pode explicar essa redução mais elevada. No entanto, nossos resultados de redução de torque pós-imobilização estão de acordo com o que tem sido proposto na literatura, onde se afirma que a perda de força se dá principalmente nos primeiros dias da imobilização, e que ocorre de 1 a 6% de perda por dia (MÜLLER, 1970).

Uma explicação possível para essa maior redução do torque em membros inferiores quando comparada com membros superiores pode ser devido à maior sobrecarga para sustentação do peso corporal existente nos membros inferiores, e que pode ser um fator determinante na adaptação do músculo ao desuso. Fuglevand et al. (1995), por exemplo, ao avaliarem as conseqüências da imobilização dos dedos polegar e indicador, não observaram diferença significativa durante a realização de contrações voluntárias máximas de abdução dos dedos. Yue et al. (1997) também acreditam que músculos que exercem sustentação de peso sofrem maior hipotrofia quando os níveis normais de uso são reduzidos. Sendo assim, os resultados deste estudo dão suporte à teoria de que os músculos dos membros inferiores sofrem maior influência da imobilização. Os resultados dos estudos em membros superiores apresentam valores percentuais de redução da força entre 18 e 55%, o que revela que a metodologia empregada em cada caso também exerce

influência nos resultados de torque máximo (MCDOUGALL et al., 1977; DUCHATEAU e HAINAUT, 1987; SEMMLER et al., 2000; KITAHARA et al., 2003).

A literatura científica indica como possíveis causas para a redução de força a redução da massa muscular e a alteração no comando neural (HATHER et al., 1992; YUE et al., 1997; SEMMLER et al., 2000 e SEKI et al., 2001). A redução da massa tem sido objeto de vários estudos, porém freqüentemente a proporção entre a perda de força e a da massa não é a mesma, ou seja, perde-se mais força do que massa, em termos percentuais. Não verificamos no presente estudo o grau de hipotrofia muscular por meio de uma medida direta; porém, a perimetria, apesar de uma medida indireta, nos dá uma idéia das alterações da massa muscular, e alguns estudos utilizaram esta metodologia de avaliação. Não encontramos diferença significativa entre os períodos pré- e pós-imobilização, tal como no trabalho de Kitahara et al. (2003), que não encontraram diferenças tanto na perimetria quanto no exame de ressonância magnética, após a imobilização da articulação do cotovelo por 21 dias. McDougall et al. (1977), por sua vez, encontraram redução de 5% na perimetria, após a imobilização da mesma articulação por cinco semanas. Esta diferença pode ser em parte pelo tempo de imobilização ou pelo local de medida no membro superior.

Estes dados nos levam a concluir que a redução da força é resultado da associação entre mais de um fator. Johnson et al. (2000) afirmam ser improvável que alterações imediatas na força tenham relação com a hipotrofia muscular, uma vez que a taxa de *ressíntese* das proteínas contráteis é relativamente lenta.

A alteração na ativação, a exemplo do que ocorre durante o treinamento, no qual 80% do incremento de força nas primeiras semanas é atribuído a fatores neurais, e evidenciado pelo aumento da atividade eletromiográfica (MORITANI e

DEVRIES, 1979), sugere que a redução de força decorrente da imobilização, inicialmente, também se deve a fatores neurais. Baseado nesses estudos esperava-se que o caminho inverso deveria ocorrer, ou seja, redução do valor RMS pós-imobilização em todos os ângulos avaliados, em função do RMS obtido durante a CVM pré-imobilização (hipótese quatro).

Entretanto não foram observadas diferenças significativas em nenhum dos casos avaliados no presente estudo. A comparação direta com esses estudos é dificultada pela variabilidade no parâmetro eletromiográfico analisado e o tipo de modelo de uso reduzido adotado. Além disso, o tempo de imobilização também é muito variável. Cabe ressaltar, porém, que as alterações mais extensas ocorrem durante os primeiros dias de redução do uso, e em seguida a taxa de perda diminui progressivamente (APELL, 1990; SEKI et al., 2001).

Embora se tenham indícios de que ocorre alteração do comando neural, o mecanismo responsável pela perda de força parece ter outros componentes associados, segundo indicam Berg e Tesch (1996), cujo trabalho também não apontou diferença no sinal eletromiográfico, após dez dias de suspensão do membro inferior. Segundo os autores, algum efeito que tenha dificultado a liberação do Cálcio ou resultado na redução do número de pontes cruzadas estabelecidas, ou alguma alteração dentro do aparato contrátil pode ser compatível com a ausência de alteração do sinal elétrico. Uma tentativa de explicar a redução dos níveis de força foi sugerida por Pathare et al. (2005 e 2006), que encontraram, após a retirada da imobilização, níveis aumentados de fosfato inorgânico no músculo, que pode inibir a contração muscular, impedindo a ligação da miosina com os filamentos de actina; porém, os autores não deixam claros os mecanismos envolvidos entre esse aumento de fosfato inorgânico e a inibição do aparato contrátil.

Também se pretendia, com este estudo, abordar as alterações dependentes do comprimento no qual o segmento foi imobilizado, por meio da comparação da relação Torque-Ângulo (T-A) dos grupos musculares flexor e extensor da articulação do cotovelo. Partindo-se da premissa de que existe uma adaptação ao comprimento da imobilização (Tabary et al., 1972) não deveria haver alteração da relação T-A após a imobilização no grupo experimental, uma vez que a posição de 90° de flexão do cotovelo é considerada como sendo a melhor para produção de força dos músculos em estudo (hipótese três). Os resultados apresentados suportam esta idéia, uma vez que não houve diferença na relação T-A normalizada entre os grupos controle e experimental e entre os períodos pré- e pós-imobilização no grupo experimental.

Outras adaptações em relação à posição dizem respeito à maior manutenção da força no ângulo da imobilização, o que parece não ter sido o caso do presente estudo, pois não há indicativo de perda significativa em outros ângulos articulares quando comparada à perda de torque no ângulo de imobilização. Além disto, os resultados da relação T-A demonstram que o ângulo de maior produção de torque continuou sendo o ângulo de 90° (de imobilização) para ambos os grupos musculares em estudo. Nossos resultados estão de acordo com Geboers et al. (2000), que também não encontraram diferenças na produção de torque de acordo com o ângulo articular. Segundo os autores, alterações teciduais devem ter ocorrido durante a imobilização e parecem ter afetado a produção de torque igualmente em todos os ângulos.

Há ainda a possibilidade de que as alterações esperadas tenham sido prevenidas em função da movimentação do ombro e da ausência de lesão, já que a

presença da dor pode inibir o limiar de disparo das unidades motoras (HÄGGMARK et al., 1981).

Podemos levantar algumas possibilidades para explicar os resultados do presente estudo: parece que alguns músculos são capazes de suportar períodos curtos de redução de uso, sem grande prejuízo da sua função, requerendo atividade mínima para sustentar suas propriedades neuromusculares, enquanto períodos mais longos podem afetar tanto fatores neurais, quanto contráteis da produção de força (FUGLEVAND et al., 1995). A comparação dos estudos realizados em animais e em seres humanos nos leva a concluir que as respostas à imobilização são qualitativamente semelhantes, mas não quantitativamente (HATHER et al., 1992).

Por fim, a principal informação extraída desse capítulo foi que a possibilidade de redução do tempo de imobilização parece ser benéfica para a manutenção da funcionalidade do segmento. Além disso, a posição funcional (90° de flexão de cotovelo) parece que minimizou os efeitos da imobilização, dentro das condições experimentais determinadas no presente estudo e para esta amostra. Entretanto, a aplicação destes resultados a músculos lesionados deve ser tema de estudos futuros.

### **CAPÍTULO III - Efeitos da Imobilização na Relação Torque-Velocidade**

O capítulo anterior foi dedicado às alterações no torque máximo isométrico após a imobilização articular do cotovelo. Além destas alterações, também são descritas na literatura mudanças na velocidade de encurtamento dos músculos. Como já foi mencionado, também neste caso, a maior parte desses estudos foram realizados em animais, e raros foram os trabalhos encontrados com seres humanos.

De um modo geral, os estudos histoquímicos indicam que ocorre uma interconversão de fibras, no sentido de fibras de contração rápida (JÄNKÄLÄ et al., 1997; D'ANTONA et al., 2003), após um período de imobilização. As suposições de alterações da velocidade de encurtamento estão baseadas na hipótese de que ocorre mudança do percentual de fibras após o uso reduzido. Deveria, portanto, ocorrer um aumento da produção de força em maiores velocidades de encurtamento (ou velocidades angulares de movimento), uma vez que o percentual de fibras de contração rápida é maior do que fibras de contração lenta após a imobilização (LABARQUE et al., 2002).

No entanto, até o presente momento, os resultados das propriedades mecânicas dos músculos, dentre elas a relação força-velocidade, não são consistentes. Tampouco se pode definir um padrão de comportamento em seres humanos. Os resultados variados são encontrados tanto nas respostas mecânicas e funcionais do músculo, quanto no curso de tempo de ocorrência de tais respostas. Além disso, estudos sistemáticos, realizados nos membros superiores, não foram encontrados.

Sendo assim, o objetivo deste capítulo é verificar as alterações na relação torque-velocidade de flexores e extensores da articulação do cotovelo após 14 dias de imobilização.

### 3.1 OBJETIVOS

Utilizando o mesmo modelo experimental apresentado na página 37, o objetivo do presente estudo é realizar as mesmas comparações apresentadas nesse modelo para as seguintes situações:

- (1) Comparar a relação torque-velocidade (T-V) dos grupos musculares flexor e extensor da articulação do cotovelo;
- (2) Comparar o valor *Root Mean Square* (RMS) dos músculos bíceps braquial (porções longa e curta), braquiorradial e tríceps braquial (porções lateral e medial), em todas as velocidades avaliadas.

### 3.2 HIPÓTESES

Baseado na idéia de que um período de 14 dias de imobilização altera a estrutura muscular, e que isso resultará em uma alteração na função muscular, as seguintes hipóteses foram formuladas:

H<sub>1</sub> - Não deverá existir diferença entre os grupos controle e experimental, no primeiro teste, tanto para os dados absolutos, quanto para os normalizados. Além disto, sabendo que o grupo controle não sofreu nenhuma intervenção durante o período de testes, também não deverá ocorrer diferença entre os testes 1 e 2 para este grupo;

H<sub>2</sub> - Tendo em vista que a literatura sugere uma alteração percentual de fibras musculares após a imobilização, na direção de fibras de contração rápida, e que isso

determina um deslocamento da relação força-velocidade em direção a maior produção de força em maiores velocidades (CAIOZZO et al. 1994), acredita-se que a relação T-V normalizada, dos grupos musculares flexor e extensor, da articulação do cotovelo do membro superior imobilizado, será deslocada no sentido de gerar maior torque em maiores velocidades angulares quando comparada à relação T-V (a) do lado não-imobilizado, (b) do lado imobilizado no período pré-imobilização e (c) do segundo dia de teste do grupo controle;

H<sub>3</sub> – A exemplo do que acontece durante o treinamento (MORITANI e DEVRIES, 1979), espera-se que as mudanças decorrentes das primeiras semanas de redução de uso sejam resultadas de alterações no comando neural (Johnson et al., 2000). Deste modo, o valor RMS do sinal eletromiográfico, nas velocidades avaliadas, deverá ser menor no lado imobilizado, quando comparado ao valor RMS (a) do lado não-imobilizado, (b) do lado imobilizado no período pré-imobilização e (c) do segundo dia de teste do grupo controle.

### **3.3 METODOLOGIA**

Como alguns procedimentos utilizados neste Capítulo foram idênticos nos três estudos, optamos por não repetir a descrição dos mesmos. Sendo assim, os itens referentes à caracterização do estudo, amostra, imobilização, preparação dos indivíduos para os testes, aos equipamentos utilizados para avaliação do torque e da ativação elétrica muscular e à estatística, estão descritos nos itens 2.3.1, 2.3.2, 2.3.3 e 2.3.4, respectivamente, do Capítulo II. Cabe ressaltar que os mesmos sujeitos foram avaliados em todos os estudos e as mesmas comparações realizadas.

### **3.3.1 Protocolo**

Primeiramente foi solicitado aos sujeitos que realizassem três contrações concêntricas, na primeira velocidade a ser avaliada, para familiarização com o movimento de teste.

Em seguida, três contrações voluntárias concêntricas máximas, dos grupos musculares flexor e extensor da articulação do cotovelo, foram realizadas em cinco velocidades angulares: 60°/s, 120°/s, 180°/s, 240°/s e 300°/s. Um intervalo de dois minutos foi observado entre cada velocidade, para minimizar os efeitos da fadiga muscular. O número reduzido de velocidades, comparado ao número de velocidades de outros estudos de nosso grupo de pesquisa (e.g. Fração, 2000), foi assim determinado tendo em vista o fato de que o protocolo foi aplicado em sujeitos que acabaram de passar por um período de imobilização, e contrações máximas em velocidades angulares elevadas gerava desconforto e dificuldade na realização dos testes. Da mesma forma que para a relação T-A, a ordem das velocidades foi determinada aleatoriamente por meio de sorteio para cada indivíduo. Ao final do teste, a primeira velocidade foi repetida para verificação da ocorrência de fadiga. Caso tivesse ocorrido diferença significativa entre o torque obtido entre primeira e a última repetição, ter-se-ia considerado que o indivíduo entrou em fadiga e seu teste deveria ser excluído do estudo.

### **3.3.2 Análise dos Dados**

Para a análise da relação T-V, das três contrações máximas concêntricas realizadas, foi utilizada somente a repetição na qual o sujeito atingiu o maior pico de torque concêntrico, em cada velocidade de teste. Com estas CVMs dinâmicas, foram calculadas a média e o desvio padrão para cada um dos grupos musculares e em

estudo. Além disto, também foram utilizados os resultados de torque obtidos no ângulo de 90° da relação T-A como indicativos do torque na velocidade angular de 0°/s. Estes resultados foram considerados como sendo da CVM e utilizados para normalização dos resultados de torque da relação T-V para cada dia de teste.

Para a análise do valor RMS referente às contrações dinâmicas, os valores foram obtidos de todo o sinal da contração de maior valor, em cada velocidade de teste (Figura 14). Este procedimento é semelhante ao usado por Fração e Vaz (2001). O processamento do sinal foi análogo ao utilizado na análise dos dados referentes à relação T-A (item 2.3.6.2). Os valores RMS da CVM isométrica obtida no ângulo de 90° foram utilizados para a normalização dos valores RMS obtidos nas demais velocidades angulares de movimento. A rotina adotada para análise do valor RMS durante as contrações dinâmicas está apresentada no ANEXO B.

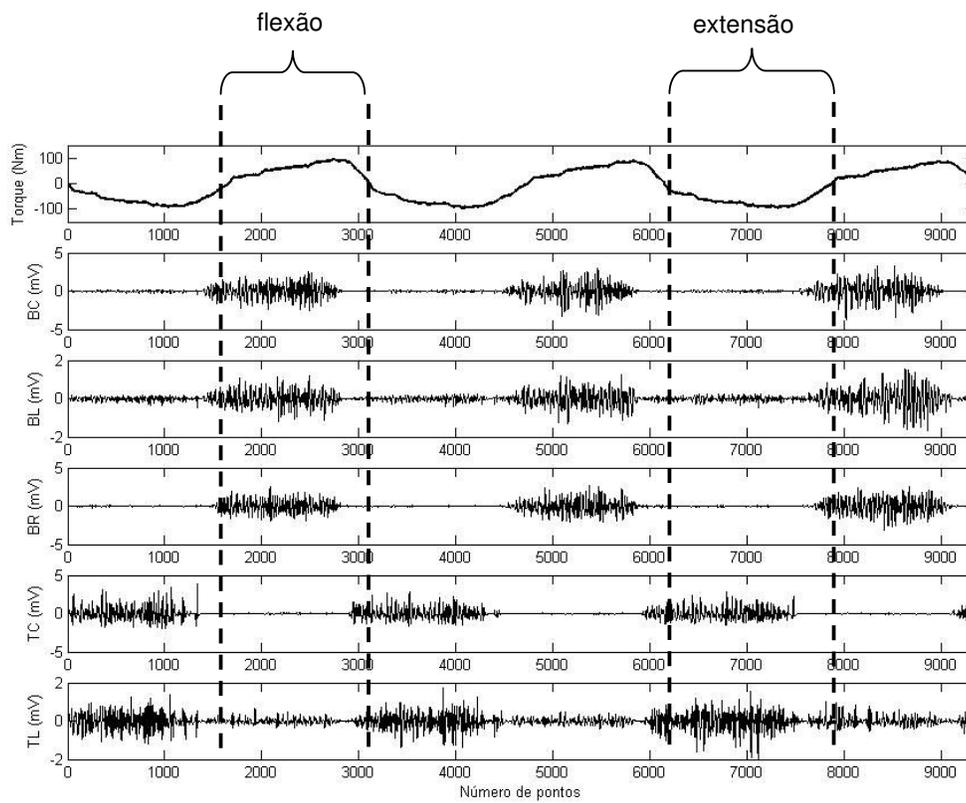


Figura 14: Sinais de torque e eletromiografia durante as contrações dinâmicas e recorte adotado (linhas tracejadas). BC = bíceps porção curta, BL = bíceps porção longa, BR = braquiorradial, TC = tríceps porção curta e TL = tríceps porção longa.

### 3.4 RESULTADOS

A exemplo do que ocorreu no capítulo anterior, também não encontramos diferença significativa entre a primeira e a última repetição das contrações dinâmicas, sendo assim não foi necessária a exclusão de nenhum indivíduo por presença de fadiga muscular.

Os dados antropométricos apresentados no Capítulo II (item 2.5.1) também se aplicam a este estudo, uma vez que os sujeitos avaliados foram os mesmos, e por essa razão não serão apresentados novamente.

#### 3.4.1 Dados de torque

Na análise intra-grupos não foram observadas diferenças no torque flexor dinâmico produzido pelo grupo controle, entre os dois testes realizados, sendo assim seus resultados estão apresentados somente no ANEXO D1 deste estudo.

Os resultados obtidos para os valores máximos absolutos da relação torque-velocidade (T-V) dos flexores do cotovelo esquerdo do grupo experimental estão apresentados na Figura 15. Observa-se que há mínima variação entre as velocidades testadas, e este comportamento foi encontrado em ambos os grupos da amostra. Para o torque absoluto dos flexores do cotovelo esquerdo, houve uma redução no grupo experimental, entre os períodos pré- e pós-imobilização, nas velocidades de 120 %s ( $p=0,02$ ), 180 %s ( $p= 0,027$ ) e 240 %s ( $p= 0,013$ ). No período anterior a imobilização, os lados dominante e não-dominante do grupo experimental não apresentaram diferença, mas após a retirada da imobilização, houve redução do torque no lado não-dominante na velocidade de 180 %s ( $p= 0,029$ ). Os resultados

obtidos do cotovelo direito do grupo experimental estão apresentados no ANEXO D2.

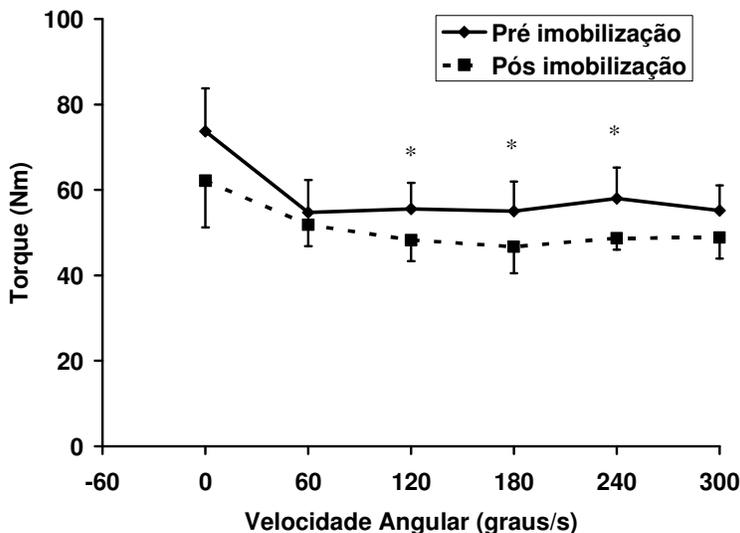


Figura 15: Relação torque-velocidade (valores absolutos) dos flexores do cotovelo do lado não-dominante do grupo experimental (media  $\pm$  DP). \*  $p < 0,05$  entre os testes.  $n = 7$

Na comparação inter-grupos do lado dominante, no primeiro teste o grupo experimental obteve maior torque na velocidade de 240°/s ( $p = 0,009$ ), embora o mesmo não tenha ocorrido no segundo teste. Ao verificarmos o lado não-dominante, observamos maior torque no grupo experimental, também no primeiro teste, nas velocidades de 180°/s ( $p = 0,02$ ), 240°/s ( $p = 0,006$ ) e 300°/s ( $p = 0,003$ ); entretanto, após o segundo teste esta diferença não foi observada.

Em relação ao grupo muscular extensor do cotovelo, não foram encontradas diferenças na comparação intra-grupos do torque máximo absoluto produzido durante as contrações dinâmicas pelo grupo controle, de modo que os respectivos resultados encontram-se no ANEXO D1.

Na comparação intra-grupos do grupo experimental houve redução do torque dinâmico apenas na velocidade de 60°/s ( $p= 0,016$ ) entre os períodos pré- e pós- imobilização. Na comparação entre os lados dominante e não-dominante, o grupo experimental foi menor no período pós-imobilização, nas velocidades 60°/s ( $p= 0,001$ ), 120°/s ( $p= 0,013$ ) e 300°/s ( $p= 0,045$ ). A Figura 16 é demonstrativa da relação T-V dos valores máximos absolutos obtidos dos extensores da articulação do cotovelo do grupo experimental.

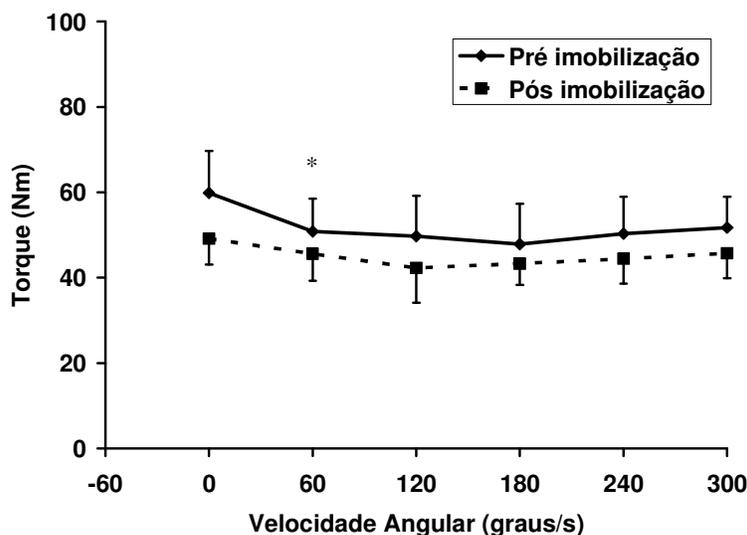


Figura 16: Relação torque-velocidade em valores absolutos dos extensores do cotovelo do lado não-dominante do grupo experimental (média±DP). \*  $p < 0,05$  entre os testes.  $n = 7$

Para uma melhor visualização do torque relativo produzido durante as contrações dinâmicas, a Tabela 9 apresenta a média da diferença percentual do

segundo teste em relação ao primeiro teste para os dois grupos avaliados. Pode-se perceber que houve redução da produção de força de flexores do cotovelo, no lado imobilizado, em todas as velocidades avaliadas, sendo que a maior diferença (15%) ocorreu na velocidade de 240°/s.

Tabela 9: Diferença percentual do torque absoluto de flexores do cotovelo do teste dois em relação ao teste um, para cada velocidade avaliada. Valores negativos indicam redução, e valores positivos aumento de torque.

Velocidade (graus/s)	Diferença de torque (%)			
	Controle		Experimental	
	Dominante	Não-dominante	Dominante	Não-dominante
60	1	2	0	-4
120	4	5	0	-13
180	5	4	5	-14
240	9	1	-2	-15
300	2	6	4	-11

Situação semelhante foi observada nos extensores do cotovelo esquerdo do grupo experimental (Tabela 10), sendo a velocidade de 120°/s a que sofreu maior déficit de força (13%) em comparação ao primeiro teste. Quanto ao lado dominante do grupo experimental e ao grupo controle, houve menor variação, na maioria das velocidades em direção a um aumento do torque.

Tabela 10: Diferença percentual do torque absoluto de extensores do cotovelo do teste dois em relação ao teste um, para cada velocidade avaliada. Valores negativos indicam redução, e valores positivos aumento de torque.

Velocidade (graus/s)	Diferença de torque (%)			
	Controle		Experimental	
	Dominante	Não-dominante	Dominante	Não-dominante
60	14	5	5	-10
120	12	6	4	-13
180	19	5	12	-7
240	9	2	0	-10
300	9	2	8	-10

A Figura 17 apresenta os valores normalizados da relação T-V de flexores do cotovelo do grupo experimental. Assim como no grupo controle, o grupo experimental também não apresentou comportamento diferente entre os testes, em ambos os lados (comparações intra- e inter-grupos).

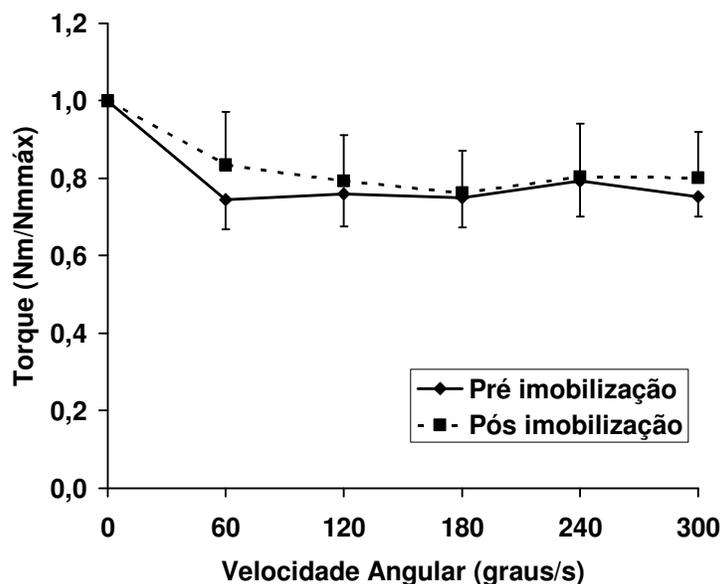


Figura 17: Relação torque-velocidade normalizada pelo torque isométrico máximo dos flexores do cotovelo esquerdo do grupo experimental (média  $\pm$  DP). n= 7

A Figura 18 apresenta os valores normalizados da relação T-V de extensores do cotovelo do grupo experimental, e, assim como no grupo muscular flexor, não apresentou diferença significativa entre os testes (comparações intra- e inter-grupos). Em função de não terem sido detectadas diferenças significativas no grupo controle, optamos por não apresentar os dados na forma de gráficos, porém os resultados estão dispostos no ANEXO D3, assim como os dados do cotovelo direito do grupo experimental no ANEXO D4.

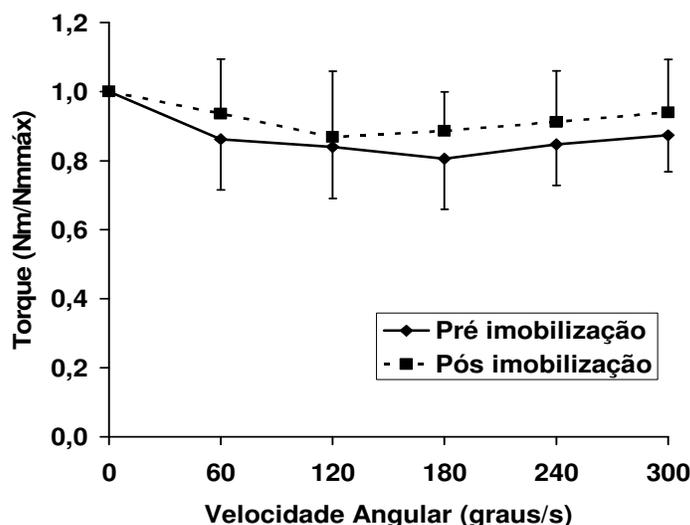


Figura 18: Relação torque-velocidade normalizada pelo torque isométrico máximo dos extensores do cotovelo esquerdo do grupo experimental (média  $\pm$  DP). n= 7

### 3.4.2 Dados eletromiográficos

Os dados referentes à ativação muscular (valor RMS normalizado) durante as contrações dinâmicas, realizadas pelo grupo controle não apresentaram diferenças nas comparações intra- e inter-grupos (ANEXOS D5 e D6).

A título de ilustração, as Figuras 19 a 23 apresentam os dados normalizados obtidos da eletromiografia em todas as velocidades avaliadas, para o grupo experimental, nos períodos pré- e pós-imobilização. Podemos observar que, qualitativamente, houve aumento da ativação elétrica em todos os músculos biarticulares (bíceps porção longa e tríceps braquial), porém não foi encontrada diferença significativa. Na comparação intra-grupos, entre os lados dominante e não-dominante do grupo experimental houve diferença, após a imobilização, no músculo

BC porção longa, nas velocidades 60%/s ( $p= 0,012$ ), 120%/s ( $p=0,045$ ), 180%/s ( $p= 0,014$ ) e 240%/s ( $p= 0,028$ ); no músculo BR apenas na velocidade de 60%/s ( $p= 0,024$ ); no músculo TC porção curta nas velocidades 180%/s ( $p= 0,045$ ) e 240%/s ( $p= 0,035$ ). Em todos os casos a diferença foi no sentido de aumento da ativação após a imobilização.

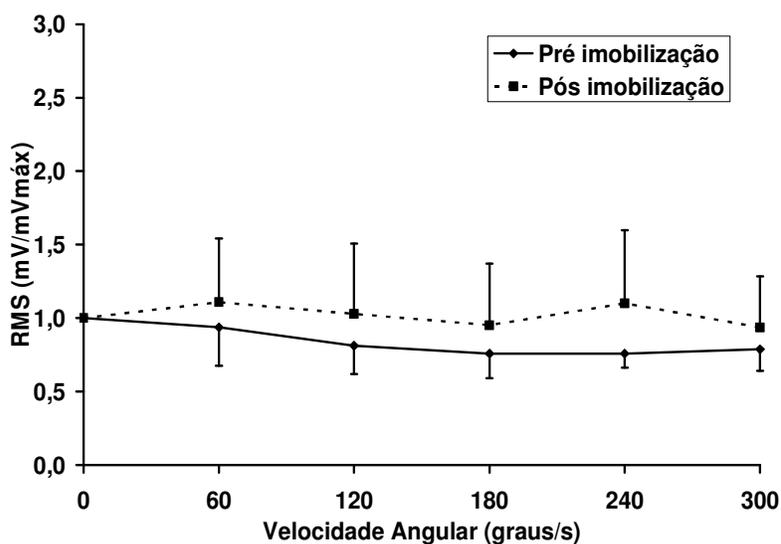


Figura 19: Valores RMS do músculo bíceps braquial (porção curta), normalizados pelo valor RMS da CVM do lado não-dominante do grupo experimental (média  $\pm$  DP).  $n=7$

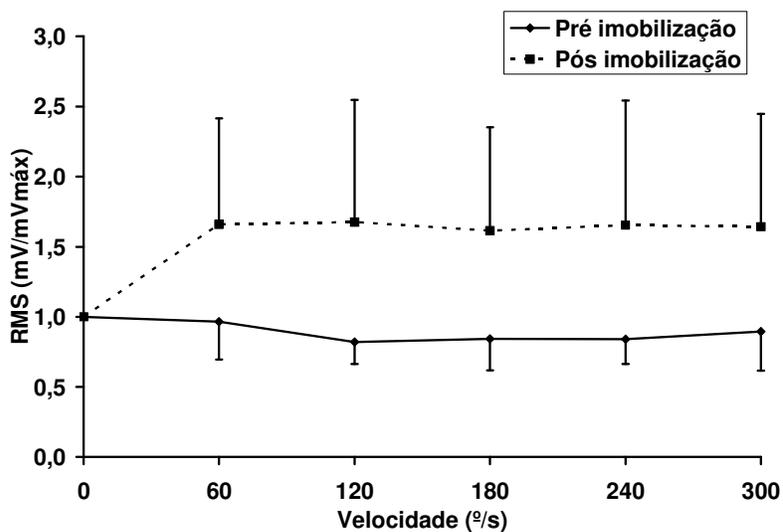


Figura 20: Valores RMS do músculo bíceps braquial (porção longa), normalizados pelo valor RMS da CVM do lado não-dominante do grupo experimental (média  $\pm$  DP). n=6

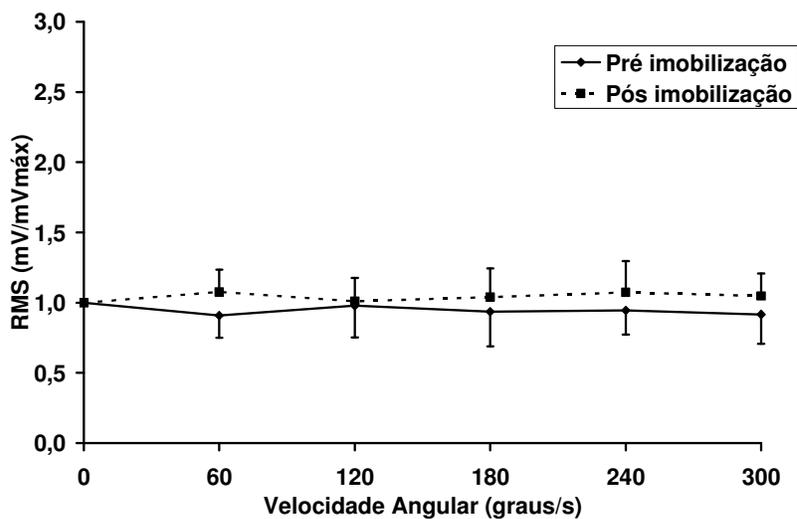


Figura 21: Valores RMS do músculo braquiorradial, normalizados pelo valor RMS da CVM do lado não-dominante do grupo experimental (média  $\pm$  DP). n= 6

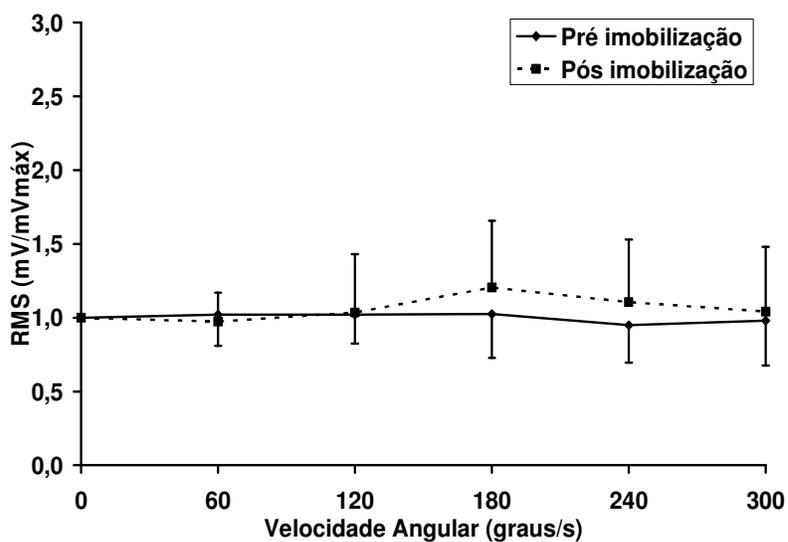


Figura 22: Valores RMS do músculo tríceps braquial (porção curta), normalizados pelo valor RMS da CVM do lado não-dominante do grupo experimental (média  $\pm$  DP). n= 6

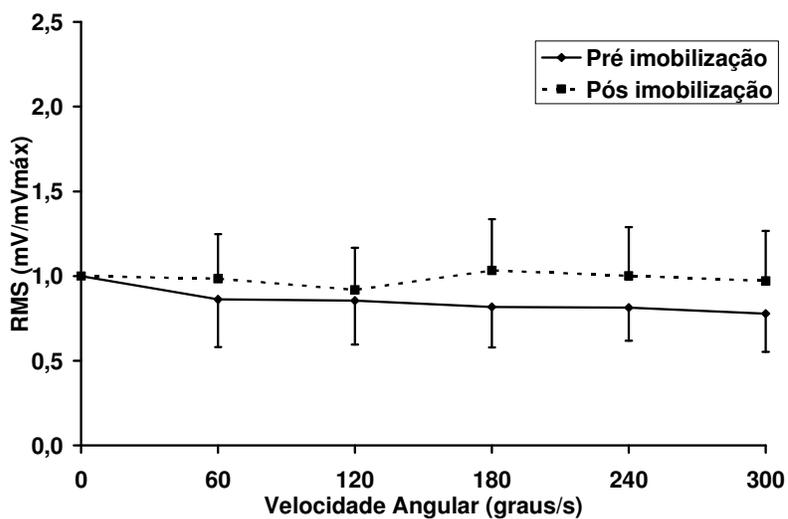


Figura 23: Valores RMS do músculo tríceps braquial (porção longa), normalizados pelo valor RMS da CVM do lado não-dominante do grupo experimental (média  $\pm$  DP). n= 6

### 3.5 DISCUSSÃO

Especificamente neste Capítulo, buscamos verificar a influência da imobilização na relação torque-velocidade (T-V), dos músculos flexores e extensores da articulação do cotovelo.

Tal como acreditávamos na nossa primeira hipótese, a análise do grupo controle não revelou diferenças em nenhuma das comparações intra-grupos da relação T-V. Sendo assim, a hipótese um foi confirmada.

Baseado na literatura (CAIOZZO et al., 1994) esperava-se que a relação T-V normalizada, dos grupos musculares flexor e extensor do cotovelo imobilizado, fosse deslocada no sentido de gerar maior torque em maiores velocidades, quando comparada à relação T-V do lado não-imobilizado, à do lado imobilizado no período pré-imobilização e às relações do grupo controle (hipótese dois). O raciocínio por trás dessa hipótese era o de que a imobilização determinaria uma hipotrofia maior nas fibras de contração lenta com pequena hipotrofia nas fibras de contração rápida. Isso levaria a uma predominância de fibras de contração rápida em relação às de contração lenta nos músculos pós-imobilização, com aumento no percentual de fibras de contração rápida. Em outras palavras, os músculos imobilizados deveriam adquirir propriedades de músculos de contração rápida, deslocando dessa forma a relação T-V normalizada para a direita. Esta hipótese não foi confirmada, visto que não encontramos diferença significativa em nenhuma das análises realizadas (Figuras 16 e 18). Embora tenha ocorrido alteração dos valores absolutos em algumas velocidades testadas (Figuras 15 e 17), não houve alteração do comportamento da curva.

Poucos foram os estudos que procuraram verificar a alteração da relação T-V após um tempo de redução de uso. Entretanto nossos resultados estão de acordo

com Berg et al. (1997), que não encontraram diferenças significativas na velocidade de encurtamento, dos músculos extensores da articulação do joelho, após um período de repouso no leito. Berg e Tesch (1996) também não verificaram diferença nesta relação, ao utilizarem um procedimento de redução do uso por meio do impedimento do contato do membro inferior com o solo (modelo de suspensão).

Esperávamos que em nosso estudo houvesse diferença na relação T-V, uma vez que o modelo de imobilização é responsável por determinar uma adaptação muscular mais intensa (FITTS et al., 1986), em comparação aos outros modelos de redução de uso utilizados acima por esses autores. Mesmo utilizando este modelo, Labarque et al. (2002) também não encontraram diferença no comportamento de flexores e extensores da articulação do joelho, comparado ao período pré-imobilização. Deve ser registrado, porém, que não foram encontrados até o momento estudos que busquem a comparação da relação T-V nos membros superiores de indivíduos imobilizados.

Por outro lado, as pesquisas realizadas em animais têm demonstrado continuamente aumento da velocidade de encurtamento após um período de redução de uso (FITTS et al., 1986; CAIOZZO et al., 1994; McDONALD et al., 1994). Esses achados são pautados na evidência de que a redução de uso promove aumento da isoforma rápida da cadeia pesada de miosina nos músculos de ratos (JÄNKÄLÄ et al., 1997). Nesse sentido, Andersen et al. (1999), em estudo realizado com seres humanos, encontraram alteração da expressão genética da cadeia pesada de miosina, resultando em combinação de RNAm e isoformas normalmente não observadas em músculos submetidos a atividade normal; porém, o período de redução de uso não foi suficiente para induzir a alterações no nível protéico. Sendo assim, o fato de não ter ocorrido diferença na relação T-V do presente estudo é

consistente com os estudos realizados em seres humanos que não apresentaram alterações do tipo de fibra predominante (DESCHENES et al., 2002), visto que esta alteração deve ocorrer em paralelo com a mudança do percentual de fibras.

A comparação entre estudos que utilizaram modelos animais e em seres humanos é limitada no fato de que existem diferenças na taxa de crescimento, nas características dos tipos de fibras ou ainda na anatomia e função (BERG et al., 1997). A homogeneidade do tipo de fibra e a adaptação específica não podem ser aplicadas às adaptações dos heterogêneos músculos flexores e extensores da articulação do cotovelo.

Contudo, mesmo nos estudos em animais, tal como revelam Witzmann e Fitts (1982), a mudança na velocidade máxima de encurtamento demanda um período de tempo maior, ao contrário das rápidas alterações nas propriedades contráteis isométricas. Os autores sugerem, baseados em outros estudos, que isso se deve a uma lenta elevação da atividade da miosina ATPase, e que a magnitude desta mudança está diretamente relacionada a mudança da velocidade máxima de encurtamento. Podemos finalizar que esta propriedade também está relacionada com o tempo de redução de uso.

Além do torque produzido em diferentes velocidades, avaliamos a ativação elétrica durante este mesmo protocolo. Tendo em vista que as alterações iniciais são resultantes de mudanças no comando neural (MORITANI e DEVRIES, 1979), nossa terceira hipótese era de que o valor RMS dos músculos monitorados fosse menor do lado imobilizado, quando comparado ao valor RMS lado não-imobilizado, ao do lado imobilizado no período pré-imobilização e ao do grupo controle. Tal como ocorreu na avaliação da relação T-A (Capítulo II), observamos alteração do torque absoluto

produzido em diferentes velocidades, mas sem acompanhamento de mudanças na ativação elétrica, e a hipótese três não foi confirmada.

A comparação dos resultados obtidos no presente estudo, com os trabalhos realizados em seres humanos fica limitada, pois a mensuração da atividade elétrica durante as contrações dinâmicas não foi realizada nos diferentes estudos. Entretanto, analisando a partir da relação T-V, o resultado encontrado não é totalmente inesperado, visto que a alteração do torque não ocorreu em todas as velocidades avaliadas. Inclusive cabe destacar que os músculos extensores da articulação do cotovelo sofreram menor ação da imobilização (diferença apenas na velocidade 60°/s), ou seja, de alguma forma este grupo foi protegido, em comparação aos flexores.

Na ausência de estudos sistemáticos que demonstrem o comportamento da ativação elétrica em contrações dinâmicas após a imobilização, buscamos estabelecer um paralelo desta circunstância com as mudanças que ocorrem durante o encerramento de um período de treinamento, comumente denominado “destreino”. Andersen et al. (2005) relatam que o destreino é associado à redução de força, decremento do comando neural, hipotrofia muscular e ainda incremento da expressão de isoformas de cadeia pesada de miosina. Os autores não encontraram retorno aos níveis iniciais de ativação elétrica avaliada na velocidade máxima (240 graus/s) após três meses de destreino. Assumindo-se que os efeitos da redução do uso por imobilização são semelhantes à redução do uso por destreino, seriam de se esperar que as mesmas alterações estruturais-funcionais viessem a ocorrer, o que não foi o caso do presente estudo.

Apesar de até o presente momento vários estudos, realizados em modelos animais, apresentarem evidências de que ocorre alteração da relação força-

velocidade do músculo esquelético, não encontramos estudos sistemáticos que tenham determinado se essas alterações também ocorrem em membros superiores de seres humanos. O presente estudo demonstrou que após duas semanas de imobilização, as propriedades mecânicas e elétricas dos músculos da articulação do cotovelo durante contrações dinâmicas estão conservadas, havendo somente um pequeno prejuízo funcional. O mecanismo responsável por este prejuízo permanece sem esclarecimento e necessita de mais estudos.

#### **CAPÍTULO IV - Efeitos da Imobilização na Fadiga Muscular**

O último capítulo do presente estudo trata dos efeitos da imobilização na fadiga muscular. Define-se o processo de fadiga muscular como qualquer redução da capacidade de gerar força ou potência induzida pelo exercício (VØLLESTAD, 1997). A primeira afirmação sobre resistência muscular à fadiga é que fibras de contração rápida são mais fatigáveis, em comparação com fibras de contração lenta. Os diferentes efeitos da fadiga têm sido vastamente estudados em diferentes situações, e ao se analisar as alterações musculares decorrentes do uso reduzido, são constantes as afirmações de que o mesmo provoca uma redução no percentual de fibras de contração lenta e um conseqüente aumento no percentual de fibras de contração rápida (HORTOBÁGYI et al., 2000; D'ANTONA et al., 2003). Assumindo-se essa alteração como verdadeira, se esperaria que músculos submetidos a um período de redução de uso por imobilização se tornassem menos resistentes à fadiga.

Diferentes pesquisas foram realizadas a fim de verificar o comportamento da resistência à fadiga muscular após redução de uso, tanto em contrações voluntárias, quanto em contrações produzidas por estimulação elétrica, com diversos protocolos de indução a fadiga (e.g. DUCHATEAU e HAINAUT, 1991; YUE et al., 1997; SHAFFER et al., 2000), e talvez por essa razão os resultados obtidos por esses estudos também sejam bastante distintos entre si.

Em função disso, não se tem uma clara definição dos efeitos da imobilização na fadiga muscular a partir dos resultados obtidos nos diferentes experimentos, de maneira que o objetivo deste capítulo é verificar os efeitos da imobilização após um período de 14 dias, na fadiga muscular dos flexores e extensores do cotovelo.

#### 4.1 OBJETIVOS

Utilizando o mesmo modelo experimental apresentado na página 37, o objetivo do presente estudo é realizar as mesmas comparações apresentadas nesse modelo para as seguintes situações:

- (1) Comparar o valor *Root Mean Square* (RMS) do sinal eletromiográfico dos músculos bíceps braquial (porções longa e curta), braquiorradial e tríceps braquial (porções lateral e medial);
- (2) Comparar a mediana da frequência (MDF) do sinal eletromiográfico dos músculos bíceps braquial (porções longa e curta), braquiorradial e tríceps braquial (porções lateral e medial).

#### 4.2 HIPÓTESES

H<sub>1</sub> - Espera-se que não ocorra diferença entre os valores RMS e MDF dos grupos controle e experimental, no primeiro teste. Além disso, uma vez que o grupo controle não sofreu nenhuma intervenção durante o período de testes, também não deverá ocorrer diferença nessas variáveis entre os testes um e dois para este grupo;

H<sub>2</sub> - Assumindo-se que ocorre uma alteração do percentual de fibras, em direção a uma redução da proporção de fibras de contração lenta, após um período de imobilização de um segmento, e que fibras de contração rápida entram em processo de fadiga antes das fibras de contração lenta (SIMARD et al., 1982; PETIT e GIOUX, 1993), espera-se que os grupos musculares flexor e extensor da articulação do

cotovelo do membro superior submetido à imobilização apresentem menor capacidade de resistência à fadiga quando comparados (a) aos mesmos grupos musculares do lado não-imobilizado, (b) ao lado imobilizado no período pré-imobilização, (c) e aos grupos musculares, bilateralmente, do grupo controle, no segundo teste;

H<sub>3</sub> - Considerando-se que para um mesmo nível de esforço voluntário, a atividade elétrica muscular após o uso reduzido deve apresentar um incremento durante o protocolo de fadiga por contração isométrica sustentada, devido à necessidade de maior recrutamento de unidades motoras (DUCHATEAU e HAINAUT, 1991), e que esse maior recrutamento deverá acarretar em uma maior fatigabilidade (ou uma fatigabilidade mais precoce) dos músculos imobilizados, acredita-se que os valores RMS dos grupos musculares flexor e extensor da articulação do cotovelo do lado submetido à imobilização sofram um aumento e uma redução mais precoces durante um protocolo submáximo de contração isométrica sustentada quando comparados aos valores RMS (a) do lado não-imobilizado, (b) do lado imobilizado no período pré-imobilização, e (c) do grupo controle, no segundo teste;

H<sub>4</sub> - Considerando-se que a MDF do sinal EMG é um parâmetro representativo da fadiga muscular (mais especificamente da velocidade de condução dos potenciais de ação nas fibras musculares; MERLETTI et al., 1991) espera-se que a MDF do lado imobilizado no grupo experimental apresente uma redução mais precoce quando comparada à MDF (a) do lado não-imobilizado, (b) do lado imobilizado no período pré-imobilização e (c) do grupo controle, no segundo teste.

### 4.3 METODOLOGIA

Como descrito no Capítulo III, alguns procedimentos utilizados foram idênticos nos três estudos, de modo que, os itens referentes à caracterização do estudo, amostra, imobilização, preparação dos indivíduos para os testes e os equipamentos utilizados para avaliação do torque e da ativação elétrica muscular, por já terem sido descritos nos itens 2.3.1, 2.3.2, 2.3.3 e 2.3.4, respectivamente, do Capítulo II, não serão repetidos. Em relação ao item x.x que descreve a estatística, só deve ser acrescentado que os valores de MDF do sinal eletromiográfico também foram avaliados. É importante salientar, novamente, que os sujeitos aqui avaliados foram os mesmos dos estudos anteriores.

#### 4.3.1 Protocolo

Um intervalo suficiente para a recuperação dos sujeitos foi observado após a realização dos testes descritos nos capítulos anteriores, para então executar o protocolo de fadiga. Este consistiu de contração voluntária isométrica sustentada, a 70% da contração voluntária máxima (CVM), até a exaustão. O teste foi interrompido quando o nível de esforço voluntário dos sujeitos caiu até um nível de 50% da CVM, a fim de evitar qualquer tipo de lesão. Uma retro-alimentação (*feedback*) visual do nível de esforço a ser sustentado pelos indivíduos foi fornecida, por meio de um osciloscópio, no qual foi mostrado o nível de 70% da contração voluntária máxima a ser mantido. Este protocolo é semelhante ao utilizado por Vaz et al. (1996). No segundo teste, os sujeitos realizaram a sustentação de força no mesmo nível de esforço determinado no primeiro teste. Em função disso, no caso do grupo experimental o percentual a ser mantido no protocolo de fadiga poderia ser maior

que 70% do torque máximo obtido após a imobilização, em decorrência da hipotrofia e respectiva redução da capacidade máxima de produção de força.

#### **4.3.2 Análise dos Dados**

Os passos utilizados para processar o sinal eletromiográfico foram idênticos aos procedimentos descritos no Capítulo II (item 2.3.6.2). Além do valor RMS, neste caso também foi obtido o valor referente à Mediana da Freqüência (MDF), a partir do espectro de freqüência do sinal (obtido por meio de um algoritmo de Transformada Rápida de Fourier).

Para a análise do valor RMS e da MDF referente ao protocolo de fadiga, o sinal foi recortado em janelas consecutivas de três segundos até a interrupção do teste (Figura 24). Após esse procedimento, selecionaram-se recortes que representassem o início e o fim do sinal, assim como um ponto intermediário entre esses, caracterizando o comportamento dessas variáveis. O valor RMS foi normalizado pela CVM isométrica de cada dia de teste, para que se pudessem comparar os resultados com o grupo controle, bem como com o período anterior à imobilização. A rotina utilizada para analisar os dados adquiridos durante o protocolo de indução a fadiga estão no ANEXO B.

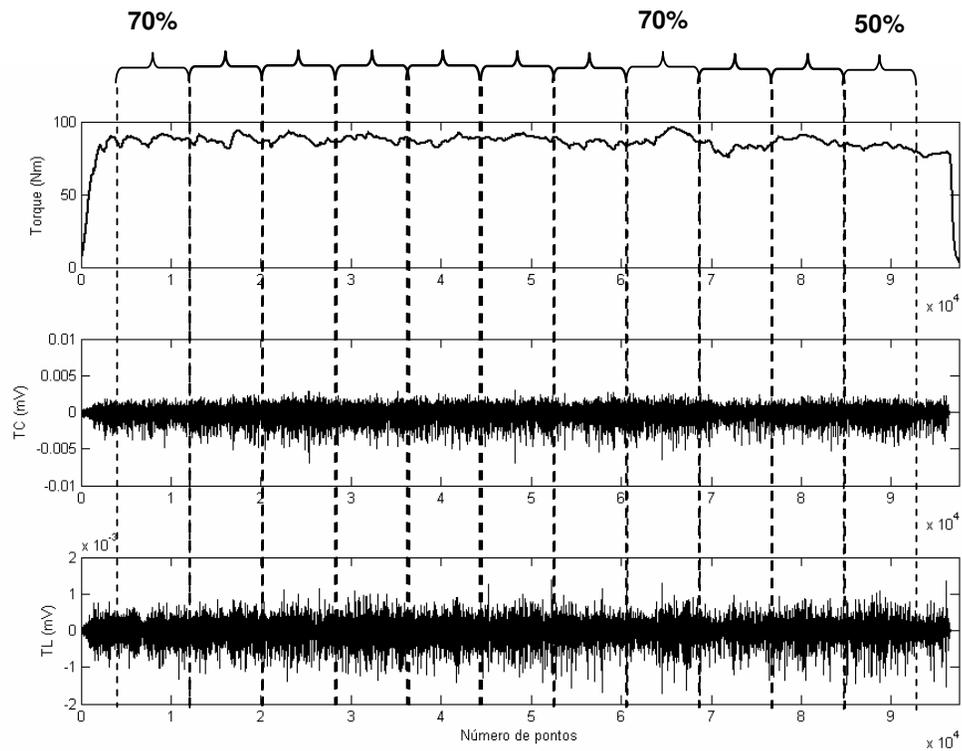


Figura 24: Sinais de torque e eletromiografia durante o protocolo de fadiga e recortes utilizados para análise (linhas tracejadas). \* % indicam os pontos utilizados na análise. TC (tríceps braquial porção curta) e TL (tríceps braquial porção longa).

## 4.4 RESULTADOS

### 4.4.1 Tempo de Contração antes da Exaustão

Na comparação intra-grupos, não houve diferença para o tempo que os sujeitos conseguiram sustentar a contração submáxima isométrica do protocolo de fadiga entre os testes realizados, em ambos os grupos avaliados. No grupo experimental, a flexão da articulação do cotovelo foi mantida, em média, por  $21 \pm 8,2s$  e  $14 \pm 2,07s$  ( $p= 0,08$ ), e a extensão, durante  $11,5 \pm 2,94s$  e  $11,5 \pm 2,50s$  ( $p= 1,0$ ), no primeiro e segundo testes, respectivamente. O tempo de sustentação foi observado durante a manutenção do percentual adotado (70%), e não foi levado em consideração o tempo sustentado após a queda e até atingir 50%, quando o protocolo foi interrompido.

### 4.4.2 Valores RMS do Sinal Eletromiográfico

Não foram encontradas diferenças para os valores RMS dos diferentes músculos estudados entre os testes um e dois no grupo controle, e por esse motivo, as Tabelas contendo seus resultados estão apresentadas no ANEXO E1. As Figuras 25 a 29 apresentam os valores RMS normalizados pela CVM isométrica de cada dia de teste, do lado não-dominante do grupo experimental. Para todos os músculos foram encontradas diferenças entre os períodos de sustentação (início, fadiga e exaustão), referentes a cada recorte ( $p < 0,05$ ), porém estas diferenças são independentes do grupo e da avaliação. Para o músculo TC porção curta houve diferença ( $p= 0,032$  e  $0,045$ ), entre os períodos pré- e pós-imobilização no final do protocolo (recortes dois e três na Figura 28). Nas demais análises não foram

encontradas diferenças entre os grupos controle e experimental (comparação inter-grupos), entre os períodos pré- e pós-imobilização, assim como entre os lados dominante e não-dominante do segundo grupo (comparação intra-grupos).

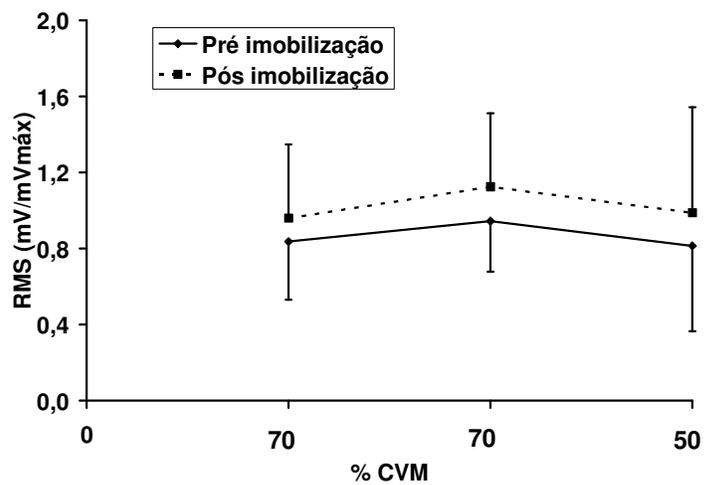


Figura 25: Valor RMS normalizado do músculo bíceps braquial (porção curta) do lado não-dominante do grupo experimental, durante o protocolo de fadiga (média±DP). n=6

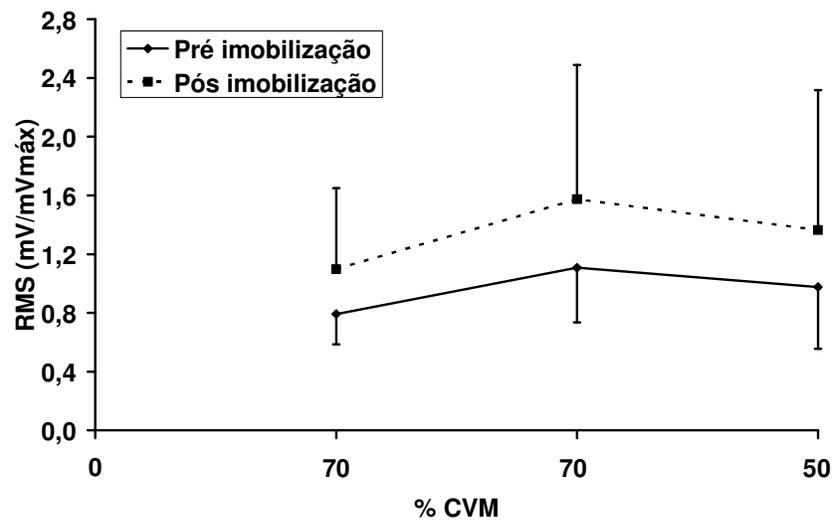


Figura 26: Valor RMS normalizado do músculo bíceps braquial (porção longa) do lado não-dominante do grupo experimental, durante o protocolo de fadiga (média±DP). n=6

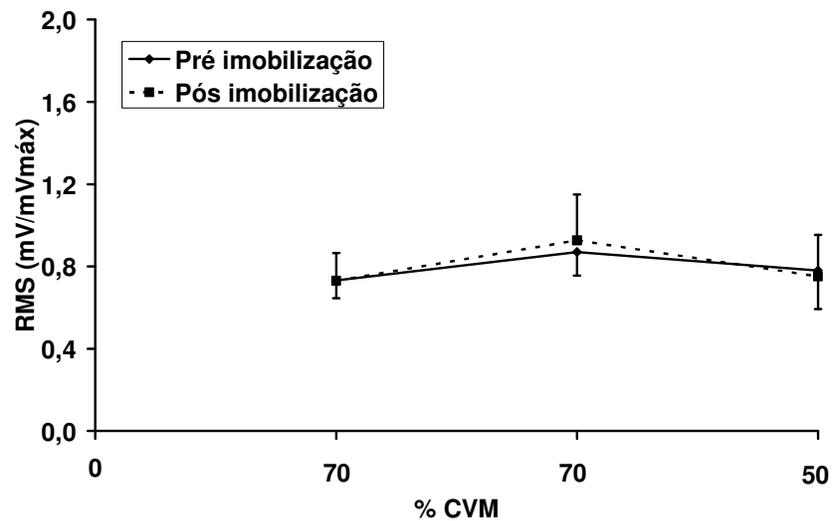


Figura 27: Valor RMS normalizado do músculo braquiorradial do lado não-dominante do grupo experimental, durante o protocolo de fadiga (média±DP). n=7

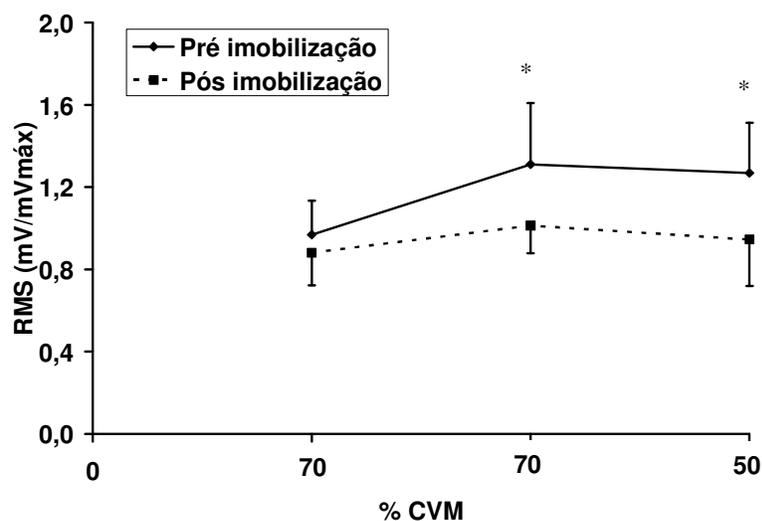


Figura 28: Valor RMS normalizado do músculo tríceps braquial (porção curta) do lado não-dominante do grupo experimental, durante o protocolo de fadiga (média±DP). \* indica  $p < 0,05$  entre os testes.  $n=6$

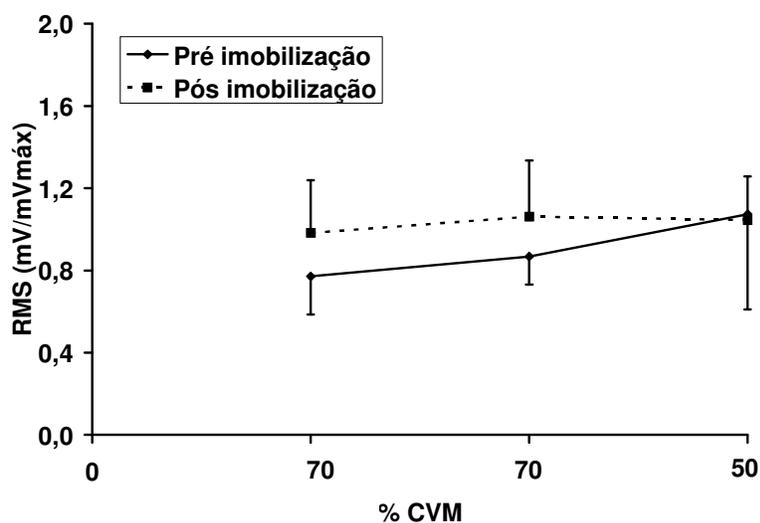


Figura 29: Valor RMS normalizado do músculo tríceps braquial (porção longa) do lado não-dominante do grupo experimental, durante o protocolo de fadiga (média±DP).  $n=6$

#### 4.4.3 Mediana da Frequência do Sinal Eletromiográfico

O comportamento da mediana da frequência (MDF), dos músculos analisados, durante o protocolo de indução a fadiga muscular, foi muito semelhante, ou seja, apresentaram um declínio da curva de acordo com o tempo de sustentação, para os dois grupos avaliados. Por essa razão, foi selecionado apenas um gráfico representativo desses resultados (Figura 30), a fim de ilustrar o comportamento obtido, enquanto os demais estão apresentados nos ANEXOS E2 e E3. Não houve diferença entre os períodos pré- e pós-imobilização, bem como entre os grupos avaliados.

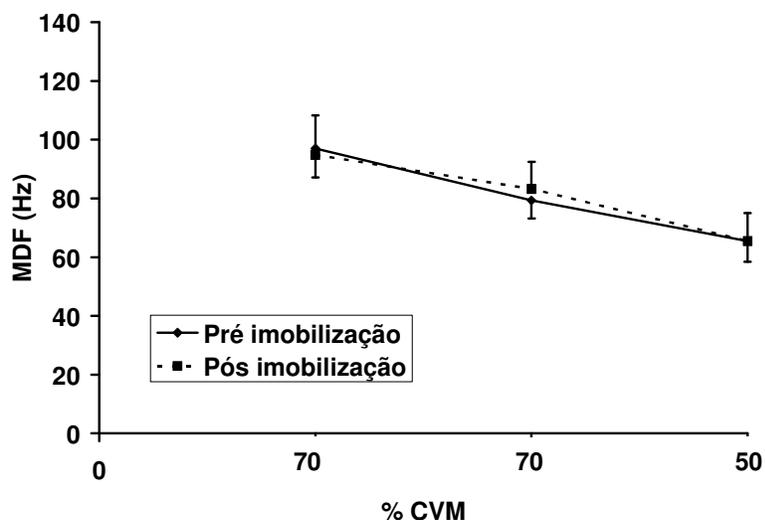


Figura 30: Mediana da frequência do músculo tríceps braquial (porção curta) do lado não-dominante do grupo experimental, durante o protocolo de fadiga (media $\pm$ DP). n=6

## 4.5 DISCUSSÃO

Uma das adaptações decorrentes da redução do uso da musculatura por imobilização que tem sido relatado na literatura é a alteração no percentual de fibras musculares. A imobilização acarreta uma transformação do músculo imobilizado em um músculo com maior predominância de fibras de contração rápida devido à hipotrofia predominante das fibras de contração lenta (BOYES e JOHNSTON, 1979; HORTOBÁGYI et al., 2000). Nesse sentido, um período de imobilização deveria determinar uma redução da capacidade de produção de força máxima (como demonstrado previamente nos capítulos dois e três) e uma maior fatigabilidade dos músculos submetidos à imobilização (SEKI et al., 2001). Por esse motivo, os objetivos deste Capítulo foram comparar o valor *Root Mean Square* (RMS) e a mediana da frequência (MDF), dos músculos bíceps braquial, braquiorradial e tríceps braquial, após um período de duas semanas de imobilização em sujeitos saudáveis.

Nossa primeira hipótese para este estudo era de que não existiria diferença entre os grupos controle e experimental, no primeiro teste. A análise dos dados revelou que os grupos realmente não apresentaram diferenças, em função disso a hipótese um foi confirmada. Como no protocolo de fadiga, avaliamos apenas o sinal eletromiográfico (sem análise do torque), não comparamos o grupo controle entre os testes, em decorrência das limitações na reprodutibilidade do sinal elétrico, já que não tivemos controle do reposicionamento dos eletrodos nesse grupo.

Já foi demonstrado em animais que uma alteração do percentual de fibras ocorra em direção a uma redução da proporção de fibras de contração lenta, após um período de imobilização de um segmento, e que fibras de contração rápida entram em processo de fadiga antes das fibras de contração lenta (SIMARD et al., 1982; PETIT e GIOUX, 1993). Baseado nessas evidências esperava-se que, os

grupos musculares flexor e extensor da articulação do cotovelo do membro superior submetido à imobilização apresentassem menor capacidade de resistência à fadiga quando comparado ao período pré-imobilização ou aos segmentos não-imobilizados (hipótese dois). Ao analisarmos o tempo de sustentação da contração isométrica, observamos que não houve diferença entre os períodos pré- e pós-imobilização, portanto, os sujeitos deste estudo mantiveram sua capacidade de produção de força em determinado tempo e a segunda hipótese foi rejeitada.

Ao contrário do nosso estudo, Shaffer et al. (2000) verificaram maior resistência à fadiga induzida por contrações dinâmicas dos músculos flexores plantares, após imobilização por oito semanas, em decorrência de fratura da articulação do tornozelo. Os autores descrevem que adaptações neurológicas podem ocorrer durante um período de redução de uso, e como consequência disso, as unidades motoras envolvidas são disparadas em taxas submáximas, promovendo uma reserva metabólica capaz de suprir a demanda funcional.

Porém, Fuglevand et al. (1995) analisaram um protocolo de indução a fadiga por contração sustentada a 35% da contração voluntária máxima do músculo primeiro interósseo dorsal em sujeitos saudáveis, e relatam que apesar da tendência de maior fraqueza em sustentar a contração, não foi encontrada diferença significativa da resistência muscular, assim como no trabalho realizado por Duchateau e Hainaut (1991), que também não observaram diferença no tempo de sustentação da CVM.

Na análise do valor RMS durante este protocolo, esperávamos que o mesmo devesse apresentar um incremento inicial, devido à necessidade de maior recrutamento de unidades motoras (DUCHATEAU e HAINAUT, 1990), e em seguida uma redução mais acentuada (fatigabilidade mais precoce) dos músculos

imobilizados (hipótese dois). Como podemos observar nos resultados apresentados, apenas o TC sofreu influência da imobilização e em apenas dois momentos, o que não pode ser considerado como uma mudança de comportamento no recrutamento das unidades motoras.

Nossos resultados estão de acordo com o estudo de Yue et al. (1997), que ao testarem o tempo de sustentação em 65% da CVM de flexores e extensores da articulação do cotovelo após a imobilização (protocolo semelhante ao utilizado no presente trabalho), constataram que a resistência e a ativação elétrica (amplitude) mantiveram-se inalteradas. Os autores acreditam que esse resultado deva-se a junção neuromuscular, sem envolvimento de deslocamento na proporção de fibras.

Seki et al. (2001) avaliaram a fadiga após a imobilização por meio de contrações artificiais do músculo primeiro interósseo dorsal e também não observaram diferença entre os períodos pré- e pós-imobilização. No entanto, não discutem os possíveis mecanismos que mantiveram a capacidade de produção de força inalterada mesmo após o período de imobilização.

Em contrapartida, Fuglevand et al. (1995) encontraram aumento da amplitude do sinal eletromiográfico, provavelmente devido à necessidade de maior recrutamento de unidades motoras para manter o nível de força; entretanto, esse incremento foi menor quando comparado ao período pré-fadiga, o que é consistente como uma inibição neural durante a fadiga.

Por fim, nosso último objetivo foi verificar o comportamento da MDF ao longo do protocolo de fadiga. Considerando-se que a MDF do sinal EMG é uma medida representativa da fadiga, esperava-se que a mesma sofresse uma queda mais acentuada após a retirada da imobilização (hipótese três). Tal como ocorreu na análise do valor RMS, aqui também não foi encontrada diferença entre os períodos

pré- e pós-imobilização, entre os lados dominante e não-dominante do grupo experimental, tampouco entre os grupos da amostra.

Raros foram os trabalhos encontrados que associaram a eletromiografia ao processo de fadiga em seres humanos, após redução de uso. No entanto, Duchateau e Hainaut (1991) investigaram os efeitos da imobilização no espectro de frequência do sinal eletromiográfico durante o protocolo de fadiga do músculo adutor do polegar após a imobilização. Os resultados indicaram que a alteração na MDF em direção a valores de baixa frequência foi menor nos músculos imobilizados quando comparada a dos músculos não-imobilizados. Na fadiga induzida por estimulação elétrica, a redução na força e a alteração na MDF foram maiores nos músculos submetidos à imobilização, quando comparados com o grupo controle. Os diferentes efeitos da fadiga durante contrações voluntárias e contrações evocadas por estimulação elétrica indicaram que a imobilização provocou alterações no comando neural responsável pela contração, as quais explicam, pelo menos em parte, a redução na eficiência contrátil e na resistência à fadiga.

Na literatura científica é bem aceito que a redução de uso causa mudanças nas propriedades contráteis dos músculos. Porém, o estudo da fadiga parece ser o que revela resultados mais inconsistentes, até mesmo nos estudos em animais, em que as variáveis podem ser mais bem controladas, também apresentaram dados variáveis entre si. Na sua maior parte esses estudos revelam alterações na resistência à fadiga, porém nem todos, tal como se pode observar no trabalho de Leterme e Casasnovas (1999), que não demonstrou alteração significativa na fatigabilidade das fibras rápidas dos músculos extensores da articulação do tornozelo, após suspensão das patas traseiras de ratos por 14 dias.

De fato, os resultados do presente estudo demonstram que 14 dias de imobilização da articulação do cotovelo, em indivíduos saudáveis não determinou alterações na resistência à fadiga dos músculos bíceps braquial, braquiorradial e tríceps braquial.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

A avaliação dos efeitos da imobilização em indivíduos saudáveis, elimina efeitos da lesão musculoesquelética em um modelo de uso reduzido. As evidências dos efeitos da imobilização de um segmento corporal na estrutura e função musculares são fundamentais para que se possa entender, por exemplo, os efeitos da redução de gravidade na estrutura e função musculares de astronautas. Entretanto, estudos realizados em seres humanos saudáveis são complexos, e por esta razão, parecem ser encontrados em menor número, quando comparados aos trabalhos com animais ou com seres humanos que tenham sofrido algum tipo de lesão.

O presente estudo procurou verificar as alterações funcionais e estruturais, decorrentes de um período de imobilização, em sujeitos saudáveis. Estas alterações foram avaliadas por meio de medidas indiretas, tendo em vista a dificuldade natural existente de realizar pesquisas com avaliações diretas da estrutura muscular em seres humanos.

Verificamos, no entanto, que as alterações nas propriedades mecânicas e elétricas dos grupos musculares flexores e extensores da articulação do cotovelo de sujeitos saudáveis, após um período de redução de uso por imobilização desta articulação em um ângulo de 90° durante 14 dias, parecem mais difíceis de ser identificadas por medidas indiretas. De fato, pudemos constatar apenas uma redução da capacidade de produção de força de ambos os grupos musculares no

presente estudo. Esse resultado não foi associado com uma alteração sistemática da ativação elétrica ou da hipotrofia muscular (mensurada indiretamente pela perimetria). Esses fatores têm sido apontados sistematicamente como capazes de explicar a redução da força após a imobilização, uma vez que se preconiza que as alterações iniciais na redução da força se devem a mudanças no recrutamento de unidades motoras, ou à redução da área de secção transversa fisiológica dos músculos imobilizados.

É possível que a imobilização isolada do cotovelo em sujeitos saudáveis resulte apenas em uma hipotrofia muscular menos dramática que a imobilização decorrente de lesões musculoesqueléticas. Nessas lesões, além dos efeitos da redução do uso por imobilização, existem outros fatores associados como lesão muscular, dor, redução do suprimento sangüíneo por ruptura de vasos, necrose de tecidos, e alterações comportamentais decorrentes da lesão, de modo que o processo de inibição muscular e a redução do uso sejam mais intensos do que no caso de sujeitos saudáveis. Além disso, devido à integridade do sistema músculo-esquelético dos sujeitos saudáveis, seria de se esperar que eles ativassem normalmente seus músculos mesmo dentro de uma tala gessada, de modo que isso minimizaria os efeitos de redução do uso por imobilização, uma vez que esses sujeitos movimentavam normalmente as regiões do ombro e da mão, apesar da orientação para restrição das atividades normais.

Por fim, pesquisas que busquem maiores evidências das alterações musculares, após um período de imobilização em seres humanos, ainda se fazem necessárias a fim de estabelecer os mecanismos de adaptação funcional. O conhecimento desse mecanismo pode ser de grande valia para a área da

fisioterapia, em busca da compreensão científica de seus métodos de trabalho para recuperação da funcionalidade de um segmento corporal.

## REFERÊNCIAS

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

AKIMA, H.; KUBO, K.; IMAI, M.; KANEHISA, H.; SUZUKI, Y.; GUNJI, A.; FUKUNAGA, T. Inactivity and muscle: effect of resistance training during bed rest on muscle size in the lower limb. *Acta Physiol. Scand.* 172: 269-278, 2001.

ANDERSEN, J.L.; GRUSCHY-KNUDSEN, T.; SANDRI, C.; LARSSON, L.; SCHIAFFINO, S. Bed rest increases the amount of mismatched fibers in human skeletal muscle. *J. Appl. Physiol.* 86(2): 455-460, 1999.

ANDERSEN, L.L.; ANDERSEN, J.L.; MAGNUSSON, S.P.; SUETTA, C.; MADSEN, J.L.; CHRISTENSEN, L.R.; AAGAARD, P. Changes in human muscle force-velocity relationship in response to resistance training and subsequent detraining. *J. Appl. Physiol.* 99: 87-94, 2005.

ANDERSON, J.; ALMEIDA-SILVEIRA, M.I.; PÉROT, C. Reflex and muscular adaptation in rat soleus muscle after hind limb suspension. *J. Experimental Bio.* 202:2701-2707, 1999.

APPELL, H.J. Muscular atrophy following immobilization. A review. *Sports Med.* 10(1): 42-58, 1990.

ARMSTRONG, R.B.; PHELPS, R.O. Muscle fiber type composition of the rat hind limb. *Am. J. Anat.* 171: 259-272, 1984.

BERG, H.E.; 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.

BERG, H.E.; LARSSON, L.; TESCH, P.A. Lower limb skeletal muscle function after 6 wk of bed rest. *J. Appl. Physiol.* 82(1): 182-188, 1997.

BLOM JW, DOGGEN CJM, OSANTO S, ROSENDAAL FR. Old and new risk factors for upper extremity deep venous thrombosis. *J. Thromb. Haemost.* 2005; 3: 2471–8.

BOYES, G.; JOHNSTON, I. Muscle fibre composition of rat *vastus intermedius* following immobilization at different muscle lengths. *Eur. J. Physiol.* 381: 195-200, 1979.

CAIOZZO, V.J.; BAKER, M.J.; HERRICK, R.E.; TAO, M.; 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.

CHOR, H.; DOLKART, R.E. A study of “simple disuse atrophy” in the monkey. *Am. J. Physiol.* 117:626-630, 1936.

D'ANTONA, G.; PELLEGRINO, M.A.; ADAMI, R.; ROSSI, R.; CARLIZZI, C.N.; CANEPARI, M.; SALTIN, B.; BOTTINELLI, R. The effect of ageing and immobilization on structure and function of human skeletal muscle fibres. *J. Physiol.* 552(2): 499-511, 2003.

DESCHENES, M.R.; GILES, J.A.; McCOY, R.W.; VOLEK, J.S.; GOMEZ, A.L.; KRAEMER, W.J. Neural factors account for strength decrements observed after short-term muscle unloading. *Am. J. Physiol. Regulatory Integrative Comp. Physiol.* 282: 578-583, 2002.

DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K. Electrical and mechanical changes in immobilized human muscle. *J. Appl. Physiol.* 62(6): 2168-2173, 1987.

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

EDGERTON, V.R.; ROY, R.R.; LLEN, D.L.; MONTI, R.J. Adaptations in skeletal muscle disuse or decreased-use atrophy. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 8: S127-147, 2002.

FISCHBACH, G.D.; ROBBINS, N. Changes in contractile properties of disused soleus muscles. *J. Physiol. London.* 201:305-320, 1969.

FISCHER, E.; RAMSEY, V.W. Changes in protein content and in some physicochemical properties of the protein during muscular atrophies of various types. *J. Appl. Physiol.* 571-582, 1945.

FITTS, R.H.; METZGER, J.H.; RILEY, A.; UNSWORTH, B.R. Models of disuse: a comparison of hindlimb suspension and immobilization. *J. Appl. Physiol.* 60: 1946-1953, 1986.

FOURNIER, M.; ROY, R.R.; PERHAM, H.; SIMARD, C.P.; EDGERTON, V.R. Is limb immobilization a model of muscle disuse? *J. Neurophysiol.* 80:147-156, 1983.

FRAÇÃO, V.B.; VAZ, M.A. Influência da adaptação funcional na capacidade de produção de força no músculo esquelético. *Revista Perfil.* 4: 103-110, 2000.

FRAÇÃO, V.B.; VAZ, M.A. Influence of functional adaptation on torque-angle relation. Book of abstracts of the XVIII Congress of the International Society of Biomechanics, p.286, 2001.

FUGLEVAND, A.J.; BILODEAU, M.; ENOKA, R.M. Short-term immobilization has a minimal effect on the strength and fatigability of a human hand muscle. *J. Appl. Physiol.* 78(3): 847-855, 1995.

GEBOERS, J.F.M.; van TUJIL, J.H., SEELEN, H.A.M., DROST, M.R. Effect of immobilization on ankle dorsiflexion strength. *Scand. J. Rehab. Med.* 32: 66-71, 2000.

GONDIN, J.; GUETTE, M.; MAFFIULETTI, N.A.; MARTIN A. Neural activation of the triceps surae is impaired following 2 weeks of immobilization. *Eur. J. Appl. Physiol.* 93: 359- 365, 2004.

HÄGGMARK, T.; JANSSON, E.; ERIKSON, E. Fibre type area and metabolic potential of the thigh muscle in man after surgery and immobilization. *Int. J. Sports Med.* 2: 12-17, 1981.

HATHER, B.M.; ADAMS, G.R.; TESCH, P.A.; DUDLEY, G.A. Skeletal muscle responses to lower limb suspension in humans. *J. Appl. Physiol.* 72 (4): 1493-1498, 1992.

HESPEL, P.; OP'T EIJNDE, B.; VAN LEEMPUTTE, M.; URSO, B.; GREENHAFF, P.L.; LABARQUE, V.; DYMARKOWSKI, S.; VAN HECKE, P.; 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.

HOPPENFELD, S.; MURTHY V.L. Tratamento e Reabilitação de Fraturas. Manole: São Paulo, 2001.

HORTOBÁGYI, T.; DEMPSEY, L.; FRASER, D.; ZHENG, D.; HAMILTON, G.; LAMBERT, J.; DOHM, L. Changes in muscle strength, muscle fiber size and myofibrillar gene expression after immobilization and retraining in humans. *J. Physiol.* 524:293-304, 2000.

JÄNKÄLÄ, H.; HARJOLA, V.P.; PETERSEN, N.E.; HÄRKÖNEN, M. Myosin heavy chain mRNA transform to faster isoforms in immobilized skeletal muscle: a quantitative PCR study. *J. Appl. Physiol.* 82(3): 977-982, 1997.

JOFFE HV, KUCHER N, TAPSON VF, GOLDBABER SZ. Upper-Extremity Deep Vein Thrombosis: A Prospective Registry of 592 Patients. *Circulation*. 2004; 110: 1605-11.

JOHNSON, H.A.; BALDWIN, R.L.; KLASING, K.C.; FRANCE, J.; CALVERT, C.C. A rodent model of protein turnover used to design an experiment for measuring rates of channeling, recycling, and protein synthesis. *J. Nutr.* 130: 3097-3102, 2000.

KITAI, T.A.; SALE, D.G. Specificity of joint angle in isometric training. *Eur. J. Appl. Physiol.* 58: 744-748, 1989.

KITAHARA, A.; HAMAOKA, T.; MURASE, N.; HOMMA, T.; KUROSAWA, Y.; UEDA, C.; NAGASAWA, T.; ICHIMURA, S.; MOTOBE, M.; YASHIRO, K.; NAKANO, S.; KATSUMURA, T. Deterioration of muscle function after 21-day forearm immobilization. *Med. Sci. Sports Exerc.* 35 (10): 1697-1702, 2003.

KORYAK, Y. Changes in the action potential and contractile properties of skeletal muscle in humans with repetitive stimulation after long-term dry immersion. *Eur. J. Appl. Physiol.* 74:496-503, 1996.

LABARQUE, V.L.; OP'T EIJNDE, B.; VAN LEEMPUTTE, M. Effect of immobilization and retraining on torque-velocity relationship of human knee flexor and extensor muscles. *Eur. J. Appl. Physiol.* 86:251-257, 2002.

LAMBERTZ, D.; GOUBEL, F.; KASPRANSKI, R.; PÉROT, C. Influence of long-term spaceflight on neuromechanical properties of muscles in humans. *J. Appl. Physiol.* 94: 490-498, 2003.

LE BLANC, A.; MARSH, C.; EVANS, H.; JOHNSON, P.; SCHNEIDER, V.; JHINGRAN, S. Bone and muscle atrophy with suspension of the rat. *J. Appl. Physiol.* 58 (4): 1669-1675, 1985.

LE BLANC, A.; ROWE, R.; EVANS, H.; WEST, S.; SHACKELFORD, L.; SCHNEIDER, V. Muscle atrophy during long duration bed rest. *Int. J. Sports Med.* 18:S283-S334, 1997.

LESMES, G.R.; COSTILL, D.L.; COYLE, E.F.; FINK, W.J. Muscle strength and power changes during maximal isokinetic training. *Med. Sci. Sports* 10 (4): 266-269, 1978.

LETERME, D.; CASASNOVAS, B. Adaptation of rat lateral gastrocnemius muscle motor units during hindlimb unloading. *Eur. J. Appl. Physiol.* 79: 312-317, 1999.

LIEBER, R.L.; FRIDÉN, J.O. HARGENS, A.R.; DANZIG, L.A.; GERSHUNI, D.H. Differential response of the dog quadriceps muscle to external skeletal fixation of the knee. *Muscle Nerve.* 11:193-201, 1988.

LIEBER, R.L. *Skeletal Muscle Structure and function: Implications for Rehabilitation and Sports Medicine.* USA, Williams & Wilkins, 1992.

MACDOUGALL, J.D.; WARD, G.R.; SALE, D.G.; SUTTON, J.R. Biochemical adaptation of human skeletal muscle to heavy resistance training and immobilization. *J. Appl. Physiol. Respirat. Environ. Exercise Physiol.* 43(4): 700-703, 1977.

MACDOUGALL, J.D.; ELDER, J.C.B.; SALE, D.G.; MOROZ, J.R.; SUTTON, J.R. Effects of strength training and immobilization of human muscle fibers. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 43:25-34, 1980.

MCDONALD, K.S.; BLASER, C.A.; FITTS, R.H. Force-velocity and power characteristics of rat soleus muscle after hindlimb suspension. *J. Appl. Physiol.* 77(4): 1609-1616, 1994.

MAIER, A.J.L.; CROCKETT, D.R.; SIMPSON, C.W.; SAUBERT, IV.; EDGERTON, V.R. Properties of immobilized guinea pig hindlimb muscles. *Am. J. Physiol.* 231:1520-1526, 1976.

MARTINELLI, I.; CATTANEO, M.; PANZERI, D.; TAIOLI, E.; MANNUCCI, P.M. Risk Factors for Deep Venous Thrombosis of the Upper Extremities. *Annals of internal medicine.* 1997; 126 (9); 707-11.

MATHUR, S.; ENG, J.J.; MACINTERY. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *J. Electromyo. Kinesiol.* 15: 102-110, 2005.

MERLETTI, R.; LO CONTE, L.R.; ORIZIO, C. Indices of muscle fatigue. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 1(1): 20-33, 1991.

MORITANI, T. e DEVRIES, H.A. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am. J. Phys. Med.* 58 (3): 115-130, 1979.

MÜLLER, E.A. Influence of training and of inactivity on muscle strength. *Archives Phys. Med. Rehab.* 51: 449-462, 1970.

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

PATHARE, N.; WALTER, G.A.; STEVENS, J.E.; YANG, Z.; OKERKE, E.; GIBBS, J.D.; ESTERHAI, J.L.; SCARBOROUGH, M.T.; GIBBS, C.P.; SWEENEY, H.L.; VANDENBORNE, K. Changes in inorganic phosphate and force production in human skeletal muscle after cast immobilization. *J. Appl. Physiol.* 98: 307-314, 2005.

PATHARE, N.C.; STEVENS J.E.; WALTER, G.A.; SHAH, P.; JAYARAMAN, A.; TILLMAN, S.M.; SCARBOROUGH, M.T.; PARKER GIBBS, C.; VANDENBORNE, K. Deficit in human muscle strength with cast immobilization: contribution of inorganic phosphate. *Eur. J. Appl. Physiol.* 98: 71–78, 2006.

PATTISON, J.S.; FOLK, L.C.; MADSEN, R.W.; CHILDS, T.E.; SPANGENBURG, E.E.; BOOTH, F.W. Expression profiling identifies dysregulation of myosin heavy chains IIb and IIx during limb immobilization in the soleus muscles of old rats. *J. Physiol.* 553 (2): 357-368, 2003.

PETIT, J.; GIOUX, M. Properties of motor units after immobilization of cat *peroneus longus* muscle. *J. Appl. Physiol.* 74(3): 1131-1139, 1993.

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

ROY, R.R.; BELLO, M.A.; BOUISSOU, P.; EDGERTON, R. Size and metabolic properties of fibers in rat fast-twitch muscles after hindlimb suspension. *J. Appl. Physiol.* 62(6): 2348-2357, 1987.

SEKI, K.; TANIGUCHI, Y.; NARUSAWA, M. Alterations in contractile properties of human skeletal muscle induced by joint immobilization. *J. Physiol.* 530(3): 521-532, 2001.

SEMMLER, J.G.; KUTZSCHER, D.V.; ENOKA, R.M. Limb immobilization alters muscle activation patterns during a fatiguing isometric contraction. *Muscle & Nerve.* 23: 1381-1392, 2000.

SHAFFER, M.A.; OKEREKE, E.; ESTERHAI JR., J.L.; ELLIOTT, M.A.; WALTER, G.A.; YIM, S.H.; VANDENBORNE, K. Effects of immobilization on plantar-flexion torque, fatigue resistance, and functional ability following an ankle fracture. *Physical Therapy.* 80(8): 769-780, 2000.

SHAH, S.B.; PETERS, D.; JORDAN, K.A.; MILNER, D.J.; FRIDÉN, J.; CAPETANAKI, Y.; LIEBER, R.L. Sarcomere number regulation maintained after immobilization in desmin-null mouse skeletal muscle. *J. Experim. Biol.* 204: 1703-1710, 2001.

SIMARD, C.P.; SPECTOR, S.A.; EDGERTON, V.R. Contractile properties of rat hind limb muscles immobilized at different lengths. *Experim. Neurol.* 77:467-482, 1982.

SPECTOR, S.A.; SIMARD, C.P.; FOURNIER, M.; STERNLICHT, E.; EDGERTON, V.R. Architectural alterations of rat hind-limb skeletal muscles immobilized at different lengths. *Exp. neurol.* 76: 94-110, 1982.

SUETTA, C.; AAGAARD, P.; ROSTED, A.; JAKOBSEN, A.K.; DUUS, B.; KJAER, M.; MAGNUSSON, S.P. Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. *J. Appl. Physiol.* 97:1954-1961, 2004.

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

TANAKA, T.; KARIYA, Y.; HOSHINO, Y. Histochemical study on the changes in muscle fibers in relation to the effects of aging on recovery from muscular atrophy caused by disuse in rats. *J. Orthop. Sci.* 9:76-85, 2004.

TALMADGE, R.J. Myosin heavy chain isoform expression following reduced neuro muscular activity: potential regulatory mechanisms. *Muscle & Nerve.* 23: 661-679, 2000.

TALMADGE, R.J.; ROY, R.R.; CAIOZZO, V.J.; EDGERTON, V.R. Mechanical properties of rat soleus after long-term spinal cord transection. *J. Appl. Physiol.* 93: 1487-1497, 2002.

TRAPPE, S.W.; TRAPPE, T.A.; LEE, G.A.; WIDRICK, J.J.; COSTILL, D.L.; FITTS, R.H. Comparison of a space shuttle flight (STS-78) and bed rest on human muscle function. *J. Appl. Physiol.* 91:57-64, 2001.

VAZ, M.A.; ZHANG, Y.T.; GUIMARÃES, A.C.; 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, 1996.

VAZ, M.A.; FRAÇÃO, V.B.; PRESSI, A.M.S.; SCHEEREN, E.M. Adaptação funcional do sistema músculo-esquelético a demandas funcionais específicas: o caso dos movimentos repetitivos no trabalho. In MERLO, A.R.C. *Saúde e Trabalho no Rio Grande do Sul*. Rio Grande do Sul: UFRGS, 2004.

VELDHUIZEN, J.W.; VERSTAPPEN, F.T., VROEMEN, J.P.; KUIPERS, H.; GREEP, J.M. Functional and morphological adaptations following four weeks of knee immobilization. *Int. J. Sports Med.* 14:283-287, 1993.

VØLLESTAD, N.K. Measurement of human muscle fatigue. *J. Neuroscin. Meth.* 74:219-227, 1997.

YUE, G.H.; BILODEAU, M.; HARDY, P.A.; ENOKA, R.M. Task-dependent effect of limb immobilization on the fatigability of the flexor muscles in humans. *Exp. Physiol.* 82: 567-592, 1997.

WILLIAMS, P.E.; GOLDSPINK, G. Changes in sarcomere length and physiological properties in immobilized muscle. *J. Anat.* 3:459-468, 1978.

WITZMANN, F.A.; KIM, D.H.; FITTS, R.H. Hindlimb immobilization: length-tension and contractile properties of skeletal muscle. *J. Appl. Physiol.* 53(2): 335-345, 1982.

***ANEXOS***

## **ANEXO A1 - Termo de Consentimento Informado Grupo Controle**

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

**Linha de Pesquisa:** BASES NEUROMECÂNICAS DO MOVIMENTO

**Objetivos:** Investigar as alterações musculares após a imobilização.

**Título do Projeto:** Adaptação funcional das propriedades mecânicas do músculo após a imobilização.

**Pesquisadores:** Marco Aurélio Vaz e Ana Paula Barcellos Karolczak

### **Termo de Consentimento do Participante**

As alterações musculares que acontecem após um período de imobilização por alguma lesão causam repercussões nas atividades de vida diária. Por isso se torna muito importante o estudo dessas alterações, ou seja, o que ocorre com o músculo logo após a retirada da imobilização.

Os estudos científicos realizados até o momento indicam que ainda existem dúvidas em relação a este tema. É importante sabermos o que ocorre, para que o tratamento seja melhor direcionado.

Abaixo, seguem-se as informações a respeito do estudo.

**Dados Pessoais:** As seguintes informações serão obtidas: nome, telefone, idade, dados antropométricos (peso e altura) e história clínica.

As medidas de torque/força dos músculos do braço serão obtidas através de contrações voluntárias (esforços voluntários), utilizando um equipamento chamado dinamômetro isocinético Cybex.

As medidas de ativação muscular serão realizadas com a colocação de eletrodos na sua pele, bem como depilação e limpeza da pele no local de teste.

Os testes serão realizados no mesmo dia. O tempo de permanência no laboratório será de aproximadamente duas horas a cada dia.

Esse termo de consentimento é apenas parte de um processo de consentimento informado. Ele deve lhe dar uma idéia básica do que se trata o projeto. 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

**Riscos e benefícios:** Participando deste projeto, você estará nos ajudando a melhor compreender este assunto e, assim, possibilitará o auxílio a outros indivíduos acometidos pela mesma lesão. Este estudo poderá acarretar uma alteração funcional temporária (perda da força muscular), além de um desconforto muscular devido ao esforço não familiar, e vermelhidão na pele devido à colocação dos eletrodos na mesma. A força muscular deverá retornar espontaneamente e 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.

A sua assinatura nesse formulário indica que você entendeu satisfatoriamente a informação relativa à sua participação e que 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 entrar em contato com o professor Marco Aurélio Vaz (3316-5860). Se você tiver dúvidas relativas aos seus direitos como um possível participante dessa pesquisa, favor entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS).

---

Assinatura pesquisador

---

Nome por extenso

---

Assinatura participante

---

Nome por extenso

---

Data

## **ANEXO A2 - Termo de Consentimento Informado Grupo Experimental**

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

**Linha de Pesquisa:** BASES NEUROMECÂNICAS DO MOVIMENTO

**Objetivos:** Investigar as alterações musculares após a imobilização.

**Título do Projeto:** Adaptação funcional das propriedades mecânicas do músculo após a imobilização.

**Pesquisadores:** Marco Aurélio Vaz e Ana Paula Barcellos Karolczak.

### **Termo de Consentimento do Participante**

As alterações musculares que acontecem após um período de imobilização por alguma lesão causam repercussões nas atividades de vida diária. Por isso se torna muito importante o estudo dessas alterações, ou seja, o que ocorre com o músculo logo após a retirada da imobilização.

Os estudos científicos realizados até o momento indicam que ainda existem dúvidas em relação a este tema. É importante sabermos o que ocorre, para que o tratamento seja mais bem direcionado.

Abaixo, seguem-se as informações a respeito do estudo.

As seguintes informações serão obtidas: nome, telefone, idade, dados antropométricos (peso e altura) e história clínica.

Você terá seu braço não dominante imobilizado por meio de uma tala gessada por um período de duas semanas.

As medidas de torque/força dos músculos do braço serão obtidas por meio de contrações voluntárias (esforços voluntários), utilizando um equipamento chamado dinamômetro isocinético.

As medidas de ativação muscular serão realizadas com a colocação de eletrodos na sua pele, bem como depilação e limpeza da pele no local de teste.

Os testes serão realizados no mesmo dia. O tempo de permanência no laboratório será de aproximadamente duas horas. Você terá que fazer os testes antes de colocar a imobilização e logo após a retirada da mesma. Em seguida, avaliações semanais da força máxima serão realizadas para acompanhar a plena recuperação. Caso permaneça um déficit de força após um mês da retirada da tal, você será convidado a participar de um programa de reabilitação.

Esse termo de consentimento é apenas parte de um processo de consentimento informado. Ele deve lhe dar uma idéia básica do que se trata o projeto. 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 neste estudo, caso isso se faça necessário. De igual forma, você pode retirar o seu consentimento em participar no mesmo a qualquer momento.

**Riscos e benefícios:** Participando deste projeto, você estará nos ajudando a melhor compreender este assunto e, assim, possibilitará o auxílio a indivíduos que passarão por um período de imobilização em decorrência de lesão. Este estudo acarreta risco mínimo de ocorrência de trombose venosa profunda aos participantes, além do 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. Também poderá ocorrer uma fraqueza muscular temporária que será recuperada com o retorno as atividades de vida diária.

**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.

A sua assinatura nesse formulário indica que você entendeu satisfatoriamente a informação relativa à sua participação e que 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 entrar em contato com o professor Marco Aurélio Vaz (3316-5860). Se você tiver dúvidas relativas aos seus direitos como um possível participante dessa pesquisa, favor entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS).

---

Assinatura pesquisador

---

Nome por extenso

---

Assinatura participante

---

Nome por extenso

---

Data

## ANEXOS B - Rotinas de Análise dos Dados Eletromiográficos

```

%Rotina para calcular o valor RMS durante teste Torque x Angulo
%by Ana, Bini and Fernando
%date Marco de 2006
%-----
clear; clc; close all;
%import .txt fileclear
[filename,pathname] = uigetfile('* .txt','MultiSelect','on');
[lin,col]=size(filename);
counter=0
%informar o valor do ganho dos canais de EMG
gain=input('digite o valor do ganho = ');
for i=1:col
    A = importdata(filename{1,i});
    data = A.data;
    counter=counter+1;
%separando os canais
Time=data(:,1);
Torque=data(:,2);
Bicepsshort=data(:,3);
Bicepslong=data(:,4);
Braquior=data(:,5);
Tricepsshort=data(:,6);
Tricepslong=data(:,7);
%remover o componente DC
BicepsshortDC= Bicepsshort-mean(Bicepsshort);
BicepslongDC= Bicepslong-mean(Bicepslong);
BraquiorDC= Braquior-mean(Braquior);
TricepsshortDC= Tricepsshort-mean(Tricepsshort);
TricepslongDC= Tricepslong-mean(Tricepslong);
%retirar o ganho
Bicepsshort=Bicepsshort/gain;
Bicepslong=Bicepslong/gain;
Braquior=Braquior/gain;
Tricepsshort=Tricepsshort/gain;
Tricepslong=Tricepslong/gain;
%Definindo número max de pontos
Npoints=size(Time); Npoints=max(Npoints);
%Calculando SR (SR = sample rate)
TimeMax=max(Time);
SR=Npoints/TimeMax; SR=round(SR);
%Calculando tempo de cada ponto
Timepoint=TimeMax/Npoints;
%filtrando curva de torque para obtenção do ponto max
SR=max(SR);
SRr=2*(10/SR);
[B,A]=butter(3,SRr,'low');
Torquefilt=filter(B,A,Torque);
%Achando pico de torque
figure(i); plot(Torquefilt); hold on;
h=msgbox('Please use the mouse to define the peak');
waitfor(h); [picotorque,y]=ginput(1);
clear ('y'); clear ('h'); close
peak1=picotorque-1000;
peak1=round(peak1);
peak2=picotorque+1000;
peak2=round(peak2);
nplato=max(size(peak1:peak2));

```

```

%Recortando plato de forza
Time=Time(peak1:peak2);
Torquefilt=Torquefilt(peak1:peak2);
Bicepsshort=Bicepsshort(peak1:peak2);
Bicepslong=Bicepslong(peak1:peak2);
Braquior=Braquior(peak1:peak2);
Tricepsshort=Tricepsshort(peak1:peak2);
Tricepslong=Tricepslong(peak1:peak2);
%filtering EMG signal
FCutMin=10;
SRR1=2*(FCutMin/SR);
FCutMax=500;
SRR2=2*(FCutMax/SR);
[B1,A1]=butter(5,[SRR1 SRR2],'bandpass');
clear('FCutMax');
clear('FCutMin');
clear('SRR1');
clear('SRR2');
Bicepsshortfilt=filtfilt(B1,A1,Bicepsshort);
Bicepslongfilt=filtfilt(B1,A1,Bicepslong);
Braquiorfilt=filtfilt(B1,A1,Braquior);
Tricepsshortfilt=filtfilt(B1,A1,Tricepsshort);
Tricepslongfilt=filtfilt(B1,A1,Tricepslong);
clear('A1');
clear('B1');
clear('Bicepsshort');
clear('Bicepslong');
clear('Braquior');
clear('Tricepsshort');
clear('Tricepslong');
muscles=[Bicepsshortfilt,Bicepslongfilt,Braquiorfilt,Tricepsshortfilt,Tricepslongfilt];
% RMS of EMG signal
for n= 1:5
    Vrms(n)=sqrt(mean(muscles(:,n).^2));
end
%put the results in to a matrix
valorRMS(i,:)=Vrms;
end
%normalizar os dados de extensão pela CVM
for n=1:5
    RMSnormex(:,n)=(valorRMS(1:6,n)/valorRMS(4,n))*100;
    RMSabnormex(:,n)=valorRMS(1:6,n)/valorRMS(4,n);
end
%normalizar os dados de flexão pela CVM
for n=1:5
    RMSnormfx(:,n)=(valorRMS(7:12,n)/valorRMS(10,n))*100;
    RMSabnormfx(:,n)=valorRMS(7:12,n)/valorRMS(10,n);
end
%criar uma matriz com os valores RMS de ext e flex
RMSnorm=[RMSnormex;RMSnormfx];
RMSabnorm=[RMSabnormex;RMSabnormfx];
%save the data
save RMS.txt valorRMS -ascii
save RMSnorm.txt RMSnorm -ascii
save RMSabnorm.txt RMSabnorm -ascii

```

```

%Rotina para calcular o valor RMS TxV MSE EXTENSÃO
%by Ana, Bini and Fernando
%date Marco de 2006
%-----
clear; clc; close all
%import .txt file
[filename,pathname] = uigetfile('* .txt', 'MultiSelect', 'on');
[lin,col]=size(filename);
counter=0
%informar o valor do ganho dos canais de EMG
gain=input('digite o valor do ganho = ');
CVMex=input('valor RMS com VÍRGULA da CVMex [BC,BL,Br,TC,TL] = ');
for i=1:col
    A = importdata(filename{1,i});
    data = A.data;
    counter=counter+1;
%separando os canais
Time=data(:,1);
Torque=data(:,2);
Bicepsshort=data(:,3);
Bicepslong=data(:,4);
Braquior=data(:,5);
Tricepsshort=data(:,6);
Tricepslong=data(:,7);
%remover o componente DC
BicepsshortDC= Bicepsshort-mean(Bicepsshort);
BicepslongDC= Bicepslong-mean(Bicepslong);
BraquiorDC= Braquior-mean(Braquior);
TricepsshortDC= Tricepsshort-mean(Tricepsshort);
TricepslongDC= Tricepslong-mean(Tricepslong);
%retirar o ganho
Bicepsshort=Bicepsshort/gain;
Bicepslong=Bicepslong/gain;
Braquior=Braquior/gain;
Tricepsshort=Tricepsshort/gain;
Tricepslong=Tricepslong/gain;
%Definindo número max de pontos
Npoints=size(Time); Npoints=max(Npoints);
%Calculando SR (SR = sample rate)
TimeMax=max(Time); SR=Npoints/TimeMax; SR=round(SR);
%Calculando tempo de cada ponto
Timepoint=TimeMax/Npoints;
%filtrando curva de torque para obtencao do ponto max
SR=max(SR);
SRr=2*(10/SR);
[B,A]=butter(3,SRr,'low');
Torquefilt=filtfilt(B,A,Torque);
%recortar a curva de extensão
%pico de extensão
[Yex,Xex]=min(Torquefilt);
%inicio da curva de extensão (esquerda)
Xleft=Xex;
while (data(Xleft,2))<=0
    Xleft=Xleft-1;
end

%fim da curva de extensão (direita)
Xright=Xex;
while (data(Xright,2))<=0

```

```

    Xright=Xright+1;
end
%definindo o período de extensão
peak1=Xleft;
peak2=Xright;
%Recortando plato de força
Time=Time(peak1:peak2);
Torquefilt=Torquefilt(peak1:peak2);
Bicepsshort=Bicepsshort(peak1:peak2);
Bicepslong=Bicepslong(peak1:peak2);
Braquior=Braquior(peak1:peak2);
Tricepsshort=Tricepsshort(peak1:peak2);
Tricepslong=Tricepslong(peak1:peak2);
%filtering EMG signal
FCutMin=10;
SRR1=2*(FCutMin/SR);
FCutMax=500;
SRR2=2*(FCutMax/SR);
[B1,A1]=butter(5,[SRR1 SRR2],'bandpass');
Bicepsshortfilt=filtfilt(B1,A1,Bicepsshort);
Bicepslongfilt=filtfilt(B1,A1,Bicepslong);
Braquiorfilt=filtfilt(B1,A1,Braquior);
Tricepsshortfilt=filtfilt(B1,A1,Tricepsshort);
Tricepslongfilt=filtfilt(B1,A1,Tricepslong);
muscles=[Bicepsshortfilt,Bicepslongfilt,Braquiorfilt,Tricepsshortfilt,Tricepslongfilt];
% RMS of EMG signal
for n= 1:5
    Vrms(n)=sqrt(mean(muscles(:,n).^2));
end
%put the results in to a matrix
valorRMS(i,:)=Vrms;
end
%normalizar os dados de flexão pela CVM
for n=1:5
    RMSnormfx(:,n)=(valorRMS(:,n)/CVMex(1,n))*100;
    RMSabnormfx(:,n)=valorRMS(:,n)/CVMex(1,n);
end
%criar uma matriz com os valores RMS de ext e flex
RMSnorm=RMSnormfx;
RMSabnorm=RMSabnormfx;
%save the data
save TxVLex.txt valorRMS -ascii
save TxVLexnorm.txt RMSnorm -ascii
save TxVLexabnorm.txt RMSabnorm -ascii

```

```

%Rotina para calcular valor RMS e a mediana da frequência
%by Ana, Bini and Fernando
%date junho de 2006
%-----
clear; clc; close all
[filename,pathname] = uigetfile('*.txt');
gain=input('digite o valor do ganho = ');
CVMext=input('valor RMS com VÍRGULA da CVMetx BC,BL,Br,TC,TL = ');
A = importdata(filename); data = A.data;
%separando os canais
Time=data(:,1); Torque=data(:,2);
Bicepsshort=data(:,3); Bicepslong=data(:,4);
Braquior=data(:,5); Tricepsshort=data(:,6); Tricepslong=data(:,7);
%remover o componente DC do sinal EMG
Bicepsshort=Bicepsshort-mean(Bicepsshort);
Bicepslong=Bicepslong-mean(Bicepslong);
Braquior=Braquior-mean(Braquior);
Tricepsshort=Tricepsshort-mean(Tricepsshort);
Tricepslong=Tricepslong-mean(Tricepslong);
%retirar o ganho do sinal EMG e transformar o sinal de Volts para mVolts
Bicepsshort=Bicepsshort/gain*1000; Bicepslong=Bicepslong/gain*1000;
Braquior=Braquior/gain*1000; Tricepsshort=Tricepsshort/gain*1000;
Tricepslong=Tricepslong/gain*1000;
%Definindo número max de pontos
Npoints=length(Time); TimeMax=max(Time);
SR=round(Npoints/TimeMax); Timepoint=TimeMax/Npoints;
%filtrando curva de torque para obtenção do ponto max
SR=max(SR); SRr=2*(10/SR);
[B,A]=butter(3,SRr,'low'); Torquefilt=filtfilt(B,A,Torque);
%recortar a curva de extensão
[Yext,Xext]=max(Torquefilt);
Xleft=Xext;
    while (data(Xleft,2))>=0
        Xleft=Xleft-1;
    end
%fim da curva (direita)
Xright=Xext;
    while (data(Xright,2))>=0
        Xright=Xright+1;
    end
%definindo o período de extensão
peak1=Xleft; peak2=Xright;
%Recortando plato de força
Time2=Time(peak1:peak2);
Torquefilt=Torquefilt(peak1:peak2);
Bicepsshort=Bicepsshort(peak1:peak2);
Bicepslong=Bicepslong(peak1:peak2);
Braquior=Braquior(peak1:peak2);
Tricepsshort=Tricepsshort(peak1:peak2);
Tricepslong=Tricepslong(peak1:peak2);
%filtering EMG signal
FCutMin=10; SRR1=2*(FCutMin/SR);
FCutMax=500; SRR2=2*(FCutMax/SR);
[B1,A1]=butter(5,[SRR1 SRR2],'bandpass');
clear('FCutMax','FCutMin','SRR1','SRR2');
%filtering EMG channels
Bicepsshortfilt=filtfilt(B1,A1,Bicepsshort);
Bicepslongfilt=filtfilt(B1,A1,Bicepslong);
Braquiorfilt=filtfilt(B1,A1,Braquior);

```

```

Tricepsshortfilt=filtfilt(B1,A1,Tricepsshort);
Tricepslongfilt=filtfilt(B1,A1,Tricepslong);
muscles=[Bicepsshortfilt,Bicepslongfilt,Braquiorfilt,Tricepsshortfilt,Tricepslongfilt];
%recortar janelas de 3 segundos (6000 pontos) para calcular a valor RMS
npontos=length(Torquefilt); njanelas=npontos/6000;
for j=1:njanelas+1
    janela(j,1)=(j-1)*6000+1;
end
%valor RMS de cada músculo em janelas de 3 seg
for j=1:njanelas-1
    for n=1:5
        Vrms(j,n)=sqrt(mean(muscles(janela(j):janela(j+1),n).^2));
    end
end
%normalizar os dados de extensão pela CVM
for n=1:5
    RMSSnor(:,n)=(Vrms(:,n)./CVMext(1,n))*100;
    RMSSabnor(:,n)=Vrms(:,n)./CVMext(1,n);
end
%criar um matriz com a FFT das janelas recortadas de cada músculo
for j=1:njanelas-1
    Torquecut(:,j)=(Torquefilt(janela(j):janela(j+1)));
    BCfft(:,j)=fft(Bicepsshortfilt(janela(j):janela(j+1)));
    BLfft(:,j)=fft(Bicepslongfilt(janela(j):janela(j+1)));
    BRfft(:,j)=fft(Braquiorfilt(janela(j):janela(j+1)));
    TCfft(:,j)=fft(Tricepsshortfilt(janela(j):janela(j+1)));
    TLfft(:,j)=fft(Tricepslongfilt(janela(j):janela(j+1)));
end
%matriz de nlinhas(6000 para 3 seg) X ncolunas (nº de janelas)
musclefft = [BCfft BLfft BRfft TCfft TLfft];
[nlinhas ncolunas]=size(musclefft);
%Definindo número max de pontos depois de recortar a curva de torque
npontos=nlinhas;
%calcular a FFT dos valores absolutos de cada janela
musclen=length(musclefft); nyquist = 1/2;
freq = SR*(1:npontos/2)/(npontos/2)*nyquist; freq = freq';
for i=1:ncolunas
    musclepower(:,i)=(abs(musclefft(1:floor(musclen/2),i)).*nyquist)/1000;
    sumFFT(:,i)=cumsum(musclepower(:,i));
    areamax(i)=max(sumFFT(:,i))/2;
    local(i)=find(sumFFT(:,i)>=areamax(i),1);
    mdf(i)=freq(local(i));
end
%dividir a matriz MDF em 5 matriz
[nl nc]=size(Torquecut);
for i=1:5
    MDF(i,:)=mdf((nc*i-nc)+1:nc*i);
end
%save the data
save FadVrms.txt Vrms -ascii
save FadRMSnor.txt RMSnor -ascii
save FadRMSabnor.txt RMSabnor -ascii
save MDF.txt MDF -ascii

```

### ANEXOS C - Dados de torque isométrico e eletromiografia

Tabela AN C1: Torque absoluto máximo para flexores e extensores do cotovelo, em cada ângulo avaliado, no grupo controle (média±DP). Teste um indica a primeira avaliação e teste dois, a segunda avaliação. \* indica  $p < 0,05$ .

Torque absoluto (Nm)								
Ângulo (°)	Flexores				Extensores			
	Dominante		Não-dominante		Dominante		Não-dominante	
	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2
0	36±15	34±10	38±12	35±9*	42±9	42±9	38±9	38±10
30	51±16	48±17	48±15	44±9	49±13	52±14	54±11	50±11
60	69±20	67±19	62±13	61±11	59±17	64±18	60±14	57±11
90	76±16	77±21	79±17	72±16	62±15	69±20	60±13	64±16
120	43±9	51±10*	46±11	59±18	44±12	46±13	40±11	49±17

Tabela AN C2: Torque absoluto máximo para flexores e extensores do cotovelo do lado dominante, em cada ângulo avaliado, no grupo experimental (média±DP). Teste um indica a primeira avaliação e teste dois, a segunda avaliação.

Torque absoluto (Nm)				
Ângulo (°)	Flexores		Extensores	
	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2
0	33±7	32±4	38±3	41±5
30	44±7	44±5	46±6	46±4
60	61±11	62±9	54±12	56±7
90	75±15	76±12	59±16	63±16
120	55±11	60±6	46±15	43±12

Tabela AN C3: Relação torque-ângulo dos músculos flexores e extensores do cotovelo do grupo controle, normalizados pelo ângulo de 90° (média±DP). Teste 1 indica a primeira avaliação e teste 2, a segunda avaliação.

Torque normalizado (Nm/Nm <sub>máx</sub> )								
Ângulo (°)	Flexores				Extensores			
	Dominante		Não-dominante		Dominante		Não-dominante	
	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2
0	0,47±	0,45±	0,57±	0,49±	0,68±	0,63±	0,65±	0,61±
	0,16	0,13	0,18	0,11	0,09	0,10	0,19	0,17
30	0,67±	0,62±	0,71±	0,62±	0,80±	0,76±	0,91±	0,79±
	0,14	0,12	0,20	0,10	0,10	0,09	0,17	0,18
60	0,90±	0,86±	0,92±	0,86±	0,93±	0,93±	1,00±	0,91±
	0,13	0,11	0,17	0,16	0,10	0,07	0,17	0,13
120	0,59±	0,68±	0,68±	0,78±	0,71±	0,69±	0,68±	0,76±
	0,15	0,18	0,11	0,18	0,08	0,10	0,17	0,11

Tabela AN C4: Relação torque-ângulo dos músculos flexores e extensores do cotovelo do lado dominante do grupo experimental, normalizados pelo ângulo de 90° (média±DP). Teste 1 indica a primeira avaliação e teste 2, a segunda avaliação.

Torque normalizado (Nm/Nm <sub>máx</sub> )				
Ângulo (°)	Flexores		Extensores	
	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2
0	0,46±0,11	0,43±0,08	0,69±0,22	0,7±0,24
30	0,61±0,14	0,58±0,09	0,84±0,23	0,78±0,23
60	0,82±0,11	0,81±0,03	0,95±0,13	0,93±0,21
120	0,74±0,06	0,83±0,09	0,77±0,08	0,69±0,1

Tabela AN C5: Valores RMS normalizados pelo valor RMS da CVM isométrica para cada ângulo avaliado, do lado dominante (média±DP). BC: bíceps braquial porção curta; BL: bíceps braquial porção longa; BR: braquiorradial; TC: tríceps braquial porção curta; TL: tríceps braquial porção longa.

Músculos e ângulos	Controle		Experimental	
	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2
BC 0	1,01±0,27	1,03±0,59	0,85±0,33	0,64±0,15
BC 30	0,98±0,34	0,91±0,56	1,02±0,42	0,73±0,17
BC 60	0,82±0,34	1,05±0,53	0,99±0,39	0,79±0,16
BC 120	0,94±0,51	0,99±0,49	0,94±0,33	1,04±0,37
BL 0	1,04±0,36	1,06±0,48	1,18±0,66	0,68±0,16
BL 30	0,98±0,37	1,26±0,67	1,39±0,69	0,78±0,21
BL 60	0,95±0,32	1,00±0,35	1,13±0,44	0,82±0,25
BL 120	0,96±0,35	1,16±0,56	1,04±0,51	0,91±0,35
BR 0	0,78±0,20	0,77±0,20	0,82±0,30	0,70±0,16
BR 30	0,75±0,23	0,80±0,19	0,96±0,31	0,81±0,25
BR 60	0,82±0,18	0,83±0,13	1,02±0,25	0,84±0,19
BR 120	0,97±0,28	1,14±0,33	1,01±0,20	1,04±0,14
TC 0	0,74±0,29	0,84±0,28	0,77±0,23	0,75±0,31
TC 30	0,85±0,27	0,98±0,32	0,87±0,18	0,74±0,19
TC 60	0,81±0,21	1,07±0,46	0,86±0,15	0,90±0,25
TC 120	0,77±0,46	0,79±0,24	0,85±0,16	0,76±0,12
TL 0	1,04±0,27	1,17±0,33	1,03±0,26	1,31±0,59
TL 30	1,08±0,25	1,18±0,28	1,04±0,26	0,95±0,18
TL 60	0,98±0,20	1,09±0,23	0,93±0,20	1,01±0,44
TL 120	0,78±0,16	0,81±0,31	0,74±0,14	0,93±0,69

Tabela AN C6: Valores RMS normalizados pelo valor RMS da CVM isométrica para cada ângulo avaliado, do lado não-dominante (média±DP). BC: bíceps braquial porção curta; BL: bíceps braquial porção longa; BR: braquiorradial; TC: tríceps braquial porção curta; TL: tríceps braquial porção longa.

Músculos e ângulos	Controle		Experimental	
	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2
BC 0	0,86±0,37	0,91±0,67	0,91±0,34	0,82±0,34
BC 30	0,85±0,39	1,00±0,76	0,97±0,33	0,82±0,31
BC 60	0,83±0,35	0,89±0,57	0,85±0,29	0,87±0,35
BC 120	0,94±0,31	1,13±0,53	0,85±0,12	0,98±0,17
BL 0	0,79±0,37	1,09±,61	0,92±0,16	1,16±0,49
BL 30	0,90±0,34	1,20±0,68	1,07±0,37	1,26±0,52
BL 60	0,95±0,33	1,09±0,46	0,83±0,25	1,09±0,47
BL 120	1,13±0,54	1,32±0,64	0,94±0,18	1,09±0,25
BR 0	0,80±0,18	0,90±0,24	0,83±0,20	0,85±0,27
BR 30	0,89±0,12	0,90±0,24	0,80±0,12	0,83±0,29
BR 60	0,90±0,11	0,86±0,14	0,79±0,14	0,72±0,12
BR 120	1,10±0,11	1,20±0,21	0,87±0,20	0,87±0,10
TC 0	0,83±,27	0,82±0,20	0,80±0,21	0,66±0,27
TC 30	0,87±0,22	0,89±0,21	0,81±0,22	0,74±0,20
TC 60	0,94±0,21	1,00±0,21	1,05±0,40	0,87±0,20
TC 120	0,67±0,17	0,77±0,31	0,95±0,13	0,83±0,32
TL 0	1,04±0,33	1,0±0,27	0,93±0,26	0,90±0,26
TL 30	1,10±0,43	1,05±0,21	0,82±0,30	0,87±0,14
TL 60	0,96±0,20	0,98±0,16	0,89±0,30	0,83±0,19
TL 120	0,70±0,14	0,68±0,12	0,75±0,21	0,78±0,15

## ANEXOS D - Dados de torque dinâmico e eletromiografia

Tabela AN D1: Torque absoluto máximo para flexores e extensores do cotovelo, em cada velocidade avaliada, no grupo controle (média±DP). Teste um indica a primeira avaliação e teste dois, a segunda avaliação.

Torque absoluto (Nm)								
Velocidade (°/s)	Flexores				Extensores			
	Dominante		Não-dominante		Dominante		Não-dominante	
	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2
60	54±13	55±12	52±12	51±11	49±14	58±15	54±14	56±12
120	47±9	49±11	47±10	50±13	45±11	52±14	47±11	50±13
180	45±9	47±11	44±10	46±14	43±12	52±12	46±11	49±12
240	43±7	47±11	45±9	47±12	45±11	51±14	48±11	50±14
360	45±9	47±10	44±7	47±13	46±10	52±10	49±9	51±13

Tabela AN D2: Torque absoluto máximo para flexores e extensores do cotovelo direito, em cada velocidade avaliada, no grupo experimental (média±DP). Teste um indica a primeira avaliação e teste dois, a segunda avaliação.

Torque absoluto (Nm)				
Velocidade (°/s)	Flexores		Extensores	
	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2
60	55±10	54±7	54±11	55±8
120	55±10	54±8	48±7	50±6
180	52±5	55±7	45±11	48±7
240	55±9	53±6	50±8	49±9
300	52±7	54±6	49±7	52±8

Tabela AN D3: Relação torque-velocidade normalizada pela CVM, para flexores e extensores do cotovelo, em cada velocidade avaliada, no grupo controle (média±DP). Teste um indica a primeira avaliação e teste dois, a segunda avaliação.

Torque normalizado (Nm/Nm <sub>máx</sub> )								
Velocidade (°/s)	Flexores				Extensores			
	Dominante		Não-dominante		Dominante		Não-dominante	
	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2
60	0,70±	0,73±	0,76±	0,72±	0,80±	0,85±	0,91±	0,87±
	0,09	0,13	0,14	0,12	0,07	0,09	0,23	0,12
120	0,62±	0,66±	0,70±	0,69±	0,73±	0,76±	0,81±	0,79±
	0,07	0,13	0,16	0,13	0,10	0,11	0,19	0,12
180	0,59±	0,63±	0,65±	0,64±	0,71±	0,77±	0,79±	0,77±
	0,08	0,13	0,17	0,14	0,13	0,10	0,21	0,12
240	0,57±	0,63±	0,68±	0,65±	0,75±	0,75±	0,81±	0,78±
	0,10	0,12	0,17	0,09	0,15	0,10	0,22	0,13
360	0,59±	0,63±	0,65±	0,66±	0,74±	0,76±	0,84±	0,80±
	0,09	0,12	0,13	0,11	0,14	0,09	0,19	0,15

Tabela AN D4: Relação torque-velocidade normalizada pela CVM, para flexores e extensores do cotovelo direito, em cada velocidade avaliada, no grupo experimental (média±DP). Teste um indica a primeira avaliação e teste dois, a segunda avaliação.

Torque normalizado (Nm/Nm <sub>máx</sub> )				
Velocidade (°/s)	Flexores		Extensores	
	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2
60	0,76±0,19	0,72±0,07	1±0,5	0,93±0,29
120	0,75±0,16	0,72±0,11	0,88±0,31	0,84±0,26
180	0,72±0,12	0,73±0,05	0,84±0,35	0,82±0,3
240	0,75±0,15	0,7±0,1	0,92±0,36	0,84±0,33
300	0,73±0,17	0,72±0,08	0,92±0,4	0,88±0,28

Tabela AN D5: Valores RMS normalizados pelo valor RMS da CVM isométrica para cada velocidade avaliada, do lado dominante (média±DP). BC: bíceps braquial porção curta; BL: bíceps braquial porção longa; BR: braquiorradial; TC: tríceps braquial porção curta; TL: tríceps braquial porção longa.

Músculos e velocidade	Controle		Experimental	
	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2
BC 60	0,91±0,29	0,89±0,49	0,96±0,32	0,79±0,14
BC 120	0,94±0,32	0,87±0,41	0,96±0,26	0,87±0,25
BC 180	0,94±0,28	0,94±0,43	0,91±0,38	0,83±0,18
BC 240	0,98±0,37	0,92±0,40	0,92±0,26	0,79±0,22
BC 300	0,95±0,29	0,93±0,41	0,85±0,29	1,01±0,52
BL 60	0,97±0,36	0,97±0,40	1,08±0,56	0,79±0,24
BL 120	1,00±0,40	0,96±0,30	1,19±0,57	0,86±0,45
BL 180	0,96±0,39	1,02±0,31	1,16±0,56	0,79±0,33
BL 240	0,99±0,43	0,96±0,32	1,10±0,61	0,82±0,26
BL 300	0,93±0,35	0,98±0,28	1,03±0,47	0,98±0,68
BR 60	0,82±0,16	0,79±0,22	1,02±0,27	0,90±0,20
BR 120	0,83±0,15	0,79±0,19	1,05±0,19	1,00±0,26
BR 180	0,80±0,12	0,82±0,13	0,97±0,25	0,95±0,15
BR 240	0,79±0,08	0,74±0,13	0,97±0,23	0,94±0,14
BR 300	0,76±0,16	0,79±0,15	1,01±0,29	1,12±0,59
TC 60	0,73±0,22	0,90±0,24	0,89±0,18	0,87±0,20
TC 120	0,82±0,32	0,89±0,26	0,85±0,21	0,93±0,29
TC 180	0,82±0,27	0,78±0,20	0,89±0,29	0,77±0,16
TC 240	0,83±0,31	0,80±0,22	0,89±0,24	0,67±0,24
TC 300	0,90±0,22	0,82±0,18	0,93±0,22	0,89±0,53
TL 60	0,95±0,23	0,94±0,32	0,87±0,22	0,99±0,32
TL 120	0,90±0,13	0,80±0,34	0,92±0,12	1,13±0,34
TL 180	0,91±0,22	0,80±0,33	0,90±0,16	0,89±0,36
TL 240	0,88±0,19	0,82±0,23	0,85±0,16	0,77±0,28
TL 300	0,87±0,17	0,83±0,22	0,85±0,13	1,09±0,46

Tabela AN D6: Valores RMS normalizados pelo valor RMS da CVM isométrica para cada velocidade avaliada, do lado não-dominante (média±DP). BC: bíceps braquial porção curta; BL: bíceps braquial porção longa; BR: braquiorradial; TC: tríceps braquial porção curta; TL: tríceps braquial porção longa.

Músculos e velocidades	Controle		Experimental	
	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2
BC 60	0,80±0,33	1,06±0,69	0,94±0,26	1,11±0,43
BC 120	0,81±0,39	1,00±0,60	0,81±0,19	1,03±0,48
BC 180	0,81±0,26	1,05±0,72	0,76±0,17	0,95±0,42
BC 240	0,87±0,27	1,09±0,78	0,76±0,09	1,10±0,50
BC 300	0,82±0,29	1,10±0,66	0,79±0,15	0,94±0,35
BL 60	0,94±0,50	1,24±0,66	0,97±0,27	1,66±0,75
BL 120	0,91±0,33	1,16±0,51	0,82±0,16	1,68±0,87
BL 180	0,86±0,29	1,30±0,56	0,84±0,22	1,61±0,74
BL 240	0,91±0,38	1,31±0,53	0,84±0,18	1,65±0,89
BL 300	0,87±0,32	1,24±0,47	0,89±0,28	1,64±0,81
BR 60	0,84±0,11	0,97±0,34	0,91±0,16	1,08±0,16
BR 120	0,86±0,16	0,94±0,26	0,98±0,22	1,01±0,17
BR 180	0,85±0,12	0,97±0,29	0,94±0,25	1,04±0,20
BR 240	0,84±0,09	0,94±0,28	0,94±0,17	1,07±0,22
BR 300	0,84±0,07	0,93±0,24	0,92±0,21	1,05±0,16
TC 60	1,08±0,51	0,96±0,27	1,02±0,21	0,97±0,20
TC 120	1,00±0,34	1,00±0,28	1,02±0,20	1,04±0,39
TC 180	1,07±0,39	0,93±0,21	1,02±0,30	1,20±0,45
TC 240	0,95±0,42	0,96±0,30	0,95±0,25	1,11±0,42
TC 300	1,03±0,37	0,94±0,27	0,98±0,30	1,04±0,44
TL 60	0,78±0,27	0,83±0,29	0,86±0,28	0,98±0,26
TL 120	0,90±0,32	0,81±0,24	0,86±0,26	0,92±0,25
TL 180	0,81±0,32	0,77±0,21	0,82±0,24	1,03±0,30
TL 240	0,75±0,31	0,78±0,27	0,81±0,19	1,00±0,29
TL 300	0,84±0,29	0,76±0,21	0,78±0,23	0,97±0,30

## ANEXOS E - Dados de fadiga muscular

Tabela AN E1: Valores RMS do protocolo de fadiga, normalizados pelo valor RMS da CVM isométrica (média±DP). 70, 70 e 50 indicam os percentuais da CVM utilizados na análise. BC: bíceps braquial porção curta; BL: bíceps braquial porção longa; BR: braquiorradial; TC: tríceps braquial porção curta; TL: tríceps braquial porção longa. \* indica  $p < 0,05$ .

Músculos e recortes	Controle				Experimental			
	Dominante		Não-dominante		Dominante		Não-dominante	
	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2
BC 70	0,63±	0,62±	0,76±	0,78±	0,72±	0,71±	0,84±	0,96±
	0,27	0,28	0,26	0,32	0,12	0,12	0,31	0,39
BC 70	0,87±	0,78±	0,87±	0,93±	0,96±	0,95±	0,94±	1,12±
	0,45	0,22	0,41	0,42	0,24	0,16	0,27	0,39
BC 50	0,88±	0,70±	0,87±	0,90±	0,88±	0,95±	0,81±	0,99±
	0,39	0,24	0,34	0,49	0,17	0,32	0,45	0,55
BL 70	0,67±	0,59±	0,62±	0,75±	0,74±	0,79±	0,79±	1,10±
	0,31	0,28	0,18	0,12	0,10	0,12	0,20	0,55
BL 70	0,85±	0,72±	0,82±	0,96±	0,97±	1,05±	1,11±	1,57±
	0,39	0,21	0,17	0,21	0,23	0,20	0,37	0,91
BL 50	0,96±	0,73±	0,86±	0,96±	0,87±	0,98±	0,98±	1,37±
	0,38	0,12	0,39	0,42	0,21	0,21	0,042	0,95
BR 70	0,64±	0,68±	0,72±	0,71±	0,86±	0,84±	0,73±	0,73±
	0,16	0,22	0,22	0,19	0,23	0,34	0,09	0,14
BR 70	0,72±	0,79±	0,74±	0,80±	0,99±	1,05±	0,87±	0,93±
	0,17	0,30	0,32	0,23	0,25	0,43	0,11	0,22
BR 50	0,62±	0,67±	0,69±	0,72±	0,95±	0,99±	0,78±	0,75±
	0,09	0,27	0,24	0,19	0,25	0,34	0,19	0,20
TC 70	0,75±	0,75±	0,90±	0,83±	0,79±	0,71±	0,97±	0,88±
	0,20	0,34	0,38	0,09	0,17	0,21	0,17	0,16
TC 70	0,81±	0,75±	0,91±	0,92±	0,89±	0,78±	1,31±	1,01±
	0,24	0,37	0,23	0,12	0,14	0,33	0,30	0,13*
TC 50	0,67±	0,76±	0,78±	0,98±	0,87±	0,80±	1,27±	0,95±
	0,24	0,46	0,06	0,27	0,20	0,27	0,24	0,23*
TL 70	0,84±	0,75±	0,72±	0,64±	0,76±	0,81±	0,77±	0,98±
	0,18	0,37	0,17	0,13	0,21	0,18	0,19	0,26
TL 70	0,91±	0,89±	0,74±	0,75±	0,88±	0,86±	0,87±	1,06±
	0,22	0,38	0,17	0,14	0,20	0,24	0,14	0,27
TL 50	0,92±	0,88±	0,81±	0,85±	0,91±	0,88±	1,07±	1,05±
	0,41	0,38	0,33	0,17	0,30	0,39	0,46	0,21

Tabela AN E2: MDF do protocolo de fadiga (média±DP). 70, 70 e 50 indicam os percentuais da CVM utilizados na análise. BC: bíceps braquial porção curta; BL: bíceps braquial porção longa; BR: braquiorradial; TC: tríceps braquial porção curta; TL: tríceps braquial porção longa.

Músculos e Recortes	Grupo Controle			
	Dominante		Não-dominante	
	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2
BC 70	105,659±12,93	117,473±8,38	108,757±15	113,046±17,43
BC 70	98,082±14,03	97,873±14,86	114,562±35,48	101,465±13,11
BC 50	80,543±13,47	84,987±18,62	80,534±12,23	85,643±18,70
BL 70	101,704±9,8	124,062±59,33	93,745±7,31	98,511±12,06
BL 70	93,316±13,86	93,286±18,01	106,811±41,93	92,029±14,18
BL 50	75,205±16,86	75,980±16,45	71,504±15,1	76,063±20,02
BR 70	116,049±20,38	104,802±9,61	114,595±11,07	117,860±18,39
BR 70	101,132±19,17	92,267±9,72	106,822±10,89	111,235±16,76
BR 50	84,928±15,49	82,926±13,15	91,131±20	96,557±17,36
TC 70	106,184±22,39	108,465±12,93	110,092±9,99	110,378±19,41
TC 70	96,509±16,04	98,457±16,20	92,243±15,59	94,984±15,30
TC 50	74,872±19,93	84,862±16,28	83,736±20,70	77,064±16,16
TL 70	100,894±12,48	106,994±15,74	131,843±54,81	111,331±14,68
TL 70	93,745±11,9	95,460±15,75	111,159±49,06	103,658±15,79
TL 50	83,593±18,24	104,295±66,5	92,344±26,15	89,932±14,45

Tabela AN E3: MDF do protocolo de fadiga (média±DP). 70, 70 e 50 indicam os percentuais da CVM utilizados na análise. BC: bíceps braquial porção curta; BL: bíceps braquial porção longa; BR: braquiorradial; TC: tríceps braquial porção curta; TL: tríceps braquial porção longa.

Músculos e Recortes	Grupo Experimental			
	Dominante		Não-dominante	
	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2
BC 70	103,562±11,84	101,029±8,9	104,468±8,41	104,230±17,04
BC 70	90,790±12,75	89,797±11,44	90,266±14,52	88,185±14,76
BC 50	70,011±12,85	68,613±12,69	75,491±19,57	77,588±26,98
BL 70	98,082±16,29	93,144±14,96	98,034±10,76	100,274±8,09
BL 70	86,930±14,75	80,467±12,45	84,261±11,85	84,960±9,55
BL 50	68,144±9,21	67,189±8,23	67,628±10,54	71,631±17,65
BR 70	106,803±24,33	104,220±19,04	119,004±14,48	114,38±11,78
BR 70	93,459±19,3	93,077±17,35	104,230±16,24	98,415±13,4
BR 50	78,971±13,16	77,464±8,31	86,358±15,7	83,014±15,68
TC 70	104,698±16,95	94,841±15,83	97,014±9,85	94,841±13,42
TC 70	86,906±10,3	79,685±15,03	79,333±6,1	83,260±9,15
TC 50	66,333±11,21	65,912±5,37	65,454±7,04	65,483±9,55
TL 70	107,312±13,58	109,996±7,42	100,226±18,13	98,368±8,31
TL 70	90,909±12,94	94,936±8,76	87,128±13,48	93,077±9,48
TL 50	73,172±12,26	77,445±14,27	73,871±14,95	81,115±4,31

### ANEXOS F - Resultados da Análise Estatística

Tabela AN F1: Resultados da Análise de Variância (ANOVA) *three way* para medidas repetidas do torque absoluto, considerando grupo, teste e ângulo (F;  $p$ ).

Músculos	Ângulo	Ângulo x Grupo	Teste	Teste x Grupo	Ângulo x Teste	Ângulo x Teste x Grupo
FLXD	58,117; 0,001	3,480; 0,048	0,255; 0,622	0,003; 0,961	5,737; 0,005	0,669; 0,545
FLXE	83,261; 0,001	0,999; 0,379	7,174; 0,019	9,130; 0,010	2,186; 0,083	2,689; 0,064
EXTD	32,625; 0,001	0,474; 0,597	0,632; 0,440	0,030; 0,865	1,612; 0,184	0,434; 0, 74,
EXTE	45,966; 0,001	0,883; 0,431	6,060; 0,026	12,022; 0,003	1,381; 0,265	1,43; 0,250

\* FLX: Flexores do cotovelo direito; FLE: Flexores do cotovelo esquerdo; EXTD: extensores do cotovelo direito; EXTE: Extensores do cotovelo esquerdo.

Tabela AN F2: Resultados da Análise de Variância (ANOVA) *three way* para medidas repetidas do torque normalizado, considerando grupo, teste e ângulo (F;  $p$ ).

Músculos	Ângulo	Ângulo x Grupo	Teste	Teste x grupo	Ângulo x Teste	Ângulo x Teste x Grupo
FLXD	47,137; 0,001	4,359; 0,044	0,431; 0,523	0,387; 0,544	13,098; 0,001	0,727; 0,494
FLXE	47,970; 0,001	1,62; 0,225	3,017; 0,106	0,004; 0,951	3,712; 0,019	2,808; 0,076
EXTD	22,414; 0,001	0,116; 0,95	2,074; 0,172	0,006; 0,94	0,671; 0,53	0,679; 0,526
EXTE	44,556; 0,001	0,772; 0,442	0,445; 0,515	0,385; 0,544	1,546; 0,216	1,68; 0,198

\* FLX: Flexores do cotovelo direito; FLE: Flexores do cotovelo esquerdo; EXTD: extensores do cotovelo direito; EXTE: Extensores do cotovelo esquerdo.

Tabela AN F3: Resultados da Análise de Variância (ANOVA) *three way* para medidas repetidas do valor RMS, considerando grupo, teste e ângulo (F; *p*).

Músculos	Ângulo	Ângulo x Grupo	Teste	Teste x grupo	Ângulo x Teste	Ângulo x Teste x Grupo
BCD	0,601; 0,558	1,660; 0,208	0,256; 0,437	0,267; 0,613	1,249; 0,302	0,924; 0,407
BCE	1,2; 0,321	0,339; 0,635	0,028; 0,870	0,003; 0,960	0,838; 0,480	0,492; 0,602
BLD	0,895; 0,407	0,40; 0,943	0,114; 0,741	6,210; 0,025	0,621; 0,518	1,349; 0,274
BLE	1,827; 0,156	2,307; 0,102	2,903; 0,109	0,005; 0,946	0,232; 0,874	0,439; 0,681
BRD	10,029; 0,001	0,721; 0,474	0,015; 0,903	6,032; 0,027	1,370; 0,269	0,843; 0,425
BRE	11,431; 0,001	5,194; 0,010	0,210; 0,653	0,614; 0,446	1,280; 0,293	0,319; 0,768
TCD	1,587; 218	0,436; 0,674	0,128; 0,725	1,163; 0,298	1,217; 0,315	0,274; 0,844
TCE	4,861; 0,005	3,387; 0,026	1,638; 0,220	4,114; 0,061	0,172; 0,915	0,164; 0,920
TLD	11,655; 0,001	1,440; 0,245	0,822; 0,380	0,106; 0,749	1,873; 0,149	2,308; 0,090
TLE	12,875; 0,001	3,858; 0,034	0,045; 0,834	0,024; 0,880	0,081; 0,970	0,494; 0,688

\* BCD e BCE: bíceps porção curta; BLD e BLE: bíceps porção longa; BRD e BRE: braquiorradial; TCD e TCE: tríceps porção curta; TLD e TLE: tríceps porção curta do cotovelo direito e esquerdo, respectivamente.

Tabela AN F4: Resultados da Análise de Variância (ANOVA) *three way* para medidas repetidas do torque absoluto, considerando grupo, teste e velocidade (F; *p*).

Músculos	Velocidade	Velocidade x Grupo	Teste	Teste x grupo	Velocidade x Teste	Velocidade x Teste x Grupo
FLXD	9,184; 0,001	5,916; 0,001	0,661; 0,430	0,827; 0,379	0,790; 0,536	1,337; 0,268
FLXE	8,169; 0,001	3,613; 0,026	2,107; 0,167	5,497; 0,033	1,108; 0,361	1,824; 0,154
EXTD	11,169; 0,001	0,975; 0,394	5,612; 0,033	1,755; 0,207	0,663; 0,620	0,419; 0,719
EXTE	8,090; 0,001	2,653; 0,088	1,763; 0,204	5,863; 0,029	0,178; 0,880	0,306; 0,784

\* FLX: Flexores do cotovelo direito; FLE: Flexores do cotovelo esquerdo; EXTD: extensores do cotovelo direito; EXTE: Extensores do cotovelo esquerdo.

Tabela AN F5: Resultados da Análise de Variância (ANOVA) *three way* para medidas repetidas do torque normalizado, considerando grupo, teste e velocidade (F;  $p$ ).

Músculos	Velocidade	Velocidade x Grupo	Teste	Teste x grupo	Velocidade x Teste	Velocidade x Teste x Grupo
FLXD	10,473; 0,001	6,785; 0,001	0,021; 0,888	0,446; 0,515	0,722; 0,58	0,931; 0,453
FLXE	0,919; 0,384	3,419; 0,064	0,109; 0,746	0,492; 0,494	0,566; 0,518	0,092; 0,846
EXTD	10,112; 0,001	1,014; 0,388	0,13; 0,724	0,826; 0,379	1,052; 0,374	0,234; 0,846
EXTE	17,836; 0,001	0,341; 0,76	0,002; 0,961	0,846; 0,376	1,657; 0,198	1,879; 0,158

\* FLX: Flexores do cotovelo direito; FLE: Flexores do cotovelo esquerdo; EXTD: extensores do cotovelo direito; EXTE: Extensores do cotovelo esquerdo.

Tabela AN F6: Resultados da Análise de Variância (ANOVA) *three way* para medidas repetidas do valor RMS, considerando grupo, teste e velocidade (F;  $p$ ).

Músculos	Velocidade	Velocidade x Grupo	Teste	Teste x grupo	Velocidade x Teste	Velocidade x Teste x Grupo
BCD	0,912; 0,471	1,036; 0,371	0,332; 0,575	0,204; 0,659	2,126; 0,139	2,414; 0,109
BCE	3,622; 0,11	3,980; 0,017	2,444; 0,142	0,004; 0,951	0,532; 0,713	0,855; 0,469
BLD	0,589; 0,672	0,895; 0,440	0,215; 0,651	0,166; 0,691	1,847; 0,169	1,584; 0,219
BLE	0,797; 0,532	0,380; 0,738	8,647; 0,011	1,109; 0,312	0,479; 0,751	0,970; 0,43
BRD	1,877; 0,172	2,756; 0,08	0,79; 0,783	0,3; 0,866	1,929; 0,119	0,803; 0,429
BRE	0,202; 0,936	0,331; 0,856	3,958; 0,068	0,004; 0,951	1,443; 0,233	0,503; 0,733
TCD	2,189; 0,117	0,896; 0,473	0,002; 0,964	0,191; 0,669	1,981; 0,111	0,740; 0,489
TCE	0,438; 0,781	0,723; 0,580	0,006; 0,941	1,031; 0,328	0,243; 0,913	1,541; 0,204
TLD	1,88; 0,129	3,184; 0,021	0,794; 0,391	1,666; 0,221	2,732; 0,04	2,204; 0,083
TLE	0,683; 0,551	0,624; 0,585	0,638; 0,439	1,706; 0,214	0,773; 0,499	0,938; 0,421

\* BCD e BCE: bíceps porção curta; BLD e BLE: bíceps porção longa; BRD e BRE: braquiorradial; TCD e TCE: tríceps porção curta; TLD e TLE: tríceps porção curta do cotovelo direito e esquerdo, respectivamente.

Tabela AN F7: Resultados da Análise de Variância (ANOVA) *three way* para medidas repetidas do valor RMS obtido no protocolo de fadiga, considerando grupo, teste e momento (F; *p*).

Músculos	Momento	Momento x Grupo	Teste	Teste x Grupo	Momento x Teste	Momento x Teste x Grupo
BCD	18,119; 0,001	0,3; 0,705	0,13; 0,727	2,231; 0,169	0,127; 0,749	0,93; 0,367
BCE	2,477; 0,149	0,812; 0,406	0,928; 0,364	0,082; 0,781	0,174; 0,757	0,197; 0,738
BLD	33,949; 0,001	5,252; 0,025	0,426; 0,53	3,747; 0,085	0,024; 0,922	0,331; 0,626
BLE	11,225; 0,001	3,252; 0,075	2,66; 0,137	0,891; 0,37	0,531; 0,5	0,127; 0,753
BRD	9,741; 0,002	1,373; 0,282	1,061; 0,333	0,162; 0,698	1,118; 0,351	0,022; 0,978
BRE	8,492; 0,003	3,715; 0,045	0,036; 0,855	0,044; 0,839	1,154; 0,338	0,076; 0,927
TCD	0,367; 0,628	0,859; 0,412	72,086; 0,001	0,304; 0,596	0,393; 0,612	0,817; 0,459
TCE	2,501; 0,132	0,912; 0,433	0,08; 0,789	4,24; 0,095	0,378; 0,695	1,806; 0,214
TLD	4,237; 0,046	0,322; 0,671	0,079; 0,785	0,075; 0,79	0,02; 0,981	0,12; 0,776
TLE	11,553; 0,002	4,115; 0,044	0,136; 0,725	1,719; 0,238	0,019; 0,922	0,55; 0,508

\* BCD e BCE: bíceps porção curta; BLD e BLE: bíceps porção longa; BRD e BRE: braquiorradial; TCD e TCE: tríceps porção curta; TLD e TLE: tríceps porção curta do cotovelo direito e esquerdo, respectivamente.

Tabela AN F8: Resultados da Análise de Variância (ANOVA) *three way* para medidas repetidas da MDF obtida no protocolo de fadiga, considerando grupo, teste e momento (F; *p*).

Músculos	Momento	Momento x Grupo	Teste	Teste x grupo	Momento x Teste	Momento x Teste x Grupo
BCD	78,978; 0,001	0,529; 0,528	0,517; 0,486	0,996; 0,338	1,282; 0,29	4,961; 0,002
BCE	19,54; 0,001	1,292; 0,288	2,184; 0,167	19,54; 0,001	0,34; 0,84	0,86; 0,495
BLD	14,832; 0,002	0,579; 0,477	0,257; 0,622	1,066; 0,324	0,665; 0,447	1,927; 0,191
BLE	16,002; 0,001	1,842; 0,194	0,12 0,736	0,405; 0,538	0,985; 0,36	0,839; 0,403
BRD	80,173; 0,001	0,719; 0,459	0,369; 0,556	0,524; 0,484	1,576; 0,234	0,619; 0,514
BRE	16,862; 0,001	1,024; 0,367	0,153; 0,703	0,075; 0,789	1,01; 0,351	1,619; 0,23
TCD	108,821; 0,001	1,535; 0,241	0,182; 0,679	1,465; 0,254	1,675; 0,218	0,186; 0,793
TCE	115,645; 0,001	1,284; 0,304	0,513; 0,494	1,025; 0,341	0,774; 0,55	1,267; 0,3
TLD	72,158; 0,001	4,142; 0,039	0,983; 0,343	0,803; 0,389	0,456; 0,681	0,718; 0,526
TLE	30,349; 0,001	1,757; 0,22	0,024; 0,881	0,001; 0,985	2,153; 0,178	1,242; 0,3

\* BCD e BCE: bíceps porção curta; BLD e BLE: bíceps porção longa; BRD e BRE: braquiorradial; TCD e TCE: tríceps porção curta; TLD e TLE: tríceps porção curta do cotovelo direito e esquerdo, respectivamente.