

Aline Cavalheiro Tamborindeguy

**FATORES NEUROMUSCULARES INTERVENIENTES NA  
TAXA DE PRODUÇÃO DE FORÇA**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do Grau de Doutor em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Antônio Renato Pereira Moro

Coorientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz

Florianópolis  
2016

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária  
da UFSC.

Tamborindeguy, Aline Cavalheiro

FATORES NEUROMUSCULARES INTERVENIENTES NA  
TAXA DE PRODUÇÃO DE FORÇA / Aline Cavalheiro  
Tamborindeguy ; orientador, Antônio Renato Pereira Moro ;  
coorientador, Marco Aurélio Vaz . - Florianópolis, SC, 2016.  
121 p.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa Catarina,  
Centro de Desportos. Programa de Pós-Graduação em Educação  
Física.

Inclui referências

1. Educação Física. 2. Capacidade de produção de força no  
quadriceps. 3. Forma de instrução para testes de contração  
voluntária máxima isométrica. 4. Fatores neuromusculares  
intervenientes na TPF. I. Moro, Antônio Renato Pereira . II. Vaz ,  
Marco Aurélio. III. Universidade Federal de Santa Catarina.  
Programa de Pós-Graduação em Educação Física. IV. Título.

Aline Cavalheiro Tamborindeguy

**FATORES NEUROMUSCULARES INTERVENIENTES NA  
TAXA DE PRODUÇÃO DE FORÇA**

Esta Tese foi julgada adequada para obtenção do Título de “Doutor em Educação Física” e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-graduação em Educação Física.

Florianópolis, 22 de novembro de 2016.

---

Prof. Luiz Guilherme Antonacci Guglielmo, Dr.  
Coordenador do Programa de Pós-graduação em Educação Física

**Banca Examinadora:**

---

Prof. Antônio Renato Pereira Moro, Dr.  
Orientador  
Universidade Federal de Santa Catarina

---

Prof. Valmor Tricoli, Dr.  
Universidade de São Paulo  
(Videoconferência)

---

Profa. Clarice dos Santos Rocha, Dra.  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul  
(Videoconferência)

---

Profa. Cintia de La Rocha Freitas, Dra.  
Universidade Federal de Santa Catarina

---

Prof. Benedito Sergio Denadai, Dr.  
Universidade Estadual Paulista

## AGRADECIMENTOS

- Ao Prof. Dr. Antônio Renato Pereira Moro pela paciência, motivação e respeito por minhas opções nessa caminhada.
- Ao Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz por ser incansável, exemplo de dedicação, comprometimento, competência e paixão pela pesquisa.
- Ao Prof. Dr. Walter Herzog pela grande oportunidade de aprendizado.
- Ao Prof. Dr. Fernando Diefenthaler, companheiro que esteve presente em todas as fases deste trabalho. Agradeço por sua dedicação e auxílio na realização das coletas e rotinas de análise de dados. Acima de tudo agradeço pelo exemplo de persistência, paciência e amor.
- Aos colegas do Grupo de Pesquisa em Biomecânica e Cinesiologia da UFRGS por me receberem e compartilharem conhecimento e experiências em pesquisa. Agradeço especialmente aos colegas Fabio Lanferdini, Jeam Geremia, Bernardo Fleck, Matias Frohlich e Rodrigo Rabello pelo auxílio nas coletas de dados.
- Aos colegas e professores do Grupo de Pesquisa em Biodinâmica da UFSC pelo apoio.
- Aos colegas e técnicos do Laboratório de Desempenho Humano da Universidade de Calgary, em especial aos colegas Tatiane Piucco, Ana Flavia dos Santos e Ricky Watari pela essencial ajuda nas coletas e análise dos dados.
- Ao Prof. Dr. Rodrigo Bini pela ajuda com as rotinas.
- Aos voluntários que participaram dos experimentos.
- Aos professores que contribuíram com generosidade como membros da banca de qualificação ou de avaliação para a defesa da tese:  
Dr. Valmor Tricoli (USP);  
Dr. Ronei Silveira Pinto (UFRGS);  
Dra. Clarice dos Santos Rocha (UFRGS);  
Dr. Benedito Sergio Denadai (UNESP);  
Dra. Cintia de La Rocha Freitas (UFSC);  
Dra. Rosane Rosendo (UFSC);
- À CAPES pelo auxílio financeiro e excelente oportunidade de estágio no exterior.
- Aos meus queridos pais, Milton e Eunice, e familiares pelo apoio essencial no decorrer de toda a minha vida.



## RESUMO

A Taxa de Produção de Força (TPF) avalia a capacidade de produção de força em pequenos intervalos de tempo durante contrações voluntárias máximas isométricas (CVMIs). Este índice pode sofrer a interferência de diferentes aspectos neuromusculares e metodológicos. Entre os aspectos neuromusculares, ressalta-se o controle neural, a morfologia muscular e a mecânica muscular. Entre os aspectos metodológicos, destacam-se a forma de familiarização com a tarefa e a forma de instrução para a realização do teste de força máxima. Entretanto, não se sabe ao certo qual a contribuição de cada um desses aspectos para a TPF. Portanto, a presente tese teve como objetivo investigar a influência de fatores neuromusculares e metodológicos na TPF. Para tanto, a tese foi organizada em dois estudos. O Estudo 1 teve como objetivo verificar os efeitos das instruções “o mais rápido possível” (RÁPIDO), “o mais forte possível” (FORTE) e “o mais rápido e forte possível” (RÁPIDO E FORTE) sobre a produção de força, ativação muscular e velocidade de encurtamento dos fascículos musculares. O Estudo 2 teve como objetivo descrever o comportamento do torque, da ativação muscular e das variáveis de arquitetura muscular durante CVMIs direcionadas para a avaliação da TPF. O sinal eletromiográfico dos músculos *vastus medialis* (VM), *rectus femoris* (RF) e *vastus lateralis* (VL) e as imagens ultrassonográficas do VL foram adquiridas simultaneamente ao torque produzido durante as CVMIs. Após a identificação da forma de instrução mais adequada para a avaliação da TPF (Estudo 1), os sujeitos foram devidamente familiarizados e testados utilizando *feedback* visual (Estudo 2). Foram avaliados 17 adultos fisicamente ativos (seis mulheres e 11 homens,  $29 \pm 6$  anos) no Estudo 1, e oito (homens,  $32 \pm 5$  anos) no Estudo 2. Entre os resultados ressalta-se maior TPF e impulso contrátil nos intervalos 0 a 30, 0 a 50 e 0 a 100ms e TPF pico na instrução RÁPIDO E FORTE do que na instrução FORTE (TPF:  $p = 0,037$ ,  $p = 0,039$ ,  $p = 0,033$  e  $p = 0,013$ ; IMPULSO:  $p = 0,040$ ,  $p = 0,038$ ,  $p = 0,035$ , respectivamente). A instrução FORTE apresentou maior TPF no intervalo de 150 a 300 ms do que a RÁPIDO ( $p = 0,002$ ) e a RÁPIDO E FORTE ( $p = 0,031$ ). O impulso da ativação no VM foi maior nos intervalos 0 a 30 ms ( $p = 0,021$ ) e 0 a 100 ms ( $p = 0,010$ ) na instrução RÁPIDO do que na FORTE, e no intervalo de 150 a 300 ms foi maior na instrução RÁPIDO E FORTE do que na RÁPIDO ( $p = 0,033$ ). No RF o impulso da ativação nos intervalos 0 a 30, 0 a 50, 0 a 100, 0 a 150 e 0 a 200 ms foi menor na instrução FORTE do que nas instruções RÁPIDO ( $p = 0,046$ ,  $p = 0,024$ ,

$p = 0,031$ ,  $p = 0,022$  e  $p = 0,030$ , respectivamente) e RÁPIDO E FORTE ( $p = 0,025$ ,  $p = 0,015$ ,  $p = 0,016$ ,  $p = 0,012$  e  $p = 0,019$ , respectivamente). No intervalo de 0 a 250 ms o impulso da ativação foi menor sob a instrução FORTE do que RÁPIDO E FORTE ( $p = 0,028$ ). No VL a instrução FORTE apresentou menor impulso de ativação no intervalo 0 a 100 ms do que na instrução RÁPIDO ( $p = 0,032$ ) e a RÁPIDO E FORTE ( $p = 0,026$ ). A velocidade de encurtamento de fascículo do início da contração ao pico de torque foi maior nas repetições sob a instrução FORTE ( $p = 0,013$ ) e RÁPIDO E FORTE ( $p = 0,017$ ) do que nas repetições sob a instrução RÁPIDO. Diferentemente do observado em estudos anteriores, o presente estudo indicou sistematicamente maiores valores de TPF e impulso contrátil (em especial nos 100 ms iniciais da contração muscular) para a instrução RÁPIDO E FORTE do que a instrução FORTE durante CVMIs de extensores de joelho. A observação do impulso da ativação nos diferentes músculos analisados indica uma maior interferência das formas de instrução sobre o RF do que no VM e VL. A maior velocidade e intensidade de ativação mensurada por meio do impulso da ativação dos diferentes músculos nos intervalos iniciais da contração são determinantes da maior TPF, mas difere entre os músculos do quadríceps. Já a maior velocidade de encurtamento do fascículo parece ser determinante da força máxima. Diferentes valores de espessura muscular, ângulo de penação e comprimento do fascículo foram observados em relação aos relatados na literatura para contrações voluntárias máximas isométricas e podem ser relacionados às diferentes velocidades de contração.

**Palavras-chave:** Capacidade de produção de força. Controle neural. Arquitetura muscular. Instruções.

## ABSTRACT

The Rate of Force Development (RFD) evaluates force production capacity in short periods during maximal isometric voluntary contractions (MIVCs). Different neuromuscular and methodological aspects can interfere in this index. Among neuromuscular aspects, it is important to highlight the neural control, muscle morphology, and muscle mechanics. Regarding methodological aspects, data analysis, task familiarization, and instruction are emphasized. However, the contribution of each one of those aspects to RTD is still debatable. Therefore, the aim of the present dissertation was to investigate the influence of some neuromuscular and methodological aspects on the RFD. Thus, this dissertation is organized in two studies. The Study 1 aimed to verify the effects of different instructions modes “as fast as possible” (FAST), “as hard as possible” (HARD), and “as hard and fast as possible” (HARD AND FAST) on the force production, muscle activation and muscular fascicles shortening velocity. The aim of the Study 2 was to describe the behavior of torque, muscle activation, and muscle architecture during MIVCs performed in an explosive manner in order to identify related mechanisms to the RFD. The electromyography signal from the muscles *vastus medialis* (VM), *rectus femoris* (RF), and *vastus medialis* (VL) and ultrasound images from VL were simultaneously recorded with torque during the MIVC. The best instruction for RFD measurement identified on Study 1 was used on the Study 2 with proper familiarization and visual feedback. Were evaluated 17 (six female and 11 male), 29 ( $\pm$  6) years old, physically active volunteers on Study 1; and eight males, 32 ( $\pm$  5) years old on Study 2. Results from Study 1 indicated higher  $RTD_{0-30\text{ ms}}$ ,  $RTD_{0-50\text{ ms}}$ ,  $RTD_{0-100\text{ ms}}$ , and  $RFD_{\text{peak}}$  during HARD AND FAST than HARD trials ( $p = 0.037$ ,  $p = 0.039$ ,  $p = 0.033$  and  $p = 0.013$ , respectively). Higher contractile impulse at 0-30, 0-50 and 0-100 ms were observed during HARD AND FAST than HARD trials ( $p = 0.040$ ,  $p = 0.038$ ,  $p = 0.035$ , respectively). Higher  $RFD_{150-300\text{ ms}}$  was observed during HARD than FAST ( $p = 0.002$ ) and HARD AND FAST instruction ( $p = 0.031$ ). VM activation impulse was higher during FAST than during HARD instruction at interval 0 to 30 ms ( $p = 0.021$ ) and 0 to 100 ms ( $p = 0.010$ ), but higher on HARD AND FAST than on FAST instruction during 150 to 300 ms interval ( $p = 0.033$ ). RF activation impulse was lower during HARD than during FAST instructions at intervals 0-30, 0-50, 0-100, 0-150 and 0-200 ms ( $p = 0.046$ ,  $p = 0.024$ ,  $p = 0.031$ ,  $p = 0.022$  and  $p = 0.030$ , respectively). RF activation impulse was also

lower during HARD than HARD AND FAST at intervals 0-30, 0-50, 0-100, 0-150, 0-200 and 0-250 ms ( $p = 0.025$ ,  $p = 0.015$ ,  $p = 0.016$ ,  $p = 0.012$ ,  $p = 0.019$  and  $p = 0.028$ , respectively). VL activation impulse was lower at interval 0 to 100 ms during HARD instruction than FAST ( $p = 0.032$ ) and than HARD AND FAST ( $p = 0.026$ ) as well. Fascicles shortening velocity from the contraction onset to the peak torque was higher during HARD ( $p = 0.013$ ) and HARD AND FAST instruction ( $p = 0.017$ ) than during FAST instructions trials. On Study 2 correlations were observed between RFP<sub>0-50 ms</sub> and VL<sub>0-30 ms</sub> ( $r_s = 0.952$ ,  $p < 0.001$ ), RFD<sub>50-100 ms</sub> and rate of activation rise of VL<sub>0-75 ms</sub> ( $r_s = 0.833$ ,  $p = 0.010$ ), RFD<sub>100-150 ms</sub> and rate of activation rise of VL<sub>0-75 ms</sub> ( $r_s = 0.833$ ,  $p = 0.010$ ), and RFD<sub>0-300 ms</sub> and peak torque ( $r_s = 0.976$ ,  $p < 0.001$ ). Differently from other studies, the present one indicated systematically higher RFD and contractile impulse values (especially in the first 100 ms of the muscle contraction) on the HARD AND FAST than on HARD instruction during knee extensors MIVCs. The activation impulse indicates higher instruction modes interference on RF than VM and VL. The higher velocity and activation speed measured by activation impulse of the different muscles in the beginning of contraction determines higher fast force production capacity, but differs between muscles. Higher fascicle shortening velocity seems to determine maximum force. Difference in muscle thickness, pennation angle, and fascicle length values were observed when compared to previous results during maximum voluntary contractions and can be due to contraction velocity.

**Keywords:** Force production capacity. Neural control. Muscle architecture. Instructions.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Imagem ultrassonográfica do músculo <i>vastus lateralis</i> .....54
Figura 2	Mensurações e <i>estimativas</i> das variáveis de arquitetura muscular do <i>vastus lateralis</i> .....55
Figura 3	Procedimentos de coleta de dados .....57
Figura 4	Valores brutos de torque extensor de joelho, sinal eletromiográfico (EMG) dos músculos <i>vastus medialis</i> , <i>rectus femoris</i> e <i>vastus lateralis</i> e velocidade de encurtamento do fascículo do <i>vastus lateralis</i> nos instantes iniciais de uma contração voluntária máxima isométrica .....64
Figura 5	Média e desvio padrão da TPF (absoluta) em diferentes intervalos sob as diferentes formas de instrução investigadas .....66
Figura 6	Média e desvio padrão da TPF normalizada pelo pico de torque em diferentes intervalos sob as diferentes formas de instrução investigadas .....67
Figura 7	Média e desvio padrão do impulso contrátil em diferentes intervalos sob as diferentes formas de instrução investigadas .....68
Figura 8	Média e desvio padrão da taxa de ativação dos músculos <i>vastus medialis</i> (VM), <i>rectus femoris</i> (RF) e <i>vastus lateralis</i> (VL) em diferentes intervalos de tempo sob as diferentes formas de instrução investigadas .....69
Figura 9	Média e desvio padrão do impulso da ativação no músculo <i>vastus medialis</i> em diferentes intervalos de tempo sob as diferentes formas de instrução investigadas .....70
Figura 10	Média e desvio padrão do impulso da ativação no músculo <i>rectus femoris</i> em diferentes intervalos de

	tempo sob as diferentes formas de instrução investigadas .....71
Figura 11	Média e desvio padrão do impulso da ativação no músculo <i>vastus lateralis</i> em diferentes intervalos de tempo sob as diferentes formas de instrução investigadas.....72
Figura 12	Média e desvio padrão da velocidade de encurtamento de fascículo do <i>vastus lateralis</i> , no intervalo de 0 a 300ms e de 0 até o pico de torque ocorrer, durante contrações voluntárias máximas isométricas sob as diferentes formas de instrução investigadas .....73
Figura 13	Média e desvio padrão da TPF em diferentes intervalos das contrações voluntárias máximas isométricas .....74
Figura 14	Média e desvio padrão da TPF normalizada pelo pico de torque em diferentes intervalos, relativos ao pico de torque, durante contrações voluntárias máximas isométricas .....75
Figura 15	Média e desvio padrão da taxa de ativação dos músculos <i>vastus medialis</i> (VM), <i>rectus femoris</i> (RF) e <i>vastus lateralis</i> (VL) em diferentes intervalos de tempo.....76
Figura 16	Média e desvio padrão da espessura do músculo <i>vastus lateralis</i> , em repouso, no <i>onset</i> da eletromiografia ( <i>onset</i> <sub>EMG</sub> ), no <i>onset</i> do torque ( <i>onset</i> <sub>Torque</sub> ), aos 150 ms após o <i>onset</i> <sub>EMG</sub> , aos 300 ms após o <i>onset</i> <sub>EMG</sub> e durante o pico de torque das contrações voluntárias máximas isométricas.....77
Figura 17	Média e desvio padrão do ângulo de penação de fascículo do músculo <i>vastus lateralis</i> , em repouso, no <i>onset</i> da eletromiografia (OnsetEMG), no <i>onset</i> do torque (OnsetTorque), aos 150 ms após o OnsetEMG, aos 300 ms após o OnsetEMG e

durante o pico de torque das contrações voluntárias máximas isométricas.....78

Figura 18

Média e desvio padrão do comprimento do fascículo do músculo *vastus lateralis* em repouso, no *onset* da eletromiografia (OnsetEMG), no *onset* do torque (OnsetTorque), aos 150 ms após o OnsetEMG, aos 300 ms após o OnsetEMG, e durante o pico de torque das contrações voluntárias máximas isométricas .....79



## LISTA DE QUADROS

Quadro 1	Média e desvio padrão do pico de torque e tempo do pico de torque de extensores de joelho durante contrações isométricas sob as diferentes formas de instrução .....65
----------	--



## SUMÁRIO

<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>19</b>
1.1 OBJETIVOS .....	25
<b>1.1.1 Estudo 1</b> .....	26
1.1.1.1 Objetivo Geral .....	26
1.1.1.2 Objetivos Específicos .....	26
<b>1.1.2 Estudo 2</b> .....	26
1.1.2.1 Objetivo Geral .....	26
1.1.2.2 Objetivos Específicos .....	27
1.2 HIPÓTESES .....	27
<b>1.2.1 Estudo 1</b> .....	27
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>29</b>
2.1 CAPACIDADE DE PRODUÇÃO DE FORÇA .....	29
<b>2.1.1 Taxa de produção de força</b> .....	31
<b>2.1.1.1 Formas de instruções para a avaliação da TPF</b> .....	34
<b>2.1.1.2 Aspectos neuromusculares intervenientes na TPF</b> .....	37
2.2 ATIVACAO MUSCULAR .....	40
2.3 MORFOLOGIA MUSCULAR .....	41
<b>3 MÉTODOS</b> .....	<b>49</b>
3.1 CARACTERIZACAO DA PESQUISA .....	49
3.2 ASPECTOS ÉTICOS .....	49
3.3 ESTUDO 1 .....	49
<b>3.3.1 População</b> .....	49
<b>3.3.2 Procedimentos</b> .....	50
3.3.2.1 Medidas antropométricas, preferencia lateral e histórico de lesões e de atividade física .....	50
3.3.2.2 Mensuração do torque isométrico .....	50
3.3.2.3 Mensuração da ativação muscular .....	51
3.3.2.4 Mensuração da arquitetura muscular .....	51
3.3.2.5 Protocolo de teste .....	52
<b>3.3.3 Tratamento e Análise dos Dados</b> .....	53
3.3.3.1 Análise das informações de torque .....	53
3.3.3.2 Análise das informações de ativação muscular .....	53
3.3.3.3 Análise das informações de arquitetura muscular .....	54
3.3.3.4 Análise Estatística .....	55
3.4 ESTUDO 2 .....	56
<b>3.4.1 População</b> .....	56
<b>3.4.2 Procedimentos</b> .....	56
3.4.2.1 Medidas antropométricas, preferencia lateral e histórico de lesões e de atividade física .....	57

3.4.2.2	Mensuração do torque isométrico .....	58
3.4.2.3	Mensuração da ativação muscular.....	58
3.4.2.4	Mensuração da arquitetura muscular.....	59
3.4.2.5	Protocolo de teste .....	59
<b>3.4.3</b>	<b>Tratamento e Análise dos Dados.....</b>	<b>60</b>
3.4.3.1	Análise das informações de torque.....	60
3.4.3.2	Análise das informações de ativação muscular .....	60
3.4.4.3	Análise das informações de arquitetura muscular .....	61
<b>4</b>	<b>RESULTADOS .....</b>	<b>63</b>
4.1	ESTUDO 1.....	63
4.1.1	Informações de torque .....	65
4.1.2	Informações de ativação muscular.....	68
4.1.3	Informações de arquitetura muscular .....	72
4.2	ESTUDO 2.....	73
4.2.1	Informações de torque .....	73
4.2.2	Informações de ativação muscular.....	75
4.1.3	Informações de arquitetura muscular .....	76
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>81</b>
5.1	ESTUDO 1.....	81
5.2	ESTUDO 2.....	88
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>93</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>95</b>
	<b>APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E</b>	
	<b>ESCLARECIDO .....</b>	<b>105</b>
	<b>APÊNDICE B - SUBJECT INFORMED CONSENT .....</b>	<b>109</b>
	<b>ANEXO A - PARECER COMITÊ DE ÉTICA .....</b>	<b>114</b>
	<b>ANEXO B - PARECER COMITÊ DE ÉTICA .....</b>	<b>118</b>
	<b>ANEXO C - INVENTÁRIO DE WATERLOO REVISADO.....</b>	<b>120</b>

## INTRODUÇÃO

A Taxa de Produção de Força (TPF) é um índice relacionado à capacidade de desenvolver força rapidamente, sendo definida como a taxa de incremento do torque articular durante a fase inicial de uma contração voluntária máxima (AAGAARD et al., 2002). Essa variável tem sido amplamente utilizada na análise de movimentos que exigem grande produção de força em pequenos intervalos de tempo, ou seja, força explosiva (AAGAARD et al., 2002; BARRY, RIEK e CARSON, 2005; ANDERSEN e AAGAARD, 2006; ANDERSEN et al., 2007; CASEROTTI et al., 2008). Qual a importância de estudar a TPF? Essa variável tem relação direta com a habilidade de um indivíduo em responder a estímulos ambientais, principalmente naquelas situações em que existe uma necessidade de realizar movimentos rápidos. O desempenho de grande parte das modalidades esportivas (ANDERSEN e AAGAARD, 2006; THOMPSON et al., 2013), assim como o desempenho na realização de alguns gestos laborais (TSAOUSIDIS e FREIVALDS, 1998), ou ainda a capacidade funcional (capacidade de resposta rápida) de idosos (AAGAARD et al., 2007; CASEROTTI et al., 2008) são alguns exemplos de situações que estão diretamente relacionadas com a TPF.

Atletas que respondem mais rapidamente a um estímulo terão maior probabilidade em realizar as atividades desportivas com melhor desempenho possível naquelas modalidades que exigem rapidez, velocidade de movimento e potência. Movimentos rápidos como, por exemplo, corridas de curta distância, gestos do karatê e boxe geralmente envolvem contrações com duração entre 50 e 250 ms (AAGAARD et al., 2002). No entanto, a maioria dos músculos esqueléticos atingem o pico de força em torno de 300 ms (STONE et al., 2004; ANDERSEN e AAGAARD, 2006). Portanto, é fundamental que atletas de esportes que envolvam movimentos explosivos apresentem elevados valores de TPF nos instantes iniciais (i.e. 100 a 200 ms) (STONE et al., 2004; ANDERSEN e AAGAARD, 2006).

Da mesma forma, idosos que conseguem ativar seus músculos e produzir força rapidamente apresentarão melhor desempenho em suas atividades de vida diária e terão menor probabilidade de sofrer quedas (IZQUIERDO et al., 1999; AAGAARD et al., 2007; CASEROTTI et al., 2008). Ao produzir força rapidamente frente a alterações ambientais, é possível realizar ajustes posturais necessários para evitar quedas. A potencia muscular é tão importante para a capacidade funcional do idoso que existem evidências de que ela é mais impactante sobre a capacidade

física no processo de envelhecimento do que a força máxima (BARRY, RIEK e CARSON, 2005; CASEROTTI et al., 2008).

Estudos envolvendo atletas e não atletas de diferentes faixas etárias têm utilizado a medida da TPF para verificar os efeitos de diferentes tipos de programas de treinamento (AAGAARD et al., 2002; ANDERSEN et al., 2007, OLIVEIRA et al., 2016) ou do exercício agudo sobre a capacidade de geração de força (BAZETT-JONES, WINCHESTER e MCBRIDE, 2005). Estudos na área da reabilitação tem utilizado a TPF na detecção de desequilíbrio musculares relacionados a lesão de atletas (JORDAN, AARGAARD e HERZOG, 2015) ou no período pós-operatório de prótese de joelho (MAFFIULETTI et al., 2010), ou ainda para avaliar os efeitos da redução do uso sobre a função do sistema musculoesquelético após períodos de inatividade ou imobilização (CHRISTENSEN et al., 2008). Outros estudos utilizam a TPF para a melhor compreender as alterações da capacidade de produção de força muscular durante o processo de maturação (WAUGH et al., 2012) ou envelhecimento humano (IZQUIERDO et al., 1999, BARRY, RIEK e CARSON, 2005).

Frequentemente utilizada nas investigações da capacidade de produção de força de diferentes populações, esta variável é sensível a diferentes aspectos metodológicos e neuromusculares (MAFFIULETTI et al., 2016). A curva força-tempo resultante de uma contração voluntária máxima isométrica sofre a interferência de uma série de fatores, tais como a familiarização com a tarefa, motivação e a forma como foi dada a instrução para o teste (BEMBEN, CLASEY e MASSEY, 1990; SAHALY et al., 2001; MAFFIULETTI et al., 2016). Esse último fator pode determinar uma avaliação inadequada da capacidade máxima de esforço de um indivíduo de modo a interferir negativamente em um programa de reabilitação (no caso de um paciente) ou de um programa de treinamento (no caso de um atleta).

Instruções envolvendo as expressões “o mais forte possível” geralmente resultam em valores de força máxima maiores do que as expressões “o mais rápido possível” (CHRIST et al., 1993). Já testes executados com a instrução “o mais rápido possível” resultam em valores de TPF maiores do que a instrução “o mais forte possível” (CHRIST et al., 1993). Mas quando a instrução utilizada envolve ambos os conceitos (força e velocidade), ou seja, “o mais rápido e forte possível”, os valores da TPF são menores do que quando utilizada a instrução focada somente na velocidade da contração muscular (SAHALY et al., 2001).

A forma de instrução interfere nas características da força produzida por grupos musculares diversos com diferentes áreas de representação e uso no córtex motor (CHRIST et al., 1993; SAHALY et al., 2001). No entanto, as diferenças percentuais nas variáveis temporais observadas por Christ et al. (2001) foram maiores nos grupos musculares maiores (flexores plantares) do que nos menores (flexores dos dedos), sugerindo que a especificidade na produção de força depende da instrução para a tarefa e do grupo muscular testado.

Além da TPF, o padrão de ativação dos músculos agonistas nos instantes iniciais da contração parece depender da forma de instrução para o teste de força voluntária máxima isométrica (SAHALY et al., 2003). Maiores valores de ativação dos músculos agonistas foram observados em repetições sob a instrução “o mais rápido possível” do que sob a instrução “o mais rápido e forte possível”. Esses maiores valores de ativação muscular foram observados em diversos grupos musculares e movimentos como flexão do cotovelo e *leg press* unilateral e bilateral. As informações de ativação muscular advindas do sinal eletromiográfico (EMG), neste caso mensuradas por maior do impulso do EMG, apontaram para a importância do padrão de ativação dos músculos agonistas nos intervalos iniciais da contração muscular para a realização de contrações enfaticamente rápidas (SAHALY et al. 2003).

Mesmo frente a tais evidências, a maioria dos estudos que analisa a TPF utiliza como forma de instrução “o mais rápido e forte possível” (AAGAARD et al., 2002; STONE et al., 2004; SUETTA et al., 2004; ANDERSEN e AAGAARD, 2006; AAGAARD et al., 2007; ANDERSEN et al., 2007; CASEROTTI et al., 2008). Uma possível justificativa é o fato deste tipo de comando possibilitar a análise concomitante da TPF com a força máxima (SAHALY et al., 2001). Mas, dependendo de qual o objetivo que se quer alcançar com a avaliação, um comando inadequado poderá interferir negativamente nos desfechos que utilizarão os dados de avaliação da capacidade máxima de produção de força e/ou da capacidade máxima de produzir força o mais rápido possível.

Apesar de esses diferentes comandos verbais serem fatores determinantes do desfecho final, eles não são os únicos fatores, pois a capacidade de produção de força é dependente não apenas da forma como o sistema nervoso central comanda o sistema efetor, mas fundamentalmente das propriedades intrínsecas do sistema musculotendíneo, que é quem transmite a força ao sistema ósseo para gerar o movimento (ANDERSEN et al., 2010; WATSFORD et al., 2010; WAUGH et al., 2013). As propriedades mecânicas ou intrínsecas

do músculo esquelético envolvem fatores como a função dos componentes contráteis (comportamento dos fascículos musculares) (NARICI, 1999) e a viscoelasticidade do tecido musculotendíneo (FUKUNAGA et al., 1997). Músculos com diferentes comprimentos de fascículos musculares, ou músculos com diferentes excursões (capacidade máxima de encurtamento) dos fascículos musculares podem determinar diferentes capacidades de gerar força máxima ou mesmo de produzir força rapidamente (NARICI, 1999; ABE, KUMAGAI e BRECHUE, 2000; ABE et al., 2001, KAWAKAMI e FUKUNAGA, 2006).

Para que o movimento voluntário ocorra a partir da força produzida pelo sistema musculoesquelético, uma série de estruturas atuam sincronicamente permitindo desde a excitação neural até a contração muscular e a transferência da força muscular para o tendão e dele para o osso, com a consequente produção de movimento articular (DEGEN, ERSKINE e MORSE, 2009). Desta forma, a capacidade de produção de força depende de inúmeros aspectos: (1) neurais, relacionados à velocidade de condução do estímulo neural, frequência e intensidade do disparo de unidades motoras (BARRY, RIEK e CARSON, 2005; GRUBBER et al., 2007) e da coordenação intermuscular (PEREIRA e GONÇALVES, 2010); (2) morfológicos musculares, como o comprimento do fascículo (ABE et al., 2001), a área de secção transversa (ANDERSEN et al., 2010) e o ângulo de penação (ABE, KUMAGAI e BRECHUE, 2000); (3) mecânicos da unidade musculotendínea (WATSFORD et al., 2010; COUPPE et al., 2012); (4) bioquímicos, geralmente vinculados a capacidade enzimática oxidativa e glicolítica e à liberação e utilização de  $Ca^{++}$  (FITZSIMONS et al. 2001); (5) histoquímicos, distribuição de tipos de fibra muscular (ANDERSEN e AAGAARD, 2006; ANDERSEN et al., 2010) dos músculos envolvidos no movimento. Todos estes aspectos interferem na capacidade de um músculo contrair rapidamente.

Em relação à capacidade de produzir força explosiva, sabe-se que esta depende basicamente de dois fatores: da capacidade de produzir força máxima e da velocidade de contração. O primeiro fator está relacionado à quantidade de sarcômeros ativos em paralelo e, o segundo à quantidade de sarcômeros ativos em série (FUKUNAGA et al., 1997). Portanto, pode-se afirmar que a capacidade de desenvolver força explosiva é determinada pelas propriedades elétricas do músculo (i.e., frequência de disparo das unidades motoras), pela morfologia muscular (i.e., espessura muscular, ângulo de penação e comprimento dos

fascículos) e pela composição relativa de fibras musculares (CASEROTTI et al., 2008).

Tendo em vista todos esses fenômenos neuromusculares, surge a discussão acerca da interferência de diferentes fatores, como a força máxima e as propriedades musculares intrínsecas (i.e. ativação muscular e proeminência de fibras tipo II) ou extrínsecas (propriedades mecânicas do tendão), sobre a TPF (BARRY, RIEK e CARSON, 2005; ANDERSEN e AAGAARD, 2006; ANDERSEN et al., 2010; WAUGH et al., 2013). Os estudos realizados *in vivo*, em humanos, utilizam metodologias distintas tanto para a análise da TPF (i.e. forma de instrução para a tarefa) (BEMBEN, CLASEY e MASSEY, 1990; CHRIST et al., 1993, SAHALY et al 2001) quanto das demais variáveis envolvidas (i.e. derivada ou integral do EMG durante contrações voluntárias ou propriedades contrateis do *twitch* durante contrações evocadas, espessura muscular e área de secção transversa muscular em repouso) (SUETTA et al., 2004; BARRY, WARMAN e CARSON, 2005; ANDERSEN et al., 2007; CASEROTTI et al., 2008; CHRISTENSEN et al., 2008; CORVINO et al., 2009). Quando a análise da arquitetura muscular é associada à TPF, sua mensuração é realizada em repouso como forma de caracterizar adaptações musculares (SUETTA et al., 2004). Não foram encontrados estudos que investigaram o comportamento dos fascículos musculares durante as contrações voluntárias máximas isométricas direcionadas a mensurar a TPF. Entretanto, os fascículos musculares são importantes determinantes em especial da velocidade máxima de contração muscular (NARICI, 1999, FONTANA, ROESLER e HERZOG et al., 2014).

Os estudos que investigaram os efeitos das diferentes formas de instrução sobre a capacidade de produção de força e os fatores neuromusculares que nela interferem, também não investigaram o comportamento de variáveis de arquitetura muscular. Tais estudos investigam os efeitos das diferentes instruções sobre variáveis relacionadas à força máxima e a TPF pico (CHRIST et al., 1993; SAHALY et al., 2001), assim como o tempo para atingi-las (CHRIST et al., 1993) e a ativação muscular de agonistas e antagonistas ao movimento (SAHALY et al., 2003). Mas vale ressaltar que somente as informações relacionadas a TPF pico podem não ser representativas da capacidade de produção de força. A TPF pico é uma variável pouco consistente, pois, representa um instante ou intervalo curto de tempo, podendo ser uma medida não sistemática (MAFFIULETTI et al., 2016). Enquanto que variáveis como TPF ou o impulso do torque quando mensurados em diferentes intervalos de tempo, ao longo dos instantes

iniciais da contração muscular representam o fenômeno da contração muscular explosiva de forma mais adequada. Dessa forma, acredita-se que investigar os efeitos de diferentes instruções para o teste de força máxima isométrica sobre a curva força-tempo, assim como sobre a ativação muscular e a velocidade de encurtamento do fascículo, possibilitaria a melhor compreensão da influência de aspectos metodológicos na TPF, assim como dos mecanismos que interferem na capacidade de produção de força máxima.

Outra lacuna importante na literatura se refere à necessidade de investigação dos efeitos da forma de instrução sobre o comportamento do quadríceps nos testes de força máxima. Este grupo muscular é muito importante para a funcionalidade do membro inferior e, conseqüentemente, para o desempenho de diversos movimentos como saltos e corrida ou de atividades de vida diária como caminhar, subir e descer escadas e sentar e levantar (MAFFIULETTI et al., 2010). Muitos estudos que investigam a TPF avaliam contrações voluntárias máximas isométricas de extensores de joelho em cadeia cinética aberta (AAGAARD et al., 2002; AAGAARD et al., 2007; ANDERSEN et al.; 2007; ANDERSEN et al.; 2010; MAFFIULETTI et al., 2010). Ainda não está claro o efeito das diferentes instruções sobre a capacidade de produção de força do quadríceps.

Existem evidências que tal efeito pode divergir entre grupos musculares de diferentes tamanhos (CHRIST et al., 2001). Os estudos que investigaram o efeito da forma de instrução sobre a capacidade de produção de força do quadríceps o fizeram em cadeia cinética fechada, durante o exercício de *leg press* (SAHALY et al., 2001; SAHALY et al., 2003). Avaliações da capacidade de produção de força em cadeia cinética fechada envolvem múltiplas articulações e grupos musculares e apresentam maior relevância prática. Contudo, quando a avaliação da capacidade de produção de força é realizada em cadeia cinética aberta e possível controlar melhor os fatores intervenientes, isolando um grupo muscular agonista, e discutir determinantes fisiológicos da TPF (MAFFIULETTI et al., 2016).

Dessa forma, torna-se evidente a necessidade de estudos que avaliem os diversos fatores metodológicos e neuromusculares que interferem na capacidade de produção de força dos músculos extensores de joelho em cadeia cinética aberta. Conhecer o efeito das diferentes formas de instrução sobre a produção de força de extensores de joelho isoladamente pode trazer subsídios sobre a forma adequada de orientar para o teste de força voluntária máxima voltado para a avaliação da TPF. Outro sim, investigar aspectos neurais e morfológicos ao longo do

teste voltado para a avaliação da força máxima explosiva é muito importante para o melhor entendimento da função neuromuscular. Já melhor compreensão dos fatores determinantes da TPF em diferentes intervalos de tempo visa aprimorar a sua utilização como instrumento de medida capaz de gerar informações suficientes para orientar o treinamento físico direcionado tanto para o rendimento esportivo, como para a prevenção de lesões e para a manutenção das capacidades funcionais de diferentes populações.

Sendo assim, a presente tese foi organizada em dois estudos. O Estudo 1 verificou se a forma de instrução interfere nas características da curva torque-tempo dos músculos extensores de joelho (pico de torque, TPF e impulso do torque), da ativação dos músculos *vastus medialis*, *rectus femoris* e *vastus lateralis* (taxa e impulso de ativação), e da velocidade de encurtamento de fascículo do músculo *vastus lateralis*. Para tanto foram investigadas as instruções “o mais rápido possível”, “o mais forte possível” e “o mais rápido e forte possível” durante contrações voluntárias máximas isométricas de extensores de joelho em cadeia cinética aberta.

A partir da identificação da instrução que promoveu melhores resultados de TPF no Estudo 1, foi selecionada a forma de instrução utilizada no segundo estudo. O Estudo 2 investigou o comportamento da TPF e dos fatores neuromusculares que nela interferem durante um teste de força máxima isométrica explosiva de extensores de joelho. Foi descrito o comportamento do torque (pico de torque, tempo para atingir o pico de torque e TPF), da taxa de ativação dos músculos *vastus medialis*, *rectus femoris* e *vastus lateralis*, assim como da espessura muscular, do ângulo e do comprimento de fascículo do *vastus lateralis* ao longo da contração muscular. No Estudo 2 foram utilizados cuidados metodológicos adequados para avaliar a TPF sugeridos por Maffiuletti et al. (2016) que incluíram a familiarização realizada em uma sessão separada, nos dias que antecederam o teste, e oferecido *feedback* visual.

## 1.1 OBJETIVOS

A presente tese teve como objetivo investigar a influência de fatores metodológicos e neuromusculares na capacidade de produção de força. O objetivo geral e os objetivos específicos dos dois estudos que a seguir.

## 1.1.1 Estudo 1

### 1.1.1.1 Objetivo Geral

Verificar se a forma de instrução para a realização de uma contração voluntária máxima isométrica interfere na capacidade de produção de força, na ativação muscular e na velocidade de encurtamento de fascículos musculares.

### 1.1.1.2 Objetivos Específicos

- 1) Comparar o pico de torque e o tempo de ocorrência do pico de torque durante contrações voluntárias máximas isométricas de extensores de joelho realizadas sob três diferentes formas de instrução: “o mais rápido possível”, “o mais forte possível” e “o mais rápido e forte possível”.
- 2) Comparar a TPF (0 a 30 ms, 0 a 50 ms, 0 a 100 ms, 0 a 150 ms, 0 a 200 ms, 0 a 250 ms, 0 a 300 ms, 150 a 300 ms, TPF pico) e o impulso do torque (0 a 30 ms, 0 a 50 ms, 0 a 100 ms, 0 a 150 ms, 0 a 200 ms, 0 a 250 ms, 0 a 300, 150 a 300 ms) produzidos durante contrações voluntárias máximas isométricas de extensores de joelho sob três diferentes formas de instrução: “o mais rápido possível”, “o mais forte possível” e “o mais rápido e forte possível”.
- 3) Comparar a taxa de ativação (0 a 30, 0 a 50 e 0 a 75 ms) e o impulso da ativação (0 a 30 ms, 0 a 50 ms, 0 a 100 ms, 0 a 150 ms, 0 a 200 ms, 0 a 250 ms, 0 a 300 ms e 150 a 300 ms) nos músculos *vastus medialis*, *rectus femoris* e *vastus lateralis* durante contrações voluntárias máximas isométricas de extensores de joelho realizadas sob diferentes formas de instrução: “o mais rápido possível”, “o mais forte possível” e “o mais rápido e forte possível”.
- 4) Comparar a velocidade de encurtamento (0 a 300 ms e 0 ao pico de torque) de fascículo do músculo *vastus lateralis* durante contrações voluntárias máximas isométricas de extensores de joelho realizadas sob diferentes formas de instrução: “o mais rápido possível”, “o mais forte possível” e “o mais rápido e forte possível”.

## 1.1.2 Estudo 2

### 1.1.2.1 Objetivo Geral

Determinar, descrever e analisar sistematicamente o comportamento do torque, da ativação muscular e das variáveis de

arquitetura muscular durante contrações voluntárias máximas isométricas direcionadas para a avaliação da TPF em indivíduos adultos jovens fisicamente ativos.

### 1.1.2.2 Objetivos Específicos

1) Determinar, descrever e analisar sistematicamente o pico de torque e o tempo de ocorrência do pico de torque produzido durante contrações voluntárias máximas isométricas direcionadas para a avaliação da TPF.

2) Determinar, descrever e analisar sistematicamente a TPF absoluta (TPF pico, 0 a 50, 50 a 100, 100 a 150, 150 a 200, 200 a 250, 250 a 300 e 0 a 300 ms), e a TPF normalizada (1/6, 1/2 e 2/3 do pico de torque) produzida durante contrações voluntárias máximas isométricas direcionadas para a avaliação da TPF.

3) Determinar, descrever e analisar sistematicamente a taxa de ativação (0 a 30, 0 a 50 e 0 a 75 ms) dos músculos *vastus medialis*, *rectus femoris* e *vastus lateralis* produzida durante contrações voluntárias máximas isométricas direcionadas para a avaliação da TPF.

4) Determinar, descrever e analisar sistematicamente o comportamento da espessura muscular, do ângulo de penação e do comprimento do fascículo do músculo *vastus lateralis* durante contrações voluntárias máximas isométricas direcionadas para a avaliação da TPF.

## 1.2 HIPÓTESES

### 1.2.1 Estudo 1

H1: Repetições orientadas pela expressão “o mais forte possível” resultarão em maiores valores de pico de torque do que com as instruções “o mais rápido possível” e “o mais rápido e forte possível” (CHRIST et al., 1993) Tempo para atingir o pico de torque será menor nas repetições sob a instrução “o mais rápido possível”, seguidas das instruções “o mais rápido e forte possível”. O maior tempo para atingir o pico de torque, por sua vez, será encontrado nas repetições instruídas pela expressão “o mais forte possível”.

H2: Repetições orientadas pela expressão “o mais rápido possível” resultarão em maiores valores de TPF (BEMBEN, CLASEY e MASSEY, 1990; CHRIST et al., 1993; SAHALY et al., 2001; SAHALY et al., 2003) e impulso, nos intervalos iniciais (0 a 30 ms, 0 a 50 ms e 0 a 100 ms) e TPF pico. Entretanto, tendo em vista que os intervalos tardios da TPF, valores absolutos, estão

relacionados à força máxima (ANDERSEN e AAGAARD, 2006), acredita-se que intervalos tardios (0 a 150 ms, 0 a 200 ms, 0 a 250 ms, 0 a 300 ms e 150 a 300 ms) apresentarão maiores valores nas repetições orientadas com a instrução “o mais forte possível”.

H3: Repetições orientadas pela expressão “o mais rápido possível” apresentarão maiores valores de taxa de ativação neuromuscular (SAHALY et al., 2003) e impulso da ativação neuromuscular nos músculos *vastus medialis*, *rectus femoris* e *vastus lateralis*, nos intervalos iniciais da contração muscular (0 a 30 ms, 0 a 50 ms e 0 a 100 ms). Repetições orientadas pela expressão “o mais forte possível” e “o mais rápido e forte possível” apresentarão maiores valores de taxa de ativação neuromuscular e impulso da ativação dos músculos agonistas nos intervalos tardios da contração muscular (0 a 200 ms, 0 a 250 ms, 0 a 300 ms e 150 a 300 ms).

H4: Tendo em vista que o encurtamento do fascículo está relacionado com a produção de força muscular, acredita-se que repetições orientadas pela expressão “o mais forte possível” apresentarão maiores velocidades de encurtamento do fascículo do que nas repetições orientadas pela expressão “o mais rápido e forte possível” tanto no intervalo de 0 a 300 ms, quanto no intervalo do início da contração até o pico de torque ocorrer. As repetições orientadas pela expressão “o mais rápido e forte possível” por sua vez, apresentarão maior velocidade de encurtamento do fascículo do que as repetições orientadas pela expressão “o mais rápido possível” nos primeiros 300 ms da contração e do início da contração até o pico de torque ocorrer.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

No presente capítulo serão abordados inicialmente aspectos relacionados à capacidade de produção de força de forma geral. Conceitos, relevância e aplicabilidade de variáveis como pico de torque, impulso do torque e TPF serão apresentados. No que tange a TPF também serão levantados aspectos metodológicos, com ênfase para a forma de instrução para o teste, e aspectos neuromusculares que nela interferem. Em seguida serão abordados aspectos gerais relativos à ativação muscular e aos aspectos morfológicos determinantes da contração muscular.

### 2.1 CAPACIDADE DE PRODUÇÃO DE FORÇA

A capacidade de produção de força é essencial para a sobrevivência do homem, bem como para seu desempenho em tarefas relacionadas às atividades de vida diária, como por exemplo sentar e levantar, caminhar, subir e descer escadas ou vestir-se (RUAS et al., 2016), e nas mais variadas atividades laborais (TSAOUSIDIS e FREIVALDS, 1998). Tal capacidade ainda é extremamente importante na execução de tarefas mais desafiadoras como as que envolvem o alto desempenho esportivo (STONE et al., 2004). Por tais motivos, a quantificação da capacidade de produção de força é um procedimento comum na prática dos profissionais e dos pesquisadores das áreas da Educação Física e Fisioterapia.

A avaliação da força muscular tem grande importância nas investigações dos mecanismos de adaptação muscular (BARONI et al., 2010), assim como na avaliação da aptidão física em variadas populações (DEIGHAN et al., 2009). Indubitavelmente, a força máxima é a variável mais utilizada em estudos que envolvem a análise da capacidade de produção de força (LEBRUN et al., 2003; KARASEL et al., 2010; FORTHOMME et al., 2011; PIVA et al., 2011). No entanto, outras variáveis como o trabalho ou o impulso (AAGAARD et al., 2002; BRECH et al., 2011; CHAN et al., 2011; YOSMAOGLU et al., 2011), a potência (TUTTLE et al., 2011) e a taxa de produção de força (TPF) são parâmetros que também podem ser utilizados para acessar a capacidade de produção de força e abordar diferentes aspectos igualmente relevantes na geração do movimento.

A força máxima representa a máxima capacidade de um determinado músculo ou grupo muscular produzir força de forma voluntária ou evocada, (ANDERSEN e AAGAARD, 2006). Variados

equipamentos possibilitam quantificar a força máxima. Os mais frequentemente utilizados são os dinamômetros manuais (TSAOUSIDIS e FREIVALDS, 1998), equipamentos fabricados ou adaptados com sensores de deformação (STONE et al., 2004) ou dinamômetros isocinéticos (WAUGH et al., 2012). Quando o equipamento utilizado é um dinamômetro isocinético, a força máxima é representada pelo pico de torque, torque máximo, em N·m (AAGAARD et al., 2002). Apesar de ser a variável mais utilizada para descrever a capacidade de produção de força, é preciso considerar que esta representa apenas a magnitude da força que um músculo ou grupo muscular é capaz de produzir. Contudo, análises em que informações como o instante do tempo ou o ângulo articular em que a força máxima ocorre são associadas, somam-se informações temporais que podem ser interessantes para a melhor compreensão da capacidade de produção de força.

Já a análise do parâmetro impulso do torque, calculado a partir da área sob a curva torque-tempo, oferece informações mais complexas a respeito da capacidade de produção de força (THOMPSON et al., 2013). Apesar de pouco utilizado, é considerado mais relevante funcionalmente e pode ser analisado durante os instantes iniciais da contração isométrica (MAFFIULETTI et al., 2016). O impulso do torque representa aspectos históricos temporais da contração muscular do intervalo em que for analisado, como por exemplo, nos intervalos de 0 a 50 ms ou de 0 a 200 ms. A magnitude do impulso é diretamente proporcional a velocidade angular que o segmento testado atingiria caso fosse permitido que o segmento movimentasse (AAGAARD et al., 2002). Por acumular informações de toda a área coberta pela curva torque-tempo é considerado um dos mais importantes parâmetros de força muscular.

### 2.1.1 Taxa de produção de força

Definida como a taxa de incremento do torque articular durante a fase inicial da contração muscular (AAGAARD et al., 2002, ANDERSEN e AAGAARD, 2006) a TPF é um índice relacionado à capacidade de desenvolver força em curtos períodos de tempo. A TPF é determinada por meio da razão entre a variação da força e a variação do tempo, conforme Equação 1 (AAGAARD et al., 2002; CORVINO et al., 2009). Pode ser calculada a partir da inclinação da curva força-tempo ou quando mensurada por meio de dinamometria isocinética, calculada a partir da inclinação da curva torque-tempo, sendo então apresentada em N·s-1 (AAGAARD et al., 2002).

$$TPF = (F_{final} - F_{inicial}) / (t_{final} - t_{inicial}) \quad \text{Equação 1}$$

Onde, F = força (N), t = tempo (s), TPF em N·s-1.

A TPF tem sido mensurada em diferentes intervalos de tempo. A maioria dos estudos envolvendo a TPF analisam o sinal em intervalos de 0 a 30, 0 a 50, 0 a 100 e 0 a 200 ms (AAGAARD et al., 2002; GRUBER e GOLLHOFER, 2004; SUETTA et al., 2004; BARRY, WARMAN e CARSON, 2005; GRUBER et al., 2007; CASEROTTI et al., 2008; CHRISTENSEN et al., 2008). Alguns estudos analisam a TPF em intervalos mais longos: 0 a 300 ms (HOLTERMANN, et al., 2007a), 0 a 400 ms (HOLTERMANN et al., 2007b; WAUGH et al. 2013) ou até o pico de torque (PARK e STELMACH, 2006; HOLTERMANN et al., 2007b). Mas a TPF também pode ser analisada em intervalos móveis como de 50 ms (GILBERT e LEES, 2005). Esse tipo de apresentação da TPF em janelas móveis é particularmente interessante quando o objetivo é observar o comportamento da TPF ao longo do tempo. A TPF pico ou TPF máxima é outra forma de análise frequentemente utilizada e que se refere ao instante de maior inclinação da curva torque-tempo (GABRIEL, BASFORD e AN, 2001; JENSEN e WILLAM, 2007; GURJÃO et al., 2012).

Independentemente do método como são fracionados os intervalos da TPF, o objetivo dessas divisões é discutir o comportamento da TPF em diferentes intervalos tendo em vista que sofrem a interferência de diferentes aspectos fisiológicos (ANDERSEN e AAGAARD, 2006; MAFFIULETTI et al., 2016), conforme será abordado no decorrer deste capítulo. De modo geral, o intervalo de até 50 ms do início da contração muscular tem sido classificado como

intervalo bem inicial da TPF. Intervalos até 100 ms iniciais da contração muscular tem sido chamados de intervalos iniciais da TPF. Intervalos de mais de 100 ms a partir do início da contração são classificados como intervalos tardios da TPF (ANDERSEN e AAGAARD, 2006; ANDERSEN et al., 2010; OLIVEIRA et al., 2015).

Geralmente a normalização da TPF é realizada pela força máxima (AAGAARD et al., 2002; AAGAARD et al., 2007; BLAZEVIK et al., 2008). Nesses casos podem ser analisados em frações de tempo nos mesmos intervalos da TPF absoluta acima descritos. Outra forma de análise é dividi-la em intervalos relativos, 1/6, 1/4 e 2/3 da contração voluntária máxima (AAGAARD et al., 2002; AAGAARD et al., 2007; BLAZEVIK et al., 2008). Sendo que o intervalo 1/6 força máxima corresponde ao intervalo bem inicial da contração muscular, aproximadamente os primeiros 30 ms; 1/2 do pico de torque corresponde a, aproximadamente os primeiros 100 ms da contração; e 2/3 corresponde aproximadamente aos primeiros 150 ms da contração muscular (AAGAARD et al., 2002). Os resultados de TPF normalizados pela força máxima reduzem os efeitos desta e enfatizam a habilidade de produzir força explosiva (AAGAARD et al., 2002; MAFFIULETTI et al., 2016). Com menor frequência é observada a normalização da TPF pela massa corporal, (ANDERSEN et al., 2007) e pela área de secção transversa dos músculos agonistas (SUETTA et al., 2004). Quando normalizada pela massa corporal ou pela área de secção transversa, os intervalos em que a TPF é analisada continuam a ser os mesmos intervalos de tempo da TPF absoluta. Esses dois últimos tipos de normalização são interessantes quando o grupo de sujeitos avaliados é heterogêneo quanto ao peso e composição corporal (MAFFIULETTI et al., 2016).

Em razão da relevância da capacidade de produção de movimentos rápidos para o desempenho no esporte, a TPF tem sido utilizada para avaliar atletas de modalidades como ciclismo (STONE et al., 2004), badminton (ANDERSEN et al., 2007), futebol americano (THOMPSON et al. 2013) e esqui (JORDAN, AAGAARD e HERZOG, 2015). Os resultados ainda são um tanto conflitantes. Ao avaliar a TPF pico durante exercício de agachamento, Stone et al. (2004) não observaram correlação entre a TPF e o desempenho em provas de potência de ciclismo. Mas Andersen et al. (2007) observaram que a TPF (durante contrações isométricas nos intervalos de 0 a 50, 0 a 100 e 0 a 200 ms) de extensores e flexores de joelho foi capaz de diferenciar jogadores de elite de badminton de jovens submetidos a um programa de 14 semanas de treinamento de força muscular. Já Thompson et al.

(2013) observaram que tanto a TPF quanto o impulso do torque de flexores de joelho, quando mensurados nos instantes bem iniciais da contração muscular (até 50 ms iniciais), foram variáveis capazes de identificar o nível competitivo de jogadores de futebol americano de diferentes níveis competitivos.

A importância da análise da TPF no processo de reabilitação e prescrição do treinamento de atletas foi ressaltada recentemente no estudo realizado por Jordan, Aargaard e Herzog, (2015) com esquiadores profissionais submetidos a reconstrução do ligamento cruzado anterior, ao demonstrar que a TPF foi mais sensível para identificar desequilíbrios musculares entre os músculos flexores e extensores de joelho do que o pico de torque. Em indivíduos não atletas submetidos a artroplastia total de joelho, por sua vez, a TPF nos 200 ms iniciais se mostrou mais eficiente do que a força máxima para a detecção de déficits musculares bilaterais (MAFFIULETTI et al., 2010). Além disso, a assimetria bilateral da TPF dos músculos extensores de joelho se mostrou negativamente relacionada a avaliação subjetiva da função no joelho no mesmo grupo.

Além da aptidão para o desempenho e prevenção de lesões no esporte, a habilidade de desenvolver força rapidamente também é um fator determinante da capacidade funcional e do grau de independência dos idosos (BARRY, RIEK e CARSON, 2005; BARRY, WARMAN e CARSON, 2005; CASEROTTI et al., 2008). Maiores valores de TPF estão relacionados a uma maior capacidade de realizar os ajustes posturais rápidos necessários para evitar quedas e a uma maior capacidade de acelerar os segmentos corporais em movimentos como os da locomoção (IZQUIERDO et al., 1999; AAGAARD et al., 2007; CASEROTTI et al., 2008). Como a promoção da funcionalidade e independência de idosos e a prevenção de lesões em decorrência de quedas em idosos é extremamente impactante na saúde pública a TPF também tem sido bastante utilizada nesta população.

Considerando as variadas possibilidades de análise da TPF, sua aplicabilidade e o fato de poder ser utilizada para avaliar indivíduos de diferentes níveis de aptidão física, o crescente uso da TPF é facilmente justificado. Soma-se ainda o fato da TPF ter apresentado boa repetibilidade, ICC = 0.664 a 0.933 e  $p = 0.001$  a 0.087 (ZEBIS et al., 2011) e de sua sensibilidade ter sido maior do que o pico de torque (ICC = 0.751;  $p = 0.043$ ) para a detecção de desequilíbrios musculares entre flexores e extensores de joelho em atletas (ZEBIS et al., 2011). Entretanto para garantir a qualidade das informações obtidas nas análises da TPF, independente do objetivo e da população a ser avaliada,

uma série de cuidados metodológicos são necessários a exemplo de familiarização com a tarefa e adequada instrução para o teste (MAFFIULLETI et al., 2016). Este último cuidado metodológico será abordado a seguir na próxima seção da revisão da literatura.

### 2.1.1.1 Formas de instruções para a avaliação da TPF

Independente da população e do segmento corporal a ser avaliado, quando o protocolo de teste envolve contrações voluntárias máximas para a análise da TPF, a forma como a instrução é dada para a execução do teste é muito importante, podendo interferir nos resultados do teste. Somente quatro estudos foram encontrados na literatura analisando os efeitos da forma de instrução sobre a TPF. De qualquer modo, existem indícios de que a forma como o teste é instruído interfere nas características da força produzida.

Bemben, Clasey e Massey (1990) foram os primeiros a descrever o efeito de três instruções sobre as características da produção de força: “o mais rápido possível”, “atingir o máximo de força gradualmente”, e “o mais rápido e forte possível” no movimento de preensão palmar. Este experimento indicou que durante as repetições focadas unicamente para a velocidade, “o mais rápido possível”, a TPF pico foi maior do que as outras duas formas de instrução, independente do sexo. Contudo a força máxima apresentou diferentes comportamentos em homens e mulheres dependendo da forma de instrução. Nos homens as repetições instruídas pela expressão “o mais rápido e forte possível” apresentaram maior pico de torque do que nas outras duas formas de instrução. Já nas mulheres o pico de torque das repetições instruídas pela expressão “o mais rápido e forte possível” foi maior somente do que as repetições focadas unicamente na velocidade. O tempo para atingir o pico de torque foi maior na instrução onde a força deveria ser gradualmente incrementada, seguida da instrução “o mais rápido e forte possível” e finalmente “o mais rápido possível” tanto no grupo dos homens quanto no grupo das mulheres.

Christ et al. (1993) compararam o efeito das instruções “o mais rápido possível” e “o mais forte possível” sobre contrações isométricas no cotovelo e no tornozelo em mulheres de diferentes faixas etárias e também observaram maiores valores de TPF pico nas contrações focadas na velocidade. Além disso, outras variáveis temporais indicaram que a instrução focada na velocidade resulta em contrações que atingem antes a TPF pico, a força máxima e o platô de força. Por outro lado, as

instruções focadas na força resultam em maiores valores de força máxima (CHRIST et al. 1993).

Tanto Bembem, Clasey e Massey (1990) quanto Christ et al. (1993) avaliaram a TPT pico em grupos musculares relativamente pequenos (flexores dos dedos, extensores do polegar, flexores e extensores de cotovelo e flexores dorsais e plantares de tornozelo). Bembem, Clasey e Massey (1990) relataram algumas peculiaridades na capacidade de produção de força, no que diz respeito a força máxima, entre homens e mulheres. Enquanto que Christ et al. (1993) relataram efeito das instruções independente do grupo muscular e faixa etária. Contudo nos testes realizados com os flexores plantares, o maior e mais potente grupo muscular avaliado, as diferenças encontradas entre as instruções “o mais rápido possível” e “o mais forte possível” foram maiores para as variáveis relacionadas à força máxima (maior força máxima, maior impulso total e maior tempo para atingir a força máxima assim como o platô de força).

Com o objetivo de melhor compreender os efeitos das instruções em testes envolvendo grupos musculares de diferentes tamanhos e durante diferentes tipos de tarefas, Sahaly et al. (2001) avaliaram as instruções “o mais rápido possível” e “o mais rápido e forte possível”. Foram testados os flexores de cotovelo em cadeia cinética aberta e os extensores de joelho em cadeia cinética fechada, sendo que os testes foram realizados unilateralmente e bilateralmente. Os resultados indicaram efeito da instrução e do grupo muscular sobre a TPF pico. Maiores valores de TPF pico foram observados quando o teste foi realizado focando somente na velocidade, confirmando mais uma vez os benefícios da exclusividade do foco na velocidade para a TPF. De qualquer modo, ambas as formas de instrução apresentaram alta correlação ( $r = 0,782$  a  $0,550$ ,  $p < 0,01$ ) com a TPF pico.

Referente aos diferentes grupos musculares e movimentos testados por Sahaly et al., (2001), maiores correlações da TPF pico com as diferentes instruções foram observadas nos testes realizados em flexores de cotovelo e extensão do joelho no membro inferior não preferido do que nos testes realizados com o membro inferior preferido ou bilateralmente. Tais resultados indicam a necessidade de cautela com generalizações a respeito dos efeitos das formas de instrução sobre o comportamento da TPF. Apesar de haver indícios de que a produção de força durante um teste isométrico se adequa a forma como foi instruído com o objetivo de cumprir a tarefa (BEMBEM, CLASEY e MASSEY, 1990; CHRIST et al., 1993; SAHALY et al., 2001), diferentes grupos musculares e movimentos, podem apresentar comportamentos distintos.

Essas diferenças podem estar relacionadas simplesmente a familiarização com a tarefa ou com características neuromusculares específicas.

Tanto a familiarização com a tarefa quanto as diferenças entre testes realizados com o membro preferido, não preferido e bilateralmente são aspectos relacionados ao controle neural. Baseando-se na hipótese de que contrações rápidas são o resultado de um padrão de ativação diferenciado, Sahaly et al. (2003) analisaram o EMG de músculos agonistas e antagonistas durante os testes apresentados por Sahaly et al. (2001). Procurando explicações para os maiores valores de TPF nos testes sob a instrução “o mais rápido possível”, analisaram a integral do EMG num intervalo de 128 ms em torno da TPF pico e nos intervalos (0 a 25, 25 a 50, 50 a 75, 75 a 90 e 90 a 100 % da força máxima). O estudo concluiu que a coativação dos músculos antagonistas aos movimentos investigados não explicou os maiores valores de TPF, pois a ativação foi ainda maior nas repetições sob a instrução “o mais rápido possível”. Já a ativação dos músculos agonistas ao movimento nos intervalos iniciais (0 a 25% da força máxima) e no período em que a TPF pico foi atingida foi maior nas repetições instruídas pela expressão “o mais rápido possível” para todos os movimentos analisados. Como os valores de ativação muscular nas contrações mais rápidas não corresponderam aos valores máximos de ativação de cada contração, não foi possível explicar os maiores valores de TPF por um padrão de ativação supra máximo (gerados por maiores frequências do que o necessário para uma contração tetânica). No entanto, os maiores valores de TPF foram justificados por uma melhor ativação (maior) no início da ativação de todos os agonistas. Este último estudo realizado por Sahaly et al. (2003) adiciona informações importantes a respeito do controle neural ao procurar esclarecer alguns dos mecanismos neuromusculares que interferem na TPF quando testadas sob diferentes formas de instrução.

Apesar de poucos, todos os estudos encontrados na literatura que investigaram os efeitos da forma de instrução para o teste de força voluntária máxima, indicam que a instrução focada exclusivamente na velocidade é a que produz maiores valores de TPF pico. Em nenhum dos estudos encontrados foram apresentados ou discutidos os valores da TPF em diferentes intervalos de tempo sob diferentes formas de instrução. Mesmo assim, os estudos que analisam a TPF durante contrações voluntárias máximas, geralmente utilizam a instrução “o mais forte e mais rápido possível” em seus protocolos de teste (AAGAARD et al., 2002; STONE et al., 2004; SUETTA et al., 2004; ANDERSEN e

AAGAARD, 2006; AAGAARD et al., 2007; ANDERSEN et al., 2007; CASEROTTI et al., 2008, OLIVEIRA et al., 2016). A justificativa para a ampla utilização desta forma de instrução pode ser o fato desse tipo de comando possibilitar a análise concomitante da TPF e da força máxima (SAHALY et al., 2001). De qualquer modo, é preciso ressaltar que dependendo do objetivo que se queira alcançar com a avaliação, um comando inadequado poderá interferir nos desfechos que utilizarão os dados de avaliação da capacidade máxima de produção de força e/ou da capacidade máxima de produzir força o mais rápido possível.

### **2.1.1.2 Aspectos neuromusculares intervenientes na TPF**

De forma geral, a capacidade de desenvolver força explosiva é determinada pela morfologia muscular (i.e., área de secção transversa, comprimento e ângulo de penetração dos fascículos musculares); pela composição relativa de fibras musculares (i.e., proeminência de fibras de contração rápida); propriedades mecânicas da unidade musculotendínea (i.e., rigidez do tendão) e pelas propriedades elétricas do músculo (i.e., frequência de disparo das unidades motoras e coativação agonista-antagonista) (CASEROTTI et al., 2008). Conforme descrito em seção anterior da revisão da literatura, a TPF tem sido utilizada como medida em diferentes intervalos de tempo e associada a diferentes fenômenos neuromusculares como o recrutamento de neurônios motores e a frequência de disparo (AAGAARD et al., 2002), proeminência de fibras musculares tipo II (ANDERSEN et al., 2010) e arquitetura muscular (ANDERSEN e AAGAARD, 2006).

Geralmente a contribuição dos diferentes fatores neuromusculares intervenientes na TPF é evidenciada por meio de estudos envolvendo treinamento de força (AAGAARD et al., 2002; BARRY, WARMAN e CARSON, 2005; ANDERSEN et al., 2010) ou pela análise da TPF em diferentes populações (BARRY, WARMAN e CARSON, 2005; WAUGH et al., 2013) ou ainda por meio de manipulação da produção de força (i.e. contrações evocadas por eletroestimulação ou diferentes formas de instrução) (SAHALY et al., 2003; ANDERSEN e AAGAARD, 2006). De forma geral os intervalos iniciais da TPF têm sido associados a uma maior interferência de aspectos neurais (AAGAARD et al., 2002; SAHALY et al., 2003; ANDERSEN e AAGAARD, 2006; CASEROTTI et al., 2008) e de uma maior proporção da composição de fibras musculares tipo II (ANDERSEN et al., 2010). Já os intervalos tardios são associados à força máxima e à

área de secção transversa (ANDERSEN e AAGAARD, 2006; ANDERSEN et al., 2010).

Análises do comportamento do EMG de músculos agonistas e antagonistas paralelamente a produção de força durante contrações voluntárias máximas explosivas ou evocadas podem representar a contribuição de aspectos neurais sobre a TPF. Aagaard et al. (2002) atribuíram o aumento na TDF após 12 semanas de treinamento de força de alta intensidade a um aumento do controle neural dos músculos agonistas ao movimento. Foi observado um incremento da TPF e da taxa de ativação muscular, que é o equivalente neural da TPF, nos intervalos iniciais (0 a 50 ms) da contração. Estas alterações no torque e no EMG, decorrentes do treinamento, foram justificados por um padrão de alta frequência de recrutamento das unidades motoras. Entretanto a contribuição de aspectos morfológicos para os instantes iniciais da TPF não pôde ser afastada no referido estudo, pois em análise de um subgrupo dos sujeitos treinados, os autores relatam aumento na área de secção transversa de fibras tipo II e no ângulo de penação das fibras. A importância da ativação dos músculos agonistas nos instantes iniciais da contração muscular para a TPF foi também enfatizada por Sahaly et al. (2003) ao investigar os efeitos das diferentes formas de instrução para os testes envolvendo contrações voluntárias. Contudo os autores não apresentam os resultados da TPF em diferentes intervalos de tempo, apresentando somente a integral do EMG, ou seja, o impulso da ativação muscular em diferentes intervalos de tempo.

Um detalhe interessante no que tange o controle neural dos músculos agonistas ao movimento foi observado por Aagaard et al. (2002). Os diferentes músculos que formam o quadríceps apresentaram variação no comportamento da taxa de ativação nos diferentes intervalos de tempo. Nos intervalos iniciais, 30 ms e 50 ms, principalmente o *vastus lateralis* e o *rectus femoris* apresentaram um aumento na taxa de ativação. No intervalo de 75 ms houve um aumento somente dos valores da taxa de ativação do *vastus lateralis*. Estas diversificadas contribuições ainda não são claras, mas podem estar relacionadas à vantagem mecânica de cada um desses músculos na posição do teste isométrico realizado, 70° de flexão do joelho.

Outras evidências importantes a respeito da contribuição do controle neural de músculos agonistas para os instantes bem iniciais da TPF também foram apresentadas por Andersen e Aagaard (2006). As propriedades contráteis do *twitch* durante contrações evocadas, a força máxima e a TPF em intervalos crescentes de 10 ms (0 a 10, 0 a 20, 0 a 30... até 0 a 250 ms) foram analisados em adultos jovens sedentários.

Nesse grupo os intervalos de até 40 ms de contração apresentaram maior correlação com as propriedades contráteis do *twitch* do que com a força máxima. Ao longo do tempo esse comportamento foi oposto. Os intervalos acima de 90 ms da TPF apresentaram correlação crescente com a força máxima enquanto que a correlação com as propriedades contráteis do *twitch* reduzia.

A contribuição da proeminência do tipo de fibra muscular sobre os intervalos iniciais da TPF foi evidenciada por Andersen et al. (2010) durante a investigação dos efeitos do treinamento de força de alta intensidade em adultos jovens. Após 14 semanas de treinamento foi observado aumento da força máxima de extensores de joelho, da TPF nos intervalos tardios, da área de secção transversa das fibras musculares do músculo *vastus lateralis*, mas diminuição da TPF normalizada pela força máxima e proporção de fibras tipo IIx. A partir de análises de regressão múltipla de todos esses resultados surgiram indícios de que esta redução na proporção de fibras tipo IIx influenciou negativamente a fase inicial da TPF enquanto que a força máxima influenciou positivamente todas as fases da TPF.

Entretanto, tendo em vista questões maturacionais e adaptativas do sistema musculoesquelético, a contribuição relativa dos aspectos neuromusculares para a TPF pode diferir dependendo da faixa etária (KUBO et al., 2014). Waugh et al. (2013) observaram diferentes estratégias neuromusculares para a produção de força explosiva de flexão plantar em crianças e adultos. Nos adultos os instantes iniciais da TPF sofreram maior interferência da rigidez do tendão do que da taxa de ativação muscular. Enquanto que nas crianças a taxa de ativação demonstrou ser mais importante do que a rigidez do tendão para os instantes iniciais da TPF. Tal fato pode ser devido as diferentes características mecânicas dos tendões de crianças e adultos que contribuem para a complexa interação do sistema nervoso central e unidade musculotendínea para produzir o movimento (MAGNUSSON et al., 2008). No início das contrações realizadas com ênfase na velocidade, os músculos com tendões mais complacentes necessitariam de maior ativação muscular para contrair os componentes ativos dos músculos. Enquanto que músculos com tendões mais rígidos são capazes de transmitir força rápida com maior eficiência (MAGNUSSON et al., 2008).

Os efeitos da coordenação intermuscular sobre a TPF em idosos também parece ser diferente dos adultos. Em adultos jovens a coativação muscular, observada pelo EMG dos músculos antagonistas ao movimento nos instantes iniciais da contração muscular, não parece

interferir na TPF (SAHALY et al., 2003). Entretanto, em idosos foi observada maior ativação dos músculos antagonistas no início da contração muscular e menores valores de TPF pico e maior tempo para a ocorrência da TPF pico. Todavia, o treinamento de força nessa população mostrou-se benéfico promovendo ganhos de força máxima e de TPF associados a hipertrofia muscular e diminuição da coativação muscular (BARRY, WARMAN e CARSON, 2005; CASEROTTI et al., 2008).

## 2.2 ATIVACAO MUSCULAR

Para que um músculo seja capaz de produzir consideráveis quantidades de força rapidamente, ele precisa ser capaz de adaptar a taxa de disparo dos neurônios motores e de recrutar de unidades motoras com diferentes características mecânicas e metabólicas. O neurônio motor e suas fibras associadas variam de lentas para rápidas (GRIMBY, HANNERZ e HEDMAN, 1981). Dentro dessa faixa, o diâmetro do neurônio motor, o incremento da força e a velocidade máxima de encurtamento, entre outros fatores, variam. O recrutamento dessas diferentes unidades motoras geralmente segue o princípio do tamanho (HOLT, WAKELING e BIEWENER, 2014). Unidades motoras lentas são ativadas primeiramente, e na medida em que a força aumenta, unidades motoras rápidas são recrutadas depois na medida em que a ativação aumenta. Entretanto, dependendo da necessidade mecânica da tarefa, ou seja, a quantidade de força e a velocidade, as estratégias de recrutamento e as unidades motoras ativas podem variar.

Para que as contrações musculares sejam capazes de produzir grandes quantidades de força em pouco tempo acredita-se que o maior número de unidades motoras seja ativado simultaneamente (GRIMBY, HANNERZ e HEDMAN, 1981). Um dos indicativos disso é que maiores níveis de ativação muscular, verificados por meio de análise do EMG, são necessários para as contrações para produzir grandes quantidades de força rapidamente, do que durante o platô de contrações voluntárias máximas (MULDER et al., 2008). Além disso, existe uma correlação positiva entre o impulso contrátil nos primeiros 40 ms da contração e a amplitude do EMG dos músculos agonistas ao movimento nos 40 ms que antecederam o início da produção de força (MULDER et al., 2008). Entretanto em um estudo realizado em modelo animal esse padrão parece não se repetir. Holt, Wakeling e Biewener (2014) ao

analisar a atividade elétrica dos músculos flexores plantares de ratos estimulados por eletroestimulação, observaram que quando todas as unidades motoras eram recrutadas, a contração muscular demorava mais tempo para atingir o platô de força. Além disso, a velocidade máxima de encurtamento muscular foi maior do que quando eram recrutadas seletivamente as unidades motoras rápidas ou unidades motoras lentas. Sendo assim, a compreensão do controle neural no movimento voluntário ainda é um desafio.

Em humanos, a análise da ativação muscular por meio do EMG de superfície é a forma mais comum quando o objetivo é investigar o controle neural do movimento (AAGAARD et al., 2002; BARRY, RIEK e CARSON, 2005; BARONI et al., 2010). Nas análises do EMG, o aumento da ativação dos músculos agonistas e a redução da ativação dos músculos antagonistas são indicativos de maior eficiência no controle neural (REEVES, NARICI e MAGANARIS, 2004; BARRY, GEOFFREY e WARMAN, 2005; BARRY, RIEK e CARSON, 2005). O padrão de ativação dos músculos pode ser analisado de diversas formas a exemplo do valor ou envelope *Root Mean Square* do EMG (AAGAARD et al., 2002), da análise do equivalente neural da TPF, a taxa de ativação muscular, ou ainda do impulso da ativação muscular, equivalente neural do impulso do torque (AAGAARD et al., 2002; CASEROTTI et al., 2008;).

O valor ou envelope *Root Mean Square* representam a magnitude do EMG. Já a taxa de ativação representam os incrementos do EMG no intervalo de tempo analisado. Tanto a taxa de ativação quanto o impulso de ativação têm sido utilizados para indicar, junto com a TPF, aumentos desproporcionais da ativação, indicando o aumento na taxa de disparo (AAGAARD et al., 2002), conforme abordado na seção anterior nos estudos apresentados envolvendo os aspectos neurais intervenientes na TPF.

### 2.3 MORFOLOGIA MUSCULAR

As características morfológicas musculares, espessura muscular, ângulo de penação e comprimento do fascículo, compõem um dos aspectos que afetam a conversão de força e excursão das fibras musculares em ações articulares (FUKUNAGA et al., 1997, KAWAKAMI e FUKUNAGA, 2006) e são consideradas importantes preditivos das propriedades contráteis musculares (ANDO et al., 2014). Por esse motivo, sua compreensão é necessária quando estimamos os

eventos musculares por meio da observação do que está ocorrendo na articulação, principalmente das suas forças resultantes (FUKUNAGA et al., 1997).

Os primeiros estudos que avaliaram a morfologia muscular foram realizados em cadáveres (WICKIEWICZ et al., 1983). Apesar de envolver a medida direta da morfologia muscular, essa metodologia possibilitava limitadas conclusões em especial em relação às características morfológicas durante a contração muscular. Um dos primeiros estudos que descreveram as características morfológicas *in vivo* dinamicamente durante a contração muscular foi o realizado por Fukunaga et al. (1997) e utilizou imagens do músculo *vastus lateralis* obtidas por ultrassonografia.

Os parâmetros de morfologia muscular também podem ser obtidos por métodos imagem como a ressonância nuclear magnética e a tomografia computadorizada (DEGEN, ERSKINE e MORSE, 2009). Mas a ultrassonografia tem sido a técnica mais utilizada em estudos envolvendo arquitetura muscular (ABE, KUMAGAI e BRECHUE, 2000; KUMAGAI et al., 2000; ABE et al., 2001; REEVES, NARICI e MAGANARIS, 2004; ALEGRE et al., 2006) possivelmente devido ao menor custo do equipamento assim como do custo operacional em relação aos demais. Todavia é importante ressaltar que este é um equipamento que oferece apenas informações bidimensionais da contração muscular e depende da experiência do examinador, fatores estes que devem ser considerados e que podem representar limitações técnicas que devem ser evitadas e/ou assumidas quando esta técnica é utilizada.

A espessura muscular está associada ao número de sarcômeros em paralelo, e diretamente relacionada à capacidade de produção de força (BAPTISTA e VAZ, 2009). Sua mensuração pode ser realizada *in vivo* por meio de imagens ultrassonográficas. Quando as imagens são obtidas plano sagital, a espessura muscular corresponde à distância entre a borda superior da aponeurose superficial e a aponeurose profunda medida nas duas extremidades (direita e esquerda da imagem) e considerada a média das duas medidas (ANDO et al., 2014). Na medida em que a força produzida pelo músculo aumenta, a espessura muscular também aumenta. Chauhan, Hamzeh e Cuesta-Vargas (2013) mensuraram a espessura do *vastus lateralis* por meio de imagens no plano transversal em jogadores de futebol semiprofissionais. Entre o repouso e contrações isométricas a 100% da força voluntária máxima a variação foi de 6 mm (25 a 31 mm, respectivamente).

O ângulo de penação do fascículo é definido como o ângulo formado entre a aponeurose profunda e o espaço entre os fascículos. No *vastus lateralis*, na medida em que contração muscular ocorre esse ângulo de penação aumenta tendo em vista a aproximação das aponeuroses superficial e profunda em decorrência do encurtamento fascicular. Opostamente, na medida em que o joelho é flexionado e o músculo alongado, este ângulo diminui (FUKUNAGA et al., 1997). Ocorre que variações no ângulo do fascículo interferem na transmissão da força gerada pelas fibras musculares ao tendão (KAWAKAMI et al., 1995; FUKUNAGA et al., 1997). Quanto maior o ângulo de penação, maior a redução da força transmitida das fibras musculares ao tendão, portanto maior desvantagem mecânica. No entanto, o impacto dessa variação no ângulo de penação pode não ser tão importante (FUKUNAGA et al., 1997; ANDO et al., 2014).

No músculo *vastus lateralis*, por exemplo, o ângulo de penação diminui na medida em que o joelho é flexionado (0 a 110° de flexão) estando ele relaxado (18 para 14° aproximadamente) ou em isometria de aproximadamente 10% da contração voluntária máxima (21 para 14° aproximadamente) (FUKUNAGA et al. 1997). Com o joelho posicionado a 75° de flexão, Chauhan, Hamzeh e Cuesta-Vargas (2013) mensuraram o ângulo de fascículo do *vastus lateralis* em repouso e durante contrações isométricas de 5 s de duração a 25, 50, 75 ou 100% da força máxima. Na medida em que as contrações envolviam maior percentual da força máxima, o ângulo de penação de fascículo era maior, variando de 18° em repouso para 25° a 100% da força máxima, ou seja, uma variação de 7°. Na posição de 60 graus de flexão do joelho, Ando et al. (2016) observaram ângulos de penação de fascículo do *vastus lateralis* de 14,8° ( $\pm 2,3^\circ$ ) em repouso, 15,3° ( $\pm 2,8^\circ$ ) a 30% e 18,4° (3,5°) a 50% da contração voluntária máxima isométrica. Ou seja, uma variação média de 4,4° no ângulo de penação de fascículo entre o repouso e contrações a 50% da força máxima. Essas pequenas variações no ângulo de penação podem gerar relativamente pouco impacto sobre a força muscular transmitida ao tendão.

O comprimento do fascículo muscular em músculos como o *vastus lateralis* geralmente não pode ser mensurado diretamente a partir das imagens de ultrassonografia tendo em vista a limitação do tamanho dos transdutores dos sistemas de ultrassonografia. Sendo assim o comprimento fascículo é estimado a partir de extrapolações baseadas em diferentes algoritmos, combinando o comprimento mensurável na imagem com a estimativa do comprimento da porção do fascículo não visível na imagem ultrassonográfica captada (ANDO et al., 2014).

Existem diferentes formas de estimativa do fascículo. Mas segundo Ando et al. (2014), o modelo que considera o comprimento do fascículo visível e o seno do ângulo de penetração do fascículo apresenta ICC =0.853 em relação aos resultados obtidos por meio da medida em cadáveres.

O comprimento de fascículo do músculo *vastus lateralis*, quando mensurado em diferentes posições angulares (zero a 110° de flexão do joelho, em intervalos de 10°), apresentou valores diretamente proporcionais ao ângulo de flexão do joelho, tanto com o músculo relaxado quanto durante contração isométrica a 10% da CVM. Além disso, o comprimento de fascículo foi maior em todas as posições, com o músculo relaxado (100 a 133 mm aproximadamente) do que durante as contrações isométricas (69 a 127 mm aproximadamente) (FUKUNAGA et al., 1997). Na posição de 60 graus de flexão do joelho, Ando et al. (2016) observaram o comprimento do fascículo do *vastus lateralis* de 108 ( $\pm$  9) mm em repouso e 95 ( $\pm$  11) mm a 30% da contração voluntária máxima e 84 (10) mm a 50% da contração voluntária máxima isométrica.

Além da intensidade da contração muscular, a excursão dos fascículos depende da velocidade com que o músculo contrai. Reeves e Narici, (2003) observaram que o comprimento de fascículo do músculo *tibialis anterior* foi maior durante as contrações isocinéticas envolvendo maiores do que menores velocidades de encurtamento. Este fato pode estar relacionado a limitação da capacidade de produção de força por meio dos elementos contrateis do músculo (sarcômeros) e o comportamento visco elástico do tendão nas altas velocidades de contração. Já durante contrações excêntricas precedidas por contrações isométricas, os fascículos se comportavam quase isometricamente. Ambos os fatos podem ser indicativos da dinâmica do comportamento da unidade musculotendínea.

Mais recentemente, o comportamento da unidade musculotendínea do quadríceps em contrações de diferentes velocidades angulares foi descrito com maiores detalhes por Fontana, Roesler e Herzog (2014) durante contrações isocinéticas em diferentes velocidades angulares (45 a 500°/s) com e sem pré-carga. Entre os principais achados ressalta-se menores velocidades de encurtamento de fascículo do que no músculo como um todo nas contrações isocinéticas acima de 240°/s, ou seja, a velocidade da unidade musculotendínea aumenta, mas a do fascículo não. Ao analisar a contração muscular em duas fases, antes e após a ocorrência do pico de torque, observaram diferentes padrões de encurtamento de fascículo e da unidade

musculotendínea. Nas contrações realizadas em altas velocidades angulares (300, 360 e 500°/s) a velocidade de encurtamento de fascículo foi maior do que a da unidade musculotendínea até que o pico de torque fosse atingido. Logo após o pico de torque, a velocidade de encurtamento do fascículo foi sempre menor do que a da unidade musculotendínea, independente da velocidade da contração. Desta forma, fica evidenciado que a velocidade de encurtamento do fascículo depende da velocidade da contração muscular e que os componentes passivos e ativos do músculo atuam de forma complementar e interdependente na contração muscular.

O treinamento ou o desuso podem gerar alterações na morfologia muscular em decorrência de adaptações neuromusculares e, conseqüentemente, a capacidade de produção de força. Alterações no comprimento do fascículo podem influenciar na relação força-velocidade dos músculos tendo em vista que a velocidade de encurtamento depende do número de sarcômeros em série nas fibras musculares (NARICI, 1999; ABE et al., 2001). Alguns estudos têm observado que o comprimento de fascículo muscular aumenta após o treinamento de força em jovens (REEVES, NARICI e MAGANARIS, 2004; ALEGRE et al., 2006) e idosos (REEVES, NARICI e MAGANARIS, 2004), o que poderia aumentar a velocidade máxima de encurtamento de fascículo. Como a potência máxima produzida é altamente determinada pela capacidade de geração de força máxima e pela velocidade máxima de encurtamento muscular, um aumento no comprimento da fibra e da área de secção transversa fisiológica deve resultar em um aumento na potência pico (DEGEN, ERSKINE e MORSE, 2009).

Reeves, Narici e Maganaris (2004) observaram o aumento do comprimento da fibra muscular em repouso e incremento do controle neuromuscular após 14 semanas de treinamento de resistência muscular localizada tanto em jovens quanto em idosos. Outro achado interessante foi a redução da variação do comprimento do fascículo do repouso até a contração voluntária máxima. A permanência do fascículo em maiores comprimentos durante a contração pode ser justificada tanto pelo aumento do número de sarcômeros em série, quanto por possíveis alterações nas propriedades mecânicas do tendão. De acordo com os autores, uma vez que o tendão está posicionado em série com o músculo, o grau de encurtamento do fascículo induzido pela contração é ditado primariamente pelo alongamento do tendão. Apesar de não terem mensurado as propriedades mecânicas do tendão, os autores abordam aspectos essenciais relacionados ao comportamento da unidade

musculotendínea, visão importante para a melhor compreensão da contração muscular.

A hipertrofia muscular está associada a um aumento no ângulo de penação. Na verdade, essa variação no ângulo de penação é uma consequência do maior número de elementos contrateis em paralelo promovendo assim o incremento da força transmitida ao tendão (NARICCI, 1999). Entretanto esse aumento no ângulo de penação acaba diminuindo a força efetiva transmitida pelo tendão. Apesar disso, nesses casos a contribuição efetiva do ângulo de penação para capacidade de produção de força também pode ser em parte questionada. Nos casos de adaptação ao treinamento a variação do ângulo de penação de fascículo observada também é pequena. São descritos aumentos de aproximadamente  $2,7^\circ$  que resultariam em reduções de aproximadamente 1% da força resultante no tendão (DEGEN, ERSKINE e MORSE, 2009). Esta interferência torna-se ainda mais insignificante quando considerado que o aumento da força máxima nesta situação foi em torno de 16%. Por outro lado, quando ocorre diminuição do trofismo, os efeitos da redução de força muscular em decorrência da perda da área de secção transversa podem ser parcialmente mitigados pela transmissão mais eficiente de força pelo tendão devido à diminuição no ângulo de penação dos fascículos (NARICCI, 1999).

Além da magnitude da força transmitida ao tendão, o ângulo de penação de fascículo também interfere na velocidade de encurtamento do músculo como um todo. A velocidade de encurtamento muscular pode ser calculada pelo produto do encurtamento da fibra muscular e o cosseno do ângulo de penação. Desse modo, quanto maior o ângulo de penação, menor a força resultante e menor a velocidade de encurtamento muscular, ou seja, menor a potência normalizada pelo volume muscular (DEGEN, ERSKINE e MORSE, 2009). Mas o impacto causado pelos maiores ângulos de penação de fascículo sobre a velocidade de encurtamento muscular também deve ser pouco impactante, quando comparado ao impacto do aumento do comprimento de fascículo.

Estudos longitudinais possibilitam verificar interferências dos diferentes tipos de treinamento sobre a plasticidade muscular. Kawakami et al. (1995) observaram adaptações morfológicas no *triceps brachialis* de adultos jovens após 16 semanas de treinamento de força. Os exercícios realizados três vezes por semana envolviam movimentos unilaterais com contrações concêntricas e excêntricas do *triceps brachialis* com intensidade de 80% da CVM. Os resultados apontam para um aumento no volume muscular (espessura muscular, área de secção transversa anatômica e fisiológica), mas não foram observadas

alterações no comprimento do fascículo. Apesar de ter ocorrido aumento na força máxima em diferentes velocidades angulares, houve um aumento desproporcional do volume muscular em relação à capacidade de produção de força. O aumento no ângulo do fascículo pode ter causado tanto o aumento do volume muscular quanto da área de secção transversa e ter sido o responsável pela redução na capacidade de geração de força, de tensão específica.

Já o treinamento de força explosiva, com baixa intensidade, durante 13 semanas, mostrou-se eficiente no incremento do comprimento do fascículo e da espessura do músculo *vastus lateralis* de adultos jovens (ALEGRE et al., 2006). Tendo em vista que as alterações da arquitetura muscular foram associadas ao aumento da força máxima e da força explosiva, os autores sugerem que o aumento na espessura muscular e no comprimento do fascículo foi capaz de aumentar a eficiência da transmissão de força muscular ao tendão.

As consequências mecânicas das características morfológicas musculares podem ser esclarecidas e reforçadas pelos resultados de estudos transversais em atletas de alto rendimento. Abe, Kumagai e Brechue (2000) observaram maior espessura muscular e comprimento do fascículo e menor ângulo de penetração no *vastus lateralis* de velocistas do que de atletas especializados em provas de longa distância. Entre os fundistas foi possível observar que a espessura muscular foi similar a dos não atletas, o ângulo de penetração foi maior e o comprimento do fascículo foi menor do que nos velocistas e nos indivíduos não atletas. Neste estudo as características de arquitetura muscular observadas nos velocistas demonstram clara adequação muscular para as demandas mecânicas de potência características do esporte quando comparado aos atletas especializados em provas de longa distância.

Dentre as medidas de arquitetura muscular, o comprimento da fibra foi correlacionado com o desempenho em provas de 100 m tanto em atletas do sexo feminino (ABE et al., 2001) quanto em atletas do sexo masculino (KUMAGAI et al., 2000). Entretanto, apesar de terem sido observados menores ângulos de penetração nos atletas com maior desempenho, somente o comprimento do fascículo demonstrou correlação com os melhores desempenhos nas provas de 100 m. Estes resultados indicam para o maior impacto do comprimento muscular do que do ângulo de penetração de fascículo sobre a produção de potência, como abordado anteriormente.

A espessura muscular, por sua vez, foi a medida da arquitetura muscular que apresentou maior variação de comportamento em relação ao desempenho em provas de velocidade e os diferentes músculos

analisados (KUMAGAI et al., 2000). No grupo de velocistas com melhor desempenho somente foi observada maior espessura do músculo *gastrocnemius*, porção lateral. Sem diferenças no *gastrocnemius*, porção medial e no *vastus lateralis*, a espessura muscular não demonstrou ser uma medida sensível ao desempenho na prova de 100 m. Mas de forma geral, os estudos que investigaram as adaptações morfológicas ao treinamento de força explosiva (ABE, KUMAGAI e BRECHUE, 2000; ABE et al., 2001; ALEGRE et al., 2006) sinalizam para a importância do comprimento do fascículo e da espessura muscular para a produção de potência. Além disso, a complexidade das estruturas musculares e a inter-relação entre as variáveis de arquitetura muscular apresentadas na presente seção demonstram a importância da investigação crítica de todas as variáveis de arquitetura muscular quando o objetivo for a melhor compreensão da contração muscular.

## 3 MÉTODOS

### 3.1 CARACTERIZACAO DA PESQUISA

Os estudos que compõem esta tese caracterizam-se como aplicado quanto à natureza, quantitativo quanto à abordagem do problema e explicativo quanto aos objetivos. Quanto aos procedimentos técnicos, podem ser classificados como *ex-post-facto*.

### 3.2 ASPECTOS ÉTICOS

Os estudos que compõem a presente tese foram aprovados pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Secretaria de Estado da Saúde de Santa Catarina sob o parecer número 891.457 (Anexo A) e no Comitê de Ética em Pesquisa em Saúde da Universidade de Calgary sob o número REB15-1135 (Anexo B). Previamente à realização dos testes, todos os voluntários envolvidos foram detalhadamente informados dos objetivos e procedimentos do estudo e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndices A e B).

### 3.3 ESTUDO 1

#### 3.3.1 População

A amostra do estudo foi voluntária por conveniência. Participaram dos testes 24 voluntários fisicamente ativos. Entretanto foram incluídos no estudo apenas 17 desses voluntários tendo em vista problemas no EMG (saturação ou perda do sinal), ou no torque (valores de pico de torque abaixo de 70 N·m, contra movimento ou pré-contracção nos instantes iniciais do teste) ou problemas com o sistema de armazenamento de imagens de ultrassonografia. O grupo final foi composto por seis voluntários do sexo feminino e 11 do sexo masculino com idade média de 28,6 anos ( $\pm 5,7$  anos), estatura média 1,72 m ( $\pm 0,09$  m), massa corporal média 71 kg ( $\pm 10$  kg).

Para a participação nos testes foram considerados os seguintes critérios de exclusão: (1) lesão musculotendínea ou articular no membro inferior preferido nos últimos três meses; (2) histórico de doenças neurológicas que afetassem o controle motor de membros inferiores; (3)

déficit visual que pudesse interferir na visualização do sistema de sinalização de início da contração que consistia em um sistema luminoso com uma luz de *light-emitting diode* (LED).

### 3.3.2 Procedimentos

#### 3.3.2.1 Medidas antropométricas, preferência lateral e histórico de lesões e de atividade física.

As avaliações foram realizadas em uma única visita ao Setor de Plasticidade Muscular do Laboratório de Pesquisa do Exercício na Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Após a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido os sujeitos foram entrevistados com o objetivo de identificar o membro inferior preferido conforme o inventário de Waterloo revisado (ELIAS, BRYDEN e BULMAN-FLEMING, 1998) (Anexo C). A entrevista também envolveu perguntas referentes à frequência e duração de prática de atividades físicas regulares por semana e o histórico de lesões neurológicas e osteomusculares, em especial no período de seis meses que antecederam o teste.

As medidas de estatura e da massa corporal foram realizadas de acordo com os protocolos da *International Society for the Advancement of Kinanthropometry* (ISAK). Para tanto foi utilizado um estadiômetro de parede com resolução de 1 mm e uma balança (Urano, Canoas, Brasil) modelo PS-180, com resolução de 100 g.

#### 3.3.2.2 Mensuração do torque isométrico

Com o objetivo de mensurar o torque produzido durante as contrações voluntárias máximas isométricas realizadas sob diferentes formas de instrução, foi utilizado um dinamômetro isocinético (Biodex Multi-Joint System II, Biodex Medical System, Shirley – Nova Iorque, EUA). Os sinais de torque foram adquiridos por meio de uma placa analógico-digital (DI-720 16 bits, Dataq Instruments Inc. Akron, Ohio – EUA). As informações foram então armazenadas em um computador utilizando o *software* Windaq® (WINDAQ, DataQ Instruments Inc. Akron, Ohio – EUA) a uma frequência de 2400 Hz por canal para posterior tratamento a análise *off-line* dos dados.

O teste foi realizado no membro inferior preferido com o voluntário sentado na cadeira do dinamômetro isocinético, com o quadril flexionado a 85° e o joelho flexionado a 70° (zero graus = posição anatômica para a articulação do quadril e do joelho) (AAGAARD et al., 2002). O sujeito foi preso à cadeira com cintas

inelásticas com o objetivo de impedir o movimento das articulações adjacentes ao joelho. O alinhamento do centro de rotação da articulação do joelho (epicôndilo lateral do fêmur) com o centro de rotação do dinamômetro foi realizado com verificação visual durante uma contração voluntária máxima isométrica de extensores de joelho (O'BRIEN et al., 2010). Todos os procedimentos descritos acima foram realizados conforme as orientações do fabricante.

### 3.3.2.3 Mensuração da ativação muscular

A ativação dos músculos *vastus lateralis*, *rectus femoris* e *vastus medialis* do membro inferior preferido foi mensurada durante o teste de contrações voluntárias máximas isométricas sob diferentes formas de instrução. Para tanto foi utilizado um sistema de eletromiografia (AMT-8, Bortec Biomedical Ltd., Canada) conectado ao conversor analógico-digital juntamente com as informações de torque. Os EMGs de superfície e de torque foram registrados simultaneamente por meio do *software* Windaq® (WINDAQ, DataQ Instruments Inc. Akron, Ohio – EUA) para posterior tratamento a análise *off-line* dos dados.

Um par de eletrodos de superfície (Ag/AgCl, 22mm, Meditrace, Kendall, Canada) em configuração bipolar foi posicionado no ventre muscular de cada um dos músculos analisados, alinhados longitudinalmente na direção aproximada das fibras musculares, com distância entre eletrodos de aproximadamente 22 mm. Um eletrodo de referência foi posicionado na tuberosidade anterior da tibia. Previamente à colocação dos eletrodos, a impedância da pele foi reduzida por meio de raspagem dos pelos com lâmina descartável e de limpeza da pele com algodão embebido em álcool 70%. Todos os procedimentos de preparação da pele e dos sujeitos, assim como do posicionamento dos eletrodos foram realizados a partir das recomendações do *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles Project* (SENIAM, 2010).

### 3.3.2.4 Mensuração da arquitetura muscular

As informações de arquitetura muscular foram obtidas a partir de imagens ultrassonográficas do músculo *vastus lateralis* durante as contrações voluntárias máximas isométricas. Foi utilizado o sistema de ultrassonografia (Aloka, SSD 4000, 51 Hz, Tóquio, Japão) sincronizado ao sistema de aquisição de torque e eletromiografia por meio de um *trigger* externo. As imagens de ultrassonografia foram gravadas em um disco versátil digital (DVD) por um gravador (R130/XAZ, Samsung, 30 Hz, Coreia do Sul) para posteriormente serem analisadas.

Após o posicionamento dos eletrodos de eletromiografia, uma sonda linear (60 mm e 7,5 MHz) foi posicionada sobre o ventre do músculo *vastus lateralis* a 50% do comprimento entre o trocanter maior e o epicôndilo lateral do fêmur (FUKUNAGA et al., 1997; ANDO et al., 2014). Foi utilizado gel a base de água para manter o acoplamento acústico entre a sonda e a pele. A sonda foi fixada a coxa do sujeito por meio de um coxim com tiras customizada e durante o teste segurada pelo examinador, com o objetivo evitar movimentos da sonda em relação a pele. Adicionalmente foi utilizado um marcador de esparadrapo para controlar a posição da mesma.

### 3.3.2.5 Protocolo de teste

O protocolo de teste consistiu em três a contrações voluntárias máximas isométricas de extensores de joelho realizadas sob cada uma das três formas de instrução: “o mais rápido possível”, “o mais forte possível” e “o mais rápido e forte possível”. A ordem das instruções foi randomizada (SAHALY et al., 2001). Cada contração teve duração de aproximadamente 5 s e 2 min de recuperação.

Antes do teste foi explicado aos sujeitos que o mesmo deveria envolver o esforço máximo em todas as repetições e que as repetições envolviam contrações isométricas de extensores de joelho. Já nos instantes que precediam cada contração, era solicitado que o sujeito se concentrasse na instrução dada e permanecesse com os músculos do membro inferior relaxados. O início do teste era determinado por um sinal luminoso emitido por uma luz de LED presente no sistema de sincronismo posicionado na frente do sujeito, na linha dos olhos a uma distância de aproximadamente 1 m. Foi orientado que assim que o sujeito visualizasse o sinal luminoso, contraísse os extensores do joelho “o mais rápido possível”, ou “o mais forte possível” ou “o mais rápido e forte possível”, mantendo a contração até que fosse orientado a relaxar novamente. Assim que o platô de torque na curva torque-tempo foi observado no monitor do computador pelo avaliador e incentivo verbal padronizado foi oferecido apenas após a visualização do início do platô do torque com o objetivo de motivar a manutenção da força. Não houve nenhuma forma de *feedback* verbal no início da contração para evitar interferência sobre os instantes iniciais do teste que pudesse alterar a TPF (SAHALY et al., 2001).

Antes do teste foi realizada uma série de 20 repetições a submáximas de contrações concêntricas de extensores e flexores de joelho a uma velocidade angular de  $60^{\circ}\cdot s^{-1}$  para aquecimento. Três repetições submáximas antes de cada grupo de contrações por instrução

foram realizadas com o objetivo de familiarizar o sujeito com tarefa. Somente nessas repetições de familiarização o participante teve como *feedback*, para facilitar o aprendizado, a possibilidade de visualização simultânea da curva torque-tempo em um monitor.

### 3.3.3 Tratamento e Análise dos Dados

O tratamento e análise dos dados de torque, eletromiografia e arquitetura muscular foi realizada *off-line* por meio de rotinas matemáticas em ambiente MATLAB<sup>®</sup> (MathWorks Inc., Natick, MA, EUA). Foi considerada para análise a repetição que apresentava maior valor de pico de torque em cada forma de instrução (CASEROTTI et al., 2008). A seguir serão descritos os procedimentos de tratamento e análise dos dados.

#### 3.3.3.1 Análise das informações de torque

Para as informações de torque foi utilizado filtro digital recursivo *Butterworth* de quarta ordem e a linha de base (repouso) foi deslocada para zero com o objetivo de desconsiderar o peso do segmento braço do dinamômetro e segmento perna e pé do sujeito (THOMPSON et al., 2013). O início da contração foi considerado no instante em que o torque atingiu o valor de 7,5 N·m acima da linha de base (critério de *onset*) (AAGAARD et al., 2002). Foi calculado o pico de torque (N·m), a TPF pico (máxima TPF instantânea N·m·s<sup>-1</sup>), e o tempo para o pico de torque e a TPF pico (ms) (GABRIEL, BASFORD e AN, 2001; GRUBER et al., 2007). A TPF foi calculada nos intervalos 0 a 30, 0 a 50, 0 a 100, 0 a 150, 0 a 200, 0 a 250, 0 a 300 e 150 a 300 ms. Também foi calculada a TPF normalizada pelo pico de torque (AAGAARD et al., 2002; BARRY, RIEK e CARSON, 2005) e o impulso contrátil (N·m·s), obtido a partir da integral da curva torque-tempo (THOMPSON et al., 2013), nos mesmos intervalos de tempo (0 a 30, 0 a 50, 0 a 100, 0 a 150, 0 a 200, 0 a 250, 0 a 300, 150 a 300 ms). O critério de *onset* utilizado para o torque normalizado foi 2,5% acima da linha de base (AAGAARD et al., 2002; HOLTERMANN et al., 2007a; MAISETTI et al., 2007).

#### 3.3.3.2 Análise das informações de ativação muscular

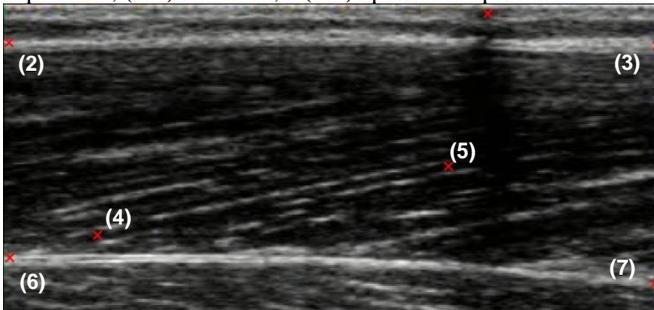
Foi aplicado um filtro digital recursivo passa-banda, com frequência de corte de 20-500 Hz, do tipo *Butterworth* de quarta ordem ao EMG. O envelope do valor *Root Mean Square* (RMS) foi calculado para todas as contrações e normalizado pelo pico de ativação de cada

músculo avaliado. A taxa de ativação muscular, o equivalente neural da TPF [variação EMG/ variação do tempo ( $\mu\text{V}\cdot\text{s}^{-1}$ )] foi calculada nos intervalos de 0 a 30, 0 a 50, 0 a 75 ms (ANDERSEN e AAGAARD, 2006). O impulso da ativação muscular, o equivalente neural do impulso contrátil ( $\mu\text{V}\cdot\text{s}^{-1}$ ), foi calculado nos intervalos 0 a 30, 0 a 50, 0 a 100, 0 a 150, 0 a 200, 0 a 250, 0 a 300, 150 a 300 ms. O início da ativação muscular foi considerado como 70 ms antes do *onset* da curva de torque (AAGAARD et al., 2002).

### 3.3.3.3 Análise das informações de arquitetura muscular

Os arquivos de vídeo contendo as imagens ultrassonográficas do músculo vastus lateralis foram recortados a partir de um trigger externo, sincronizado com o sinal de torque, e exportados utilizando o software VirtualDub-MPEG2 1.6.19 (Avery Lee, EUA). A digitalização das imagens com identificação dos pontos de interesse foi realizada manualmente utilizando o software SkillSpector 1.3.2 for Windows sempre pelo mesmo avaliador. O modelo utilizado para a digitalização das imagens e posterior cálculo das variáveis de arquitetura muscular consistiu em sete pontos, conforme ilustra a Figura 1.

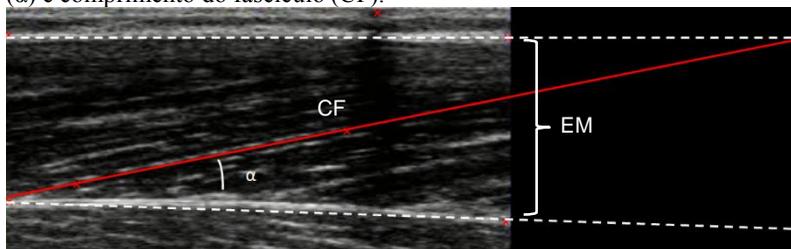
Figura 1: Imagem ultrassonográfica do músculo *vastus lateralis*. Pontos digitalizados: (1) marcador na pele; (2-3) aponeurose superficial; (4-5) fascículo; e (6-7) aponeurose profunda.



A partir da união dos pontos (2) e (3), (4) e (5), (6) e (7) foram criados os segmentos aponeurose superficial, fascículo e aponeurose profunda, respectivamente. A partir dessas informações foi calculada a espessura muscular, o ângulo do fascículo com a aponeurose profunda e o comprimento do fascículo. A espessura muscular foi calculada pela distância média no eixo vertical (Y) entre a aponeurose superficial e a aponeurose profunda. O ângulo do fascículo em relação a aponeurose

profunda foi calculado pela lei dos cossenos. O comprimento do fascículo foi estimado a partir das leis trigonométricas, sendo calculado a partir da razão entre a espessura muscular e o seno do ângulo de penação (Figura 2).

Figura 2: Mensurações e estimativas das variáveis de arquitetura muscular do *vastus lateralis*. Espessura muscular (EM), ângulo de penação do fascículo ( $\alpha$ ) e comprimento do fascículo (CF).



Todas as informações relacionadas a arquitetura muscular foram calculadas a partir do sinal de sincronismo (*trigger* externo) até o instante em referente ao pico de torque. Dessa forma, a velocidade de encurtamento do fascículo no intervalo de 0 a 300 ms e a velocidade de encurtamento do fascículo do início da contração até o instante em que o pico de torque ocorreu foi calculada.

#### 3.3.3.4 Análise Estatística

Para a análise estatística foi utilizado o pacote estatístico IBM® SPSS® STATISTICS 23 for Windows (IBM Corporation, Nova Iorque, EUA) para todos os procedimentos. Foi realizada análise exploratória dos dados e aplicação dos testes de: Teste de Normalidade Shapiro-Wilk, Teste de Homogeneidade de Variâncias de Levene e Teste de Esfericidade de Mauchly.

Para verificar o efeito das diferentes instruções sobre as variáveis que apresentaram distribuição normal (pico de torque, TPF valores absolutos exceto no intervalo de 150 a 300 ms, TPF normalizada nos intervalos 0 a 30, 0 a 50 e 0 a 100 ms, impulso do torque, impulso da ativação dos músculos *vastus medialis* nos intervalos 0 a 150, 0 a 200, 0 a 300 e 150 a 300 ms e do *vastus lateralis* nos intervalos 0 a 150, 0 a 200, 0 a 250, 0 a 300 e 150 a 300 ms e velocidade de encurtamento do fascículo no intervalo de 0 a 300 ms), foi aplicada uma análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas de um fator (três instruções). Quando a esfericidade dos dados foi violada, foi utilizado o

fator de correção de Greenhouse-Geiser. Nos casos onde houve significância foi utilizado teste *pos hoc* de Bonferroni para identificar a diferença significativa entre os grupos.

Para testar as variáveis que apresentaram distribuição não-normal (tempo para atingir o pico de torque e a para atingir a TPF pico, TPF 150 a 300 ms, TPF normalizada nos intervalos 0 a 150, 0 a 200, 0 a 250, 0 a 300, 150 a 300 ms e pico, taxa de ativação muscular, impulso da ativação neuromuscular do *vastus medialis* nos intervalos 0 a 30, 0 a 50, 0 a 100 e 0 a 250 ms, impulso da ativação neuromuscular do *rectus femoris* em todos os intervalos e do *vastus lateralis* nos intervalos 0 a 30, 0 a 50 e 0 a 100 ms e velocidade de encurtamento do fascículo durante o pico de torque) foi aplicada estatística não paramétrica. Para verificar o efeito das diferentes instruções sobre a distribuição das variáveis foi aplicado o teste de Friedman para amostras relacionadas. Nos casos nos quais houve significância foi utilizado teste Wilcoxon para amostras relacionadas para identificar a diferença significativa entre os modos de instrução. O nível de significância de 0,05 foi adotado para todas as análises.

## 3.4 ESTUDO 2

### 3.4.1 População

Fizeram parte do estudo oito voluntários do sexo masculino, com idade média 32 anos ( $\pm 5$  anos), estatura média 1,74 m ( $\pm 0,6$  m), massa corporal média 73 kg ( $\pm 2,6$  kg). Todos eram praticantes regulares de diferentes modalidades esportivas como corrida, ciclismo, triátlon, futebol e hóquei, há pelo menos dois anos, com frequência mínima de quatro sessões semanais.

Foram excluídos do estudo os voluntários: (1) com lesão musculotendínea ou articular no membro inferior preferido nos últimos seis meses, (2) com histórico de doenças neurológicas, ou (3) que apresentassem desconforto na região lombar ou no membro inferior preferido no período do teste.

### 3.4.2 Procedimentos

As avaliações foram realizadas no Laboratório de Desempenho Humano da Universidade de Calgary (Canadá). Todos os procedimentos foram realizados no membro inferior preferido dos sujeitos, em duas visitas, conforme ilustra a Figura 3. No primeiro dia foi entregue o

termo de consentimento livre e esclarecido e foi realizada entrevista para determinação do membro inferior preferido e para a caracterização do sujeito. Em seguida, foi realizada a familiarização dos testes de força muscular no dinamômetro isocinético. No segundo dia foram realizadas as medidas antropométricas e os testes de força muscular com o objetivo mensurar a TPF dos extensores de joelho no membro inferior preferido. O intervalo entre as visitas foi de no mínimo 24 horas e, no máximo sete dias.

Figura 3: Procedimentos de coleta de dados.

<b>Primeira visita ao laboratório:</b>	<b>Segunda visita ao laboratório:</b>
Termo de consentimento	Preparação para o teste (dinamômetro, EMG e US)
Inventário de Waterloo revisado	Familiarização de força isométrica de extensores do joelho
Entrevista caracterização do perfil do Atleta e histórico de lesões	Teste de força isométrica de extensores do joelho
Medidas antropométricas	
Familiarização de força isométrica de extensores do joelho	

#### 3.4.2.1 Medidas antropométricas, preferência lateral e histórico de lesões e de atividade física.

Após a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido os sujeitos foram entrevistados com o objetivo de identificar o membro inferior dominante conforme o inventário de Waterloo revisado. A entrevista também envolveu perguntas referentes a frequência e duração de prática de atividades físicas regulares por semana e o histórico de lesões neurológicas e osteomusculares, em especial no período de seis meses que antecederam o teste.

As medidas antropométricas foram realizadas de acordo com os protocolos da *International Society for the Advancement of Kinanthropometry* (ISAK). Para a mensuração da massa e da estatura corporal foi utilizado e uma balança com estadiometro com resolução de 100 g e 1 mm (Detecto Medical, Nova Iorque, EUA). O comprimento do fêmur e da tíbia do membro inferior preferido foi mensurado com o

sujeito em decúbito dorsal em uma maca, com uma fita métrica de 1 mm de resolução.

#### 3.4.2.2 Mensuração do torque isométrico

Com o objetivo de mensurar o torque produzido durante as contrações voluntárias máximas isométricas realizadas sob a instrução “o mais rápido e forte possível” foi utilizado um dinamômetro isocinético (Biodex Multi-Joint System II, Biodex Medical System, Shirley – Nova Iorque, EUA). Os sinais de torque foram adquiridos por meio de uma placa analógico-digital (DI-720 16 bits, Dataq Instruments Inc. Akron, Ohio – EUA). As informações foram então armazenadas em um computador utilizando o *software* Windaq® (WINDAQ, DataQ Instruments Inc. Akron, Ohio – EUA) a uma frequência de 2400 Hz por canal para posterior tratamento a análise *off-line* dos dados.

O teste foi realizado no membro inferior preferido com o voluntário sentado na cadeira do dinamômetro isocinético, com o quadril flexionado a 85° e o joelho flexionado a 70° (zero graus = posição anatômica para a articulação do quadril e do joelho) (AAGAARD et al., 2002). O sujeito foi preso à cadeira com cintas inelásticas com o objetivo de impedir o movimento das articulações adjacentes ao joelho. O alinhamento do centro de rotação da articulação do joelho (epicôndilo lateral do fêmur) com o centro de rotação do dinamômetro foi realizado com verificação visual durante uma contração voluntária máxima isométrica de extensores de joelho (O'BRIEN et al., 2010). Todos os procedimentos descritos acima foram realizados conforme as orientações do fabricante.

#### 3.4.2.3 Mensuração da ativação muscular

A ativação dos músculos *vastus medialis*, *rectus femoris* e *vastus lateralis* do membro inferior preferido foi mensurada durante o teste de contrações voluntárias máximas isométricas. Os EMGs de superfície e de torque foram registrados simultaneamente por meio do *software* Windaq® (WINDAQ, DataQ Instruments Inc. Akron, Ohio – EUA) para posterior tratamento a análise *off-line* dos dados.

Um par de eletrodos de superfície (Ag/AgCl, 22 mm, Meditrace, Kendall, Canada) em configuração bipolar foi posicionado no ventre muscular de cada um dos músculos analisados, alinhados longitudinalmente na direção aproximada das fibras musculares, com distância entre eletrodos de aproximadamente 22 mm. Um eletrodo de referência foi posicionado na tuberosidade anterior da tíbia. Previamente à colocação dos eletrodos, a impedância da pele foi reduzida por meio

de raspagem dos pelos com lâmina descartável e de limpeza da pele com algodão embebido em álcool 70%. Todos os procedimentos de preparação da pele e dos sujeitos, assim como do posicionamento dos eletrodos foram realizados a partir das recomendações do *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles Project* (SENIAM, 2010).

#### 3.4.2.4 Mensuração da arquitetura muscular

As informações de arquitetura muscular foram obtidas a partir de imagens ultrassonográficas do músculo *vastus lateralis* durante as contrações voluntárias máximas isométricas. Foi utilizado o sistema de ultrassonografia (Philips Envisor, Philips Healthcare, Eindhoven, Holanda) para adquirir as imagens a uma frequência de 37 ou 42 Hz, dependendo das características morfológicas (i.e. comprimento do fascículo e espessura muscular) observadas durante o setup do sujeito avaliado. O sistema de ultrassonografia e o sistema Windaq foram sincronizados por meio de um gerador de função externo (B-K Precision 3010, Dynascan Corp., Chicago, Illinois, EUA).

Após o posicionamento dos eletrodos de eletromiografia, uma sonda linear (50 mm e 12,5 MHz) foi posicionada sobre o ventre do músculo *vastus lateralis* a 50% do comprimento do comprimento entre o trocanter maior e o epicôndilo lateral do fêmur (FUKUNAGA et al., 1997; ANDO et al., 2014). A sonda foi fixada a coxa do sujeito por meio de um coxim com tiras customizadas e, durante o teste, estabilizada pelo examinador com o objetivo evitar movimentos da sonda em relação à pele. Adicionalmente foi utilizado um marcador de esparadrapo para controlar a posição da mesma.

#### 3.4.2.5 Protocolo de teste

As informações de torque e de ativação e arquitetura muscular foram adquiridas simultaneamente durante um teste de força máxima isométrica. O protocolo de teste consistiu em quatro contrações voluntárias máximas isométricas de extensores com o joelho. Cada contração teve duração de aproximadamente 3 s e 90 s de recuperação.

Para a determinação do início do teste o examinador realizou uma contagem regressiva seguida de um comando verbal. A instrução dada aos sujeitos era que assim que ouvissem o comando “foi” contráissem os músculos extensores do joelho “o mais rápido e forte possível”. Além disso, era solicitado que desenhassem uma curva torque-tempo “quadrada” no monitor que estava posicionado a sua frente para *feedback* visual. Dessa forma objetivava-se a extensão o mais rápido

possível, chegando ao pico de torque no início da contração e mantendo-o por alguns instantes um platô. Incentivo verbal padronizado foi utilizado durante todo o período de contração. Três repetições de familiarização com a tarefa foram realizadas na primeira visita ao laboratório e antes do teste na segunda visita (SUETTA et al., 2004).

### 3.4.3 Tratamento e Análise dos Dados

Os resultados do teste isocinético foram obtidos por meio do *software* Biodex Advantage (Medical Systems, versão 4.47, 2012). As informações de torque, eletromiografia e arquitetura muscular obtidas durante o teste isométrico foram tratadas e analisadas por meio de rotinas matemáticas em ambiente MATLAB® (MathWorks, EUA). Foi considerada para análise a repetição que apresentou o maior valor de pico de torque (CASEROTTI et al., 2008). Todos os procedimentos de tratamento e análise dos dados serão descritos a seguir.

#### 3.4.3.1 Análise das informações de torque

Para as informações de torque foi utilizado filtro digital recursivo *Butterworth* de quarta ordem e a linha de base (repouso) foi deslocada para zero com o objetivo de desconsiderar o peso do segmento braço do dinamômetro e segmento perna e pé do sujeito (THOMPSON et al., 2013). O início da contração foi considerado no instante em que o torque atingiu o valor de 7,5 N·m acima da linha de base (critério de *onset*) (AAGAARD et al., 2002). Foi calculado o pico de torque (N·m), a TPF pico (máxima TPF instantânea N·m·s<sup>-1</sup>), e o tempo para o pico de torque e a TPF pico (ms) (GABRIEL, BASFORD e AN, 2001; GRUBER et al., 2007b). A TPF também foi calculada em intervalos de 50 ms do *onset* até 300 ms (i.e. 0 a 50, 50 a 100, 100 a 150, 150 a 200, 250 a 300 ms) e de 0 a 300 ms. Foi calculada a TPF normalizada pelo pico de torque nos intervalos do *onset* do torque até 1/6, 1/2 e 2/3 do pico de torque (AAGAARD et al., 2002). O critério de *onset* utilizado para o torque normalizado foi 2,5% acima da linha de base (AAGAARD et al., 2002; HOLTERMANN et al., 2007a; MAISETTI et al., 2007).

#### 3.4.3.2 Análise das informações de ativação muscular

Foi aplicado um filtro digital recursivo passa-banda, com frequência de corte de 20-500 Hz, do tipo *Butterworth* de quarta ordem ao EMG. O envelope do valor RMS foi calculado para todas as contrações e normalizado pelo pico de ativação. A taxa de ativação

muscular, o equivalente neural da TPF [variação EMG/ variação do tempo ( $\mu\text{V}\cdot\text{s}^{-1}$ )] foi calculada nos intervalos de 0 a 30, 0 a 50, 0 a 75 ms (ANDERSEN e AAGAARD, 2006). O início da ativação muscular foi considerado como 70 ms antes do *onset* do torque (AAGAARD et al., 2002).

#### 3.4.4.3 Análise das informações de arquitetura muscular

Todos os procedimentos de análise das informações de arquitetura muscular foram realizados conforme descrito no Estudo 1. As informações de espessura muscular, ângulo e comprimento do fascículo foram calculadas no repouso, *onset* da ativação muscular, *onset* do torque, 150 ms e 300 ms após o *onset* da ativação muscular e no pico de torque. A escolha do *onset* da ativação se deu em função das alterações da conformação dos fascículos ocorrerem antes do início da produção de torque ser observada (FUKUNAGA et al., 1997).



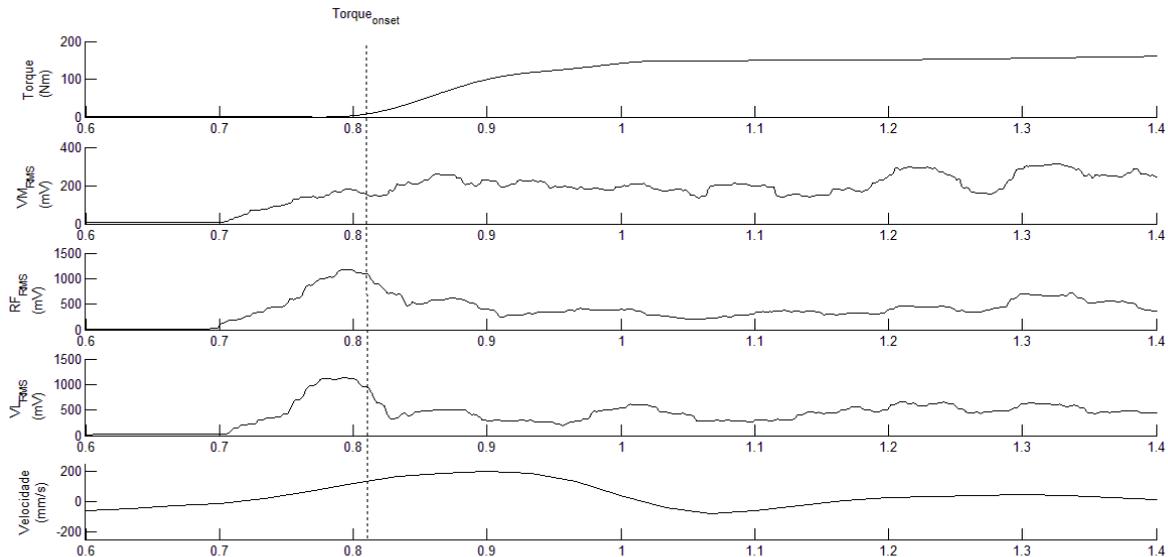
## 4 RESULTADOS

### 4.1 ESTUDO 1

Os resultados do Estudo 1 foram divididos em (1) informações relacionadas ao torque, (2) informações relacionadas à ativação neuromuscular e (3) informações relacionadas à arquitetura muscular. Os resultados dos testes da Anova para medidas repetidas são apresentados no formato valor da estatística com seus graus de liberdade e significância. Já os resultados do teste *pos hoc* de Bonferroni e os testes de Friedman e Wilcoxon para medidas repetidas são apresentados no texto.

A Figura 4 apresenta os dados brutos de torque, o EMG dos músculos *vastus medialis*, *rectus femoris* e *vastus lateralis* e a velocidade de encurtamento de fascículo do músculo *vastus lateralis* obtidos durante uma contração voluntária máxima isométrica de extensores de joelho realizada por um dos sujeitos.

Figura 4: Valores brutos de torque extensor de joelho, sinal eletromiográfico (EMG) dos músculos *vastus medialis*, *rectus femoris* e *vastus lateralis* e velocidade de encurtamento do fascículo do *vastus lateralis* nos instantes iniciais de uma contração voluntária máxima isométrica.



### 4.1.1 Informações de torque

Na Tabela 1 são apresentados os valores de pico de torque e tempo decorrido entre o início da contração e o pico de torque nas repetições orientadas sob as diferentes formas de instrução investigadas. Foi observado efeito da instrução sobre o pico de torque [ $F(1,365,21,833) = 4,456$ ,  $p = 0,036$ ]. Contudo, não foi identificada a diferença do pico de torque entre as instruções no teste *pos hoc*. Não foi observada diferença na distribuição do tempo decorrido entre o *onset* e o pico de torque nas repetições realizadas sob diferentes instruções ( $p = 0,101$ ).

Tabela 1: Média e desvio padrão do pico de torque e tempo do pico de torque de extensores de joelho durante contrações isométricas sob as diferentes formas de instrução.

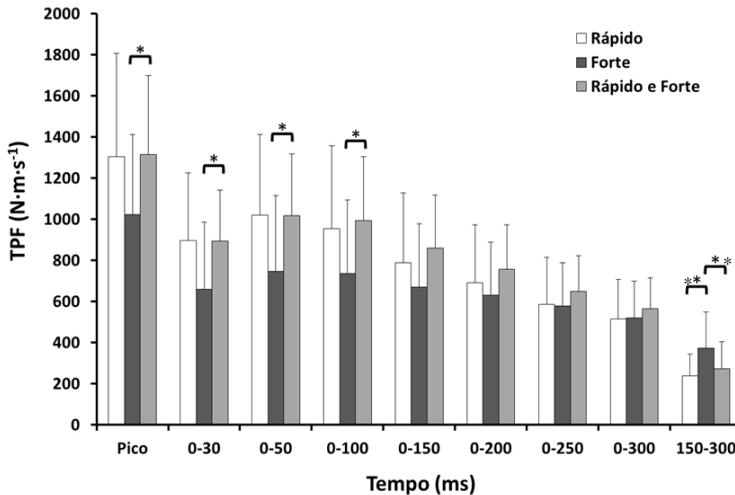
	“Rápido”	“Forte”	“Rápido e forte”	n
Pico de torque (N·m)	205 ± 71	221 ± 64	218 ± 64	17
Tempo pico de torque (ms)	1423 ± 1127	1551 ± 839	1934 ± 1141	17

Os valores absolutos da TPF de extensores de joelho durante as contrações isométricas executadas sob as diferentes instruções são apresentados na Figura 5. Nos intervalos bem iniciais da TPF (i.e. 0 a 30 e 0 a 50 ms) foi observado efeito das diferentes instruções [ $F(2, 32) = 3,909$ ,  $p = 0,030$  e  $F(2, 32) = 4,019$ ,  $p = 0,028$ , respectivamente]. A TPF nesses intervalos foi maior quando a repetição foi instruída com a expressão “o mais rápido e forte possível” do que quando instruída pela expressão “o mais forte possível” ( $p = 0,037$  e  $p = 0,039$ , respectivamente). No intervalo da TPF de 0 a 100 ms (ainda considerado inicial), e na TPF pico também foi observado efeito da instrução [ $F(1,503, 24,639) = 3,889$ ,  $p = 0,045$  e  $F(1,461, 23,383) = 4,925$ ,  $p = 0,025$ , respectivamente]. Nas repetições realizadas sob a instrução “o mais rápido e forte possível” os valores de TPF no intervalo de 0 a 100 ms e na TPF pico também foram mais altos do que nas repetições sob a instrução “o mais forte possível” ( $p = 0,033$  e  $p = 0,013$  respectivamente).

Nos intervalos subsequentes da TPF (0 a 150, 0 a 200, 0 a 250 e 0 a 300 ms) não foi observado efeito da instrução [ $F(1,444, 23,099) = 3,202$ ,  $p = 0,073$ ,  $F(1,454, 23,268) = 2,349$ ,  $p = 0,130$ ,  $F(1,487, 23,786) = 1,782$ ,  $p = 0,195$ ,  $F(2, 32) = 1,809$ ,  $p = 0,180$ , para as instruções “o mais rápido possível”, “o mais forte possível” e “o mais

rápido e forte possível”, respectivamente]. Entretanto no intervalo de 150 a 300 ms foi observado que as diferentes instruções interferiram na distribuição dos valores da TPF ( $p = 0,009$ ). A TPF no intervalo de 150 a 300 ms foi maior quando a repetição foi instruída pela expressão “o mais forte possível” do que quando instruída pelas expressões “o mais rápido” ( $p = 0,002$ ) e “o mais rápido e forte possível” ( $p = 0,031$ ).

Figura 5: Média e desvio padrão da TPF (absoluta) em diferentes intervalos sob as diferentes formas de instrução investigadas.

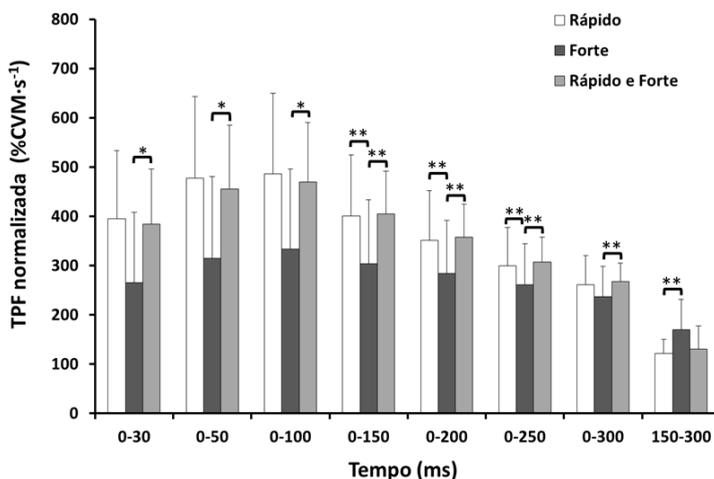


\*Diferença significativa no teste *pos hoc* de Bonferroni. \*\*Diferença significativa no teste Wilcoxon.

Os valores normalizados da TPF durante as contrações isométricas de extensores de joelho realizadas sob as diferentes instruções são apresentados na Figura 6. Em relação a TPF normalizada pelo pico de torque nos intervalos 0 a 30, 0 a 50 e 0 a 100 ms foi observado efeito das diferentes instruções:  $F(1,468, 23,485) = 5,534$ ,  $p = 0,017$  [ $F(1,427, 22,826) = 6,224$ ,  $p = 0,012$ ,  $F(1,384, 22,150) = 6,725$ ,  $p = 0,010$ , respectivamente]. As contrações realizadas sob a instrução “o mais rápido e forte possível” apresentaram maiores valores de TPF nos intervalos de 0 a 30 ( $p = 0,014$ ), 0 a 50 ( $p = 0,011$ ) e 0 a 100 ms ( $p = 0,009$ ) do que as repetições realizadas sob a instrução “o mais forte possível”.

Para a análise da interferência das diferentes instruções sobre a TPF normalizada nos intervalos de 0 a 150, 0 a 200, 0 a 250, 0 a 300 e 150 a 300 ms, foi observada diferença na distribuição em decorrência da forma de instrução ( $p = 0,005$ ,  $p = 0,005$ ,  $p = 0,005$ ,  $p = 0,016$  e  $p = 0,033$ , respectivamente). A TPF foi maior nas contrações sob a instrução “o mais rápido possível” do que nas contrações sob a instrução “o mais forte possível” nos intervalos 0 a 150, 0 a 200, 0 a 250, 150 a 300 ms ( $p = 0,017$ ,  $p = 0,031$ ,  $p = 0,049$ ,  $p = 0,003$ , respectivamente). A TPF nas contrações sob a instrução “o mais rápido e forte possível” também foi maior do que nas contrações sob a instrução “o mais forte possível” nos intervalos 0 a 150, 0 a 200, 0 a 250 e 0 a 300 ms ( $p = 0,006$ ,  $p = 0,006$ ,  $p = 0,006$ ,  $p = 0,030$ , respectivamente).

Figura 6: Média e desvio padrão da TPF normalizada pelo pico de torque em diferentes intervalos sob as diferentes formas de instrução investigadas.

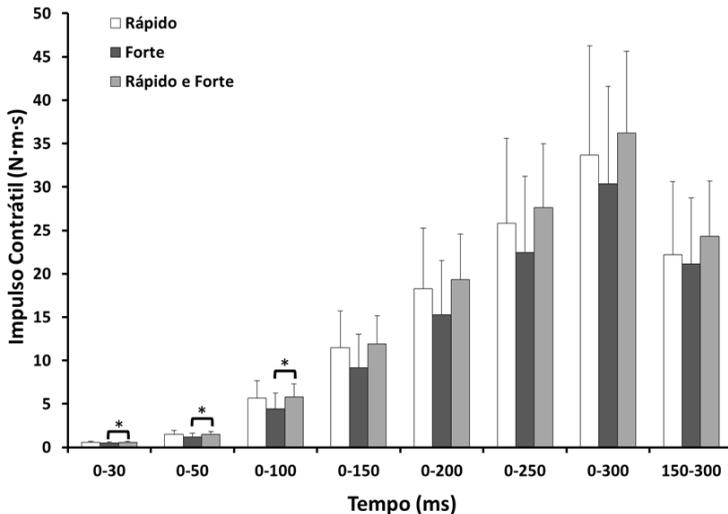


\*Diferença significativa no teste *pos hoc* de Bonferroni. \*\*Diferença significativa no teste Wilcoxon.

O impulso contrátil produzido pelos extensores de joelho durante as contrações isométricas executadas sob as diferentes instruções é apresentado na Figura 7. Foi observado efeito das instruções sobre o impulso contrátil nos intervalos 0 a 30, 0 a 50 e 0 a 100 ms [ $F(2,32) = 3,805$ ,  $p = 0,033$ ,  $F(2,32) = 3,905$ ,  $p = 0,030$ , e  $F(2,32) = 4,013$ ,  $p = 0,028$ , respectivamente]. Nesses três intervalos iniciais do impulso as repetições sob a instrução “o mais forte e rápido possível” apresentaram maiores valores do que as repetições sob a instrução “o mais forte

possível” ( $p = 0,040$ ,  $p = 0,038$ ,  $p = 0,035$ , respectivamente). Já nos intervalos 0 a 150, 0 a 200, 0 a 250, 0 a 300 e 150 a 300 ms não foi observado efeito das diferentes instruções [ $F(1,490, 23,847) = 3,735$ ,  $p = 0,050$ ,  $F(1,469, 23,508) = 3,342$ ,  $p = 0,066$ ,  $F(1,461, 23,373) = 2,898$ ,  $p = 0,089$ ,  $F(1,460, 23,360) = 2,563$ ,  $p = 0,112$ ,  $F(1,466, 23,463) = 2,102$ ,  $p = 0,154$ , respectivamente].

Figura 7: Média e desvio padrão do impulso contrátil em diferentes intervalos sob as diferentes formas de instrução investigadas.



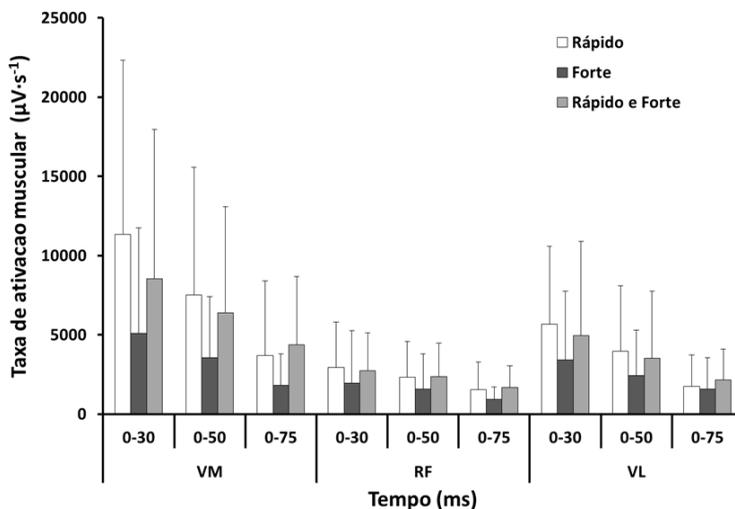
\*Diferença significativa no teste *pos hoc* de Bonferroni. \*\*Diferença significativa no teste Wilcoxon.

#### 4.1.2 Informações de ativação muscular

A taxa de ativação dos músculos *vastus medialis*, *rectus femoris* e *vastus lateralis* produzida durante as contrações isométricas de extensores de joelho executadas sob as diferentes instruções é apresentada na Figura 8. Não foram observadas diferenças na distribuição dos valores de taxa de ativação, independentemente das diferentes formas de instrução nos intervalos 0 a 30, 0 a 50 e 0 a 75 ms, para os músculos *vastus medialis* ( $p = 0,193$ ,  $p = 0,790$  e  $p = 0,291$ , respectivamente), *rectus femoris* ( $p = 0,113$ ,  $p = 0,662$ ,  $p = 0,291$ ,

respectivamente) e *vastus lateralis* ( $p = 0,204$ ,  $p = 0,056$ ,  $p = 0,465$ , respectivamente).

Figura 8: Média e desvio padrão da taxa de ativação dos músculos *vastus medialis* (VM), *rectus femoris* (RF) e *vastus lateralis* (VL) em diferentes intervalos de tempo sob as diferentes formas de instrução investigadas.

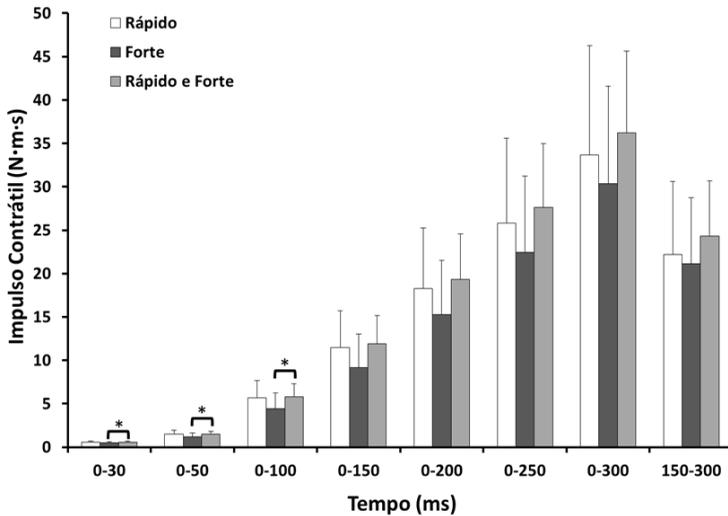


O impulso da ativação do músculo *vastus medialis* produzido durante as contrações isométricas de extensores de joelho executadas sob as diferentes instruções é apresentado na Figura 9. Foi observada diferença na distribuição dos valores nos intervalos de 0 a 30, 0 a 100 e 150 a 300 ms em decorrência das diferentes formas de instrução ( $p = 0,035$ ,  $p = 0,006$  e  $p = 0,025$ , respectivamente). Nos intervalos de 0 a 30 e 0 a 100 ms as contrações realizadas sob a instrução “o mais rápido possível” apresentaram maiores valores de impulso quando comparadas a instrução “o mais forte possível” ( $p = 0,021$  e  $p = 0,010$ , respectivamente). Já no intervalo de 150 a 300 ms quando as contrações ocorreram sob a instrução “o mais rápido possível”, o impulso da ativação foi maior quando comparado à instrução “o mais rápido e forte possível” ( $p = 0,033$ ).

No entanto, nos intervalos de 0 a 50 e 0 a 250 ms não foi observada diferença nos valores de impulso da ativação ( $p = 0,071$  e  $p = 0,838$ , respectivamente) independente da forma de instrução. Nos

intervalos 0 a 150, 0 a 200 e 0 a 300 ms do impulso da ativação não foi observado efeito das diferentes instruções sobre esses intervalos [ $F(1,448, 23,170) = 1,849, p = 0,186, F(1,474, 23,170) = 0,996, p = 0,361, F(1,481, 23,567) = 0,376, p = 628$ , respectivamente].

Figura 9: Média e desvio padrão do impulso da ativação no músculo *vastus medialis* em diferentes intervalos de tempo sob as diferentes formas de instrução investigadas.

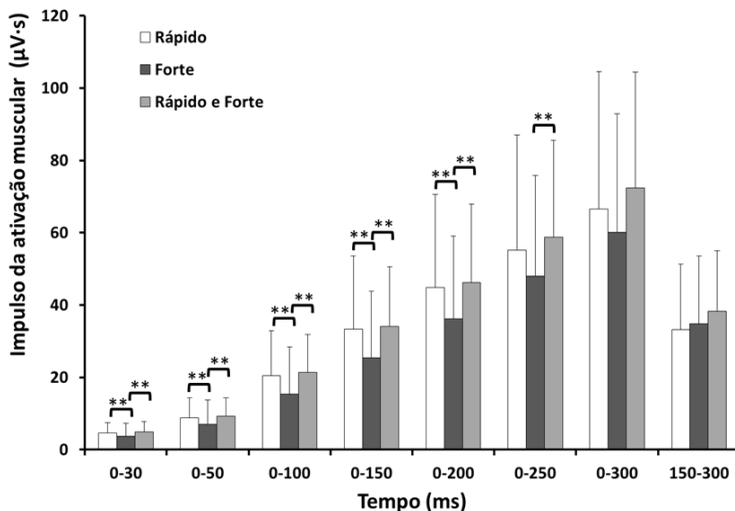


\*\*Diferença significativa no teste Wilcoxon.

O impulso da ativação do músculo *rectus femoris* produzido durante as contrações isométricas de extensores de joelho executadas sob as diferentes instruções é apresentado na Figura 10. Foi observada diferença na distribuição dos valores de impulso de ativação nos intervalos de 0 a 30, 0 a 50, 0 a 100, 0 a 150, 0 a 200 e 0 a 250 ms em decorrência das diferentes formas de instrução ( $p = 0,025, p = 0,011, p = 0,002, p = 0,002, p = 0,005, p = 0,015$  e  $p = 0,048$ , respectivamente). Nos intervalos de 0 a 30, 0 a 50, 0 a 100, 0 a 150 e 0 a 200 ms o impulso da ativação durante contrações sob a instrução “o mais forte possível” foi menor do que sob as instruções “o mais rápido possível” ( $p = 0,046, p = 0,024, p = 0,031, p = 0,022$  e  $p = 0,030$ , respectivamente), e “o mais rápido e forte possível” ( $p = 0,025, p = 0,015, p = 0,016, p = 0,012$  e  $p = 0,019$ , respectivamente). No intervalo de 0 a 250 ms observou-se que o impulso da ativação deste músculo foi menor nas repetições sob a

instrução “o mais forte possível” do que “o mais rápido e forte possível” ( $p = 0,028$ ). No entanto, nos intervalos de 0 a 300 e de 150 a 300 ms não foi observada diferença na distribuição dos valores de impulso da ativação ( $p = 0,056$  e  $p = 0,197$ , respectivamente).

Figura 10: Média e desvio padrão do impulso da ativação no músculo *rectus femoris* em diferentes intervalos de tempo sob as diferentes formas de instrução investigadas.



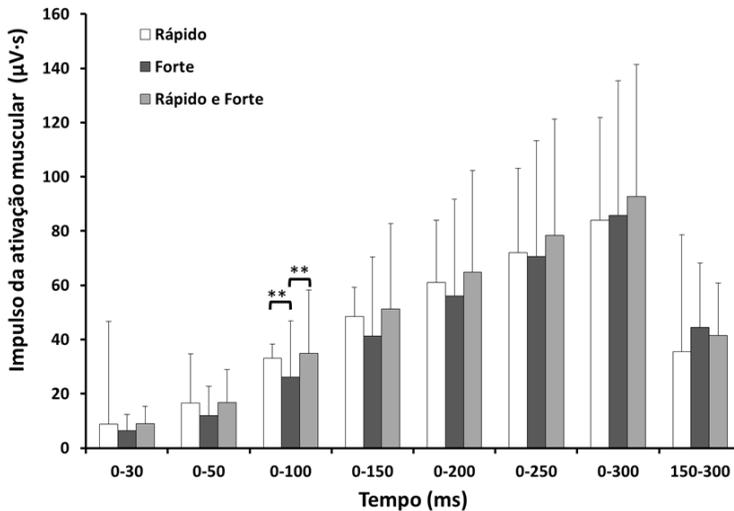
\*\*Diferença significativa no teste Wilcoxon.

O impulso da ativação do músculo *vastus lateralis* produzido durante as contrações isométricas de extensores de joelho executadas sob as diferentes instruções é apresentado na Figura 11. Não foi observada diferença na distribuição dos valores de impulso da ativação nos intervalos de 0 a 30 e 0 a 50 ms ( $p = 0,129$  e  $p = 0,071$ , respectivamente) em função das diferentes instruções. Entretanto, no intervalo de 0 a 100 ms a distribuição dos valores de impulso da ativação foi diferente em decorrência das diferentes formas de instrução ( $p = 0,007$ ). As repetições sob a instrução “o mais forte possível” apresentaram menores valores de impulso de 0 a 100 ms do que as repetições sob a instrução “o mais rápido possível” ( $p = 0,032$ ) e “o mais rápido e forte possível” ( $p = 0,026$ ).

Não foi observado efeito das diferentes instruções sobre o impulso da ativação do músculo *vastus lateralis* nos intervalos 0 a 150, 0 a 200, 0 a 250 e 0 a 300 ms [ $F(2, 32) = 1,179$ ,  $p = 0,320$ ,  $F(2, 32) =$

0,717,  $p = 0,496$ ,  $F(2, 32) = 0,536$ ,  $p = 0,590$ ,  $F(2, 32) = 0,633$ ,  $p = 0,538$ , respectivamente]. No entanto, foi observado efeito das diferentes instruções sobre o impulso da ativação deste músculo no intervalo de 150 a 300 ms [ $F(1,988, 31,800) = 3,651$ ,  $p = 0,037$ ]. Porém o teste *post hoc* não identificou diferença entre as diferentes instruções.

Figura 11: Média e desvio padrão do impulso da ativação no músculo *vastus lateralis* em diferentes intervalos de tempo sob as diferentes formas de instrução investigadas.



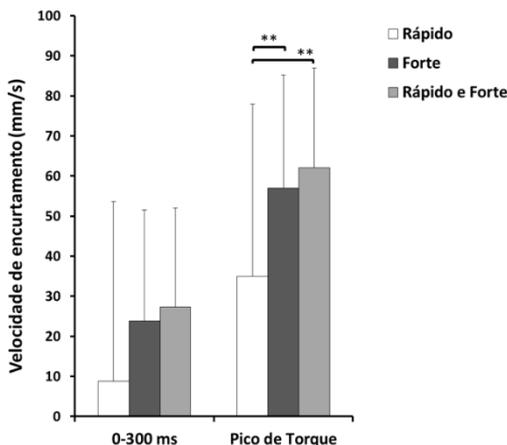
\*\*Diferença significativa no teste Wilcoxon.

### 4.1.3 Informações de arquitetura muscular

A velocidade de encurtamento do fascículo do músculo *vastus lateralis* produzido durante as contrações isométricas de extensores de joelho executadas sob as diferentes instruções é apresentada na Figura 12. Foi observado efeito das diferentes instruções sobre a velocidade de encurtamento no intervalo de 0 a 300 ms [ $F(1,466, 23,454) = 4,995$ ,  $p = 0,028$ ]. Todavia o teste *post hoc* não identificou diferença entre as diferentes instruções. Já em relação a velocidade de encurtamento do fascículo do início da contração até o pico de torque, foi observada diferença na distribuição dos valores em decorrência das diferentes instruções ( $p = 0,010$ ). A velocidade de encurtamento do início da contração até o pico de torque foi maior nas repetições sob a orientação

“o mais forte possível” ( $p = 0,013$ ) e “o mais rápido e forte possível” ( $p = 0,017$ ) do que nas repetições sob a instrução “o mais rápido possível”.

Figura 12: Média e desvio padrão da velocidade de encurtamento de fascículo do *vastus lateralis*, no intervalo de 0 a 300ms e de 0 até o pico de torque ocorrer, durante contrações voluntárias máximas isométricas sob as diferentes formas de instrução investigadas.



\*\*Diferença significativa no teste Wilcoxon.

## 4.2 ESTUDO 2

Com o objetivo de descrever as características da produção de força e dos fatores neuromusculares durante a contração voluntária máxima de extensores de joelho, os resultados do presente estudo foram divididos em (1) informações relacionadas ao torque, (2) informações relacionadas à ativação neuromuscular e (3) informações relacionadas a arquitetura muscular.

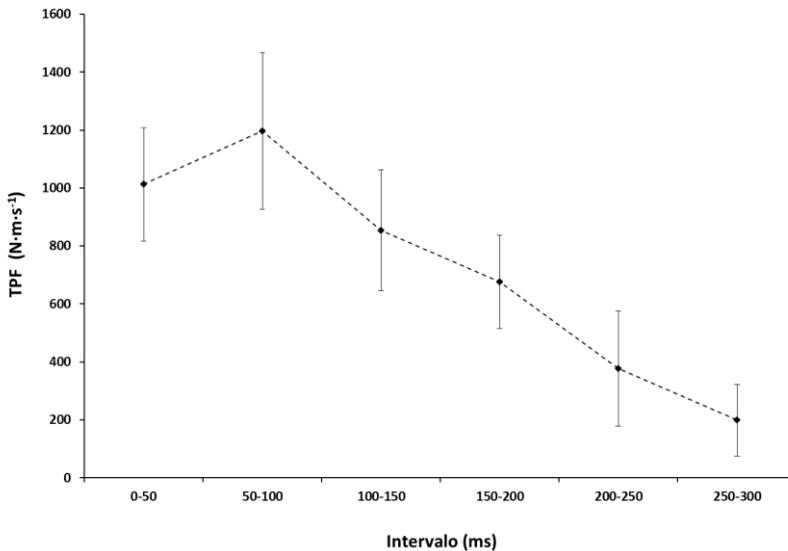
### 4.2.1 Informações de torque

O pico de torque observado nos oito sujeitos avaliados foi em média 247 N·m ( $\pm 57$  N·m), tendo sido atingido 1.106 ms ( $\pm 501$  ms)

após o início da contração muscular. A TPF pico foi em média 1.388  $\text{N}\cdot\text{m s}^{-1}$  ( $\pm 287 \text{ N}\cdot\text{m s}^{-1}$ ) tendo sido atingida 54 ms ( $\pm 11 \text{ ms}$ ) após o início da contração muscular. Já a TPF média durante os primeiros 300 ms (TPF<sub>0-300 ms</sub>) foi de 720  $\text{N}\cdot\text{m s}^{-1}$  ( $\pm 132 \text{ N}\cdot\text{m s}^{-1}$ ).

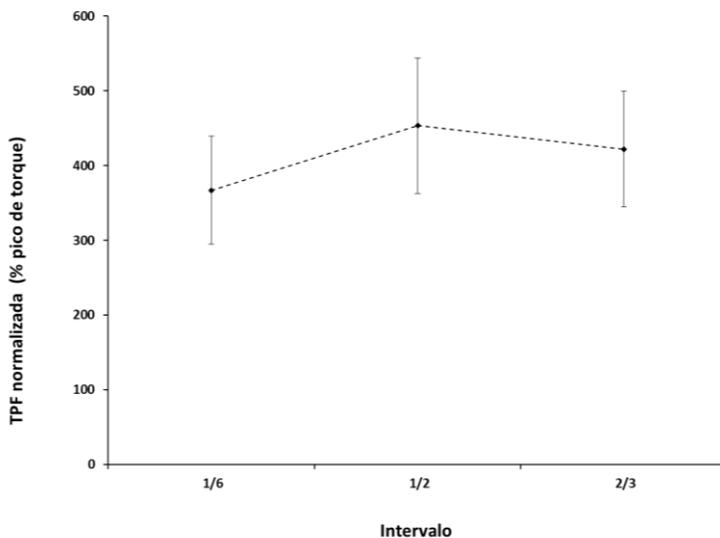
Na Figura 13 é possível observar o comportamento da TPF ao longo dos 300 ms iniciais da contração isométrica de extensores de joelho. Para tanto os resultados da TPF do grupo avaliado é apresentada em intervalos consecutivos de 50 ms.

Figura 13: Média e desvio padrão da TPF em diferentes intervalos das contrações voluntárias máximas isométricas de extensores de joelho.



A Figura 14 apresenta o comportamento da TPF normalizada pelo pico de torque do início da contração até que ela atingisse 1/6, 1/2 e 2/3 do pico de torque.

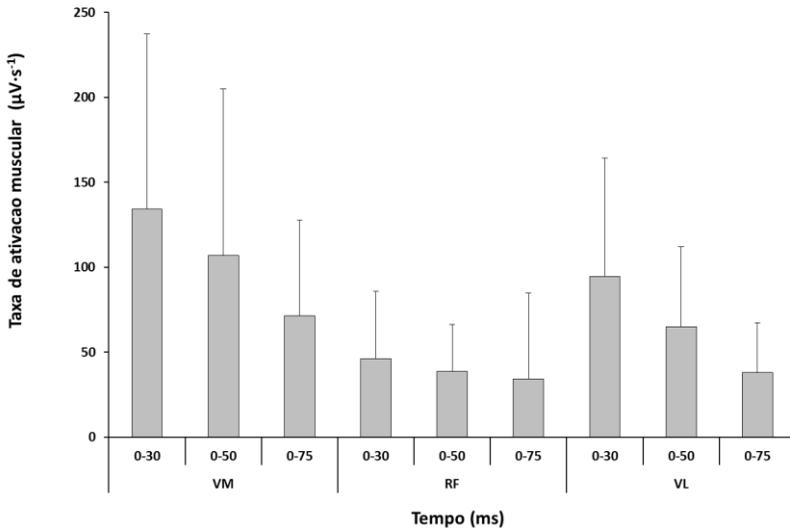
Figura 14: Média e desvio padrão da TPF normalizada pelo pico de torque em diferentes intervalos, relativos ao pico de torque, durante contração voluntária máxima isométrica de extensores de joelho.



#### 4.2.2 Informações de ativação muscular

O comportamento da taxa de ativação, equivalente neural da TPF, dos músculos *vastus medialis*, *rectus femoris* e *vastus lateralis* durante contração voluntária máxima isométrica pode ser observado na Figura 15. Os resultados são apresentados em intervalos de até os 75 ms iniciais da ativação muscular.

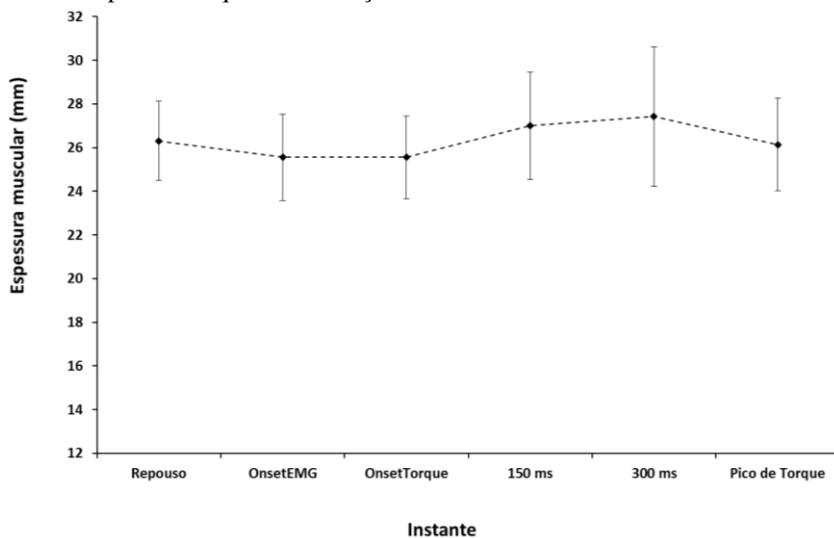
Figura 15: Média e desvio padrão da taxa de ativação dos músculos *vastus medialis* (VM), *rectus femoris* (RF) e *vastus lateralis* (VL) em diferentes intervalos de tempo.



#### 4.1.3 Informações de arquitetura muscular

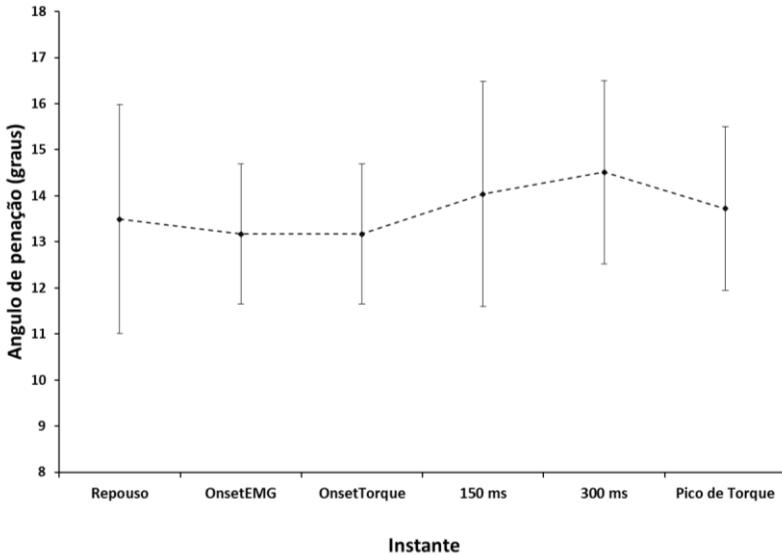
Com o objetivo de apresentar o comportamento das variáveis de arquitetura muscular do músculo *vastus lateralis* durante o teste de contração voluntária máxima isométrica direcionado para a produção de força explosiva, serão apresentados os valores de média e desvio padrão da espessura muscular, do ângulo de penação e do comprimento de fascículo em diferentes instantes do teste. Entre o repouso e o instante em que o pico de torque foi atingido, a espessura muscular variou em média 2 mm, o ângulo de penação variou 3 graus e o comprimento de fascículo variou 19 mm. O comportamento da espessura muscular do músculo ao longo do teste é apresentado na Figura 16.

Figura 16: Média e desvio padrão da espessura do músculo *vastus lateralis*, em repouso, no *onset* da eletromiografia (OnsetEMG), no *onset* do torque (OnsetTorque), aos 150 ms e 300 ms após o OnsetEMG e no instante em que ocorreu o pico de torque das contrações voluntárias máximas isométricas.



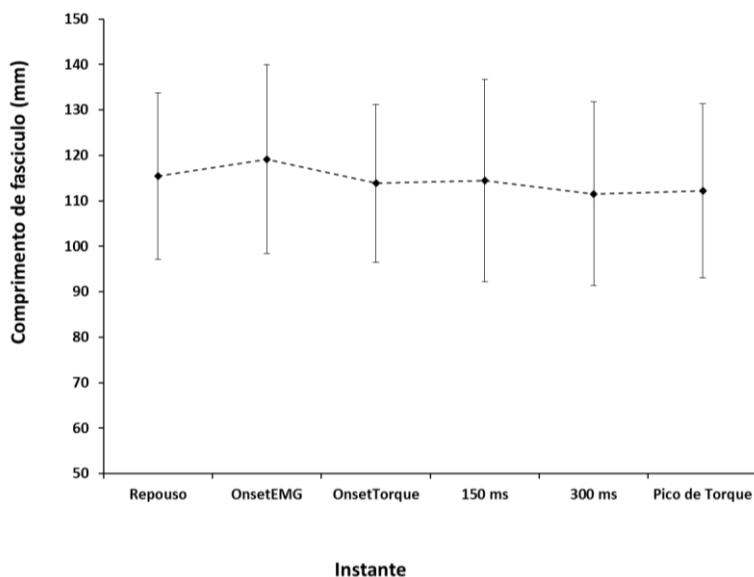
O comportamento do ângulo de penetração de fascículo muscular do repouso até o instante em que o pico de torque ocorreu é apresentado na Figura 17.

Figura 17: Média e desvio padrão do ângulo de penação de fascículo do músculo *vastus lateralis*, em repouso, no *onset* da eletromiografia (OnsetEMG), no *onset* do torque (OnsetTorque), aos 150 ms e 300 ms após o OnsetEMG e no instante em que ocorreu o pico de torque das contrações voluntárias máximas isométricas.



O comportamento do comprimento de fascículo muscular do repouso até o instante em que o pico de torque ocorreu é apresentado na Figura 18.

Figura 18: Média e desvio padrão do comprimento de fascículo do músculo *vastus lateralis*, em repouso, no *onset* da eletromiografia (OnsetEMG), no *onset* do torque (OnsetTorque), aos 150 ms e 300 ms após o OnsetEMG e no instante em que ocorreu o pico de torque das contrações voluntárias máximas isométricas.





## 5 DISCUSSÃO

### 5.1 ESTUDO 1

O presente estudo teve como objetivo verificar o efeito de três diferentes instruções (o mais rápido possível, o mais forte possível e o mais rápido e forte possível) sobre as características de produção de força, ativação muscular e velocidade de encurtamento de fascículo durante contrações voluntárias máximas isométricas de extensores de joelho. Entre os resultados, ressaltam-se maiores valores de TPF, impulso contrátil e impulso da ativação dos três músculos analisados nos intervalos iniciais (primeiros 100 ms) das contrações realizadas sob a instrução “o mais rápido e forte possível” do que nas instruções “o mais forte possível”. As repetições orientadas pela instrução “o mais rápido possível” também apresentaram maior impulso da ativação dos três músculos analisados nos intervalos iniciais do que nas instruções “o mais forte possível”. Já as repetições orientadas pela instrução “o mais forte possível” apresentaram maior TPF no intervalo final (150 a 300ms). Tanto as contrações sob a orientação “o mais forte possível” quanto as sob a orientação “o mais rápido e forte possível” apresentaram maior velocidade de encurtamento de fascículo.

Tendo em vista que o presente estudo envolveu a investigação de determinantes fisiológicos da contração muscular (controle neural e morfologia muscular) a escolha do teste isométrico ser realizado em cadeia cinética aberta permitiu controlar melhor os fatores intervenientes, isolando os músculos extensores de joelho como agonistas do movimento (MAFFIULETTI et al., 2016). Contudo, o único estudo encontrado na literatura que investigou o efeito das diferentes formas de instrução sobre a TPF dos músculos extensores do joelho investigou contrações isométricas em cadeia cinética fechada (SAHALY et al., 2001). Apesar de ser considerado mais funcional, esse tipo de teste envolve múltiplas articulações e grupos musculares (MAFFIULETTI et al., 2016), fator este que limita de certa forma a comparação dos resultados. Igualmente, os demais estudos encontrados avaliaram grupos musculares menores como os flexores dos dedos (BEMBEN, CLASEY e MASSEY, 1990) e flexores do cotovelo (CHRIST et al., 1993). Por tais motivos, é preciso cautela ao comparar os resultados do presente estudo com os dos demais estudos realizados anteriormente considerando que envolvem diferentes grupos musculares e tarefas (cadeia cinética aberta e cadeia cinética fechada, por exemplo). Grupos musculares e tarefas distintas podem diferir em estratégias de

recrutamento de fibras musculares, taxa de disparo e ordem de recrutamento e, conseqüentemente, a produção de torque pode variar (SAHALY et al., 2001).

A primeira hipótese do estudo foi refutada, pois apesar do resultado da ANOVA para medidas repetidas ter indicado efeito das diferentes instruções sobre o pico de torque, não foi identificada diferença significativa dos valores de pico de torque nas repetições orientadas pelas diferentes instruções. Da mesma forma, o teste de Fisher para medidas repetidas não identificou diferença na distribuição do tempo para atingir o pico de torque nas repetições orientadas pelas diferentes instruções. Os presentes resultados diferem dos relatados por Christ et al. (1993) que encontraram maiores valores de força máxima na instrução “o mais forte possível” do que na instrução “o mais rápido possível”. Também diferiram dos achados de Bemben, Clasey e Massey (2001) que encontraram maior pico de torque nas contrações orientadas pela instrução “o mais rápido e forte possível” do que nas duas outras formas de instrução em homens e do que na instrução “o mais rápido possível” em mulheres no teste de preensão manual. No entanto, corroboram com os resultados do estudo realizado por Sahaly et al. (2001), que não encontrou diferença nos valores de força máxima entre contrações instruídas pela expressão “o mais rápido possível” e “o mais rápido e forte possível”.

Contudo, é importante ressaltar que as metodologias utilizadas nos respectivos experimentos apresentam variações que podem justificar as diferenças nos resultados observados. No presente estudo a orientação inicial para o teste foi que independentemente da forma de instrução o esforço envolvido deveria ser máximo. Antes de cada série e de cada repetição, os sujeitos eram instruídos a focarem na instrução “o mais rápido possível”, “o mais forte possível” ou “o mais rápido e forte possível”. Quanto a motivação, durante cada contração, após atingir o platô, os sujeitos recebiam forte motivação para manter a força com expressões como “continua”. Com isso objetivou-se contrações voluntárias máximas, mas respeitando as características de cada instrução, focadas na velocidade, na força ou em ambas. Essa dinâmica de instrução e motivação utilizada pode justificar a semelhança nos valores de pico de torque produzido nas diferentes formas de instrução.

No estudo realizado por Bemben, Clasey e Massey (1990) durante a instrução “o mais forte possível” os sujeitos foram orientados a incrementar a força gradualmente até atingir a força máxima. Com isso, as contrações aconteceram em rampa e o tempo para atingir o pico de torque foi em torno de 2.500 ms, bem mais lento do que nas outras

formas de instrução e acima do observado no presente estudo (em torno de 1.900 ms). Essa forma de instrução pode ter manipulado a forma de produção de força, em rampa, lentamente, maior duração do esforço, diminuindo a capacidade de produção de força máxima, justificando os menores valores de pico de torque observados na instrução focada na força do que sob a instrução “o mais rápido e forte possível” produzida no grupo de sujeitos do sexo masculino. Já no protocolo aplicado por Sahaly et al. (2001), durante as repetições instruídas pela expressão “o mais rápido possível”, após 1 s de contração os sujeitos passaram a ser motivados a atingir a força máxima. Esta peculiaridade de motivação durante as instruções inicialmente instruídas para a velocidade, mas manipuladas durante a contração para a força máxima, pode explicar os resultados de força máxima. Lembrando que foi observada ausência de efeito das instruções sobre a força máxima, assim como a correlação significativa entre as duas formas de instrução estudadas e a força máxima.

Nos estudos anteriores, o tempo para atingir a força máxima foi maior nas instruções orientadas estritamente para a força (BEMBEN, CLASEY e MASSEY, 1990; CHRIST et al., 1993) do que nas repetições sob a orientação “o mais rápido e forte possível” (BEMBEN, CLASEY e MASSEY, 1990) e orientadas estritamente para a velocidade (BEMBEN, CLASEY e MASSEY, 1990; CHRIST et al., 1993). Apesar de no presente estudo as diferentes instruções não terem apresentado efeito sobre o tempo decorrido entre o início da contração e o pico de torque, sua observação pode ajudar a realizar inferências sobre as estratégias de produção de força durante as repetições. Parece que durante as contrações realizadas sob a instrução “o mais rápido e forte possível”, para obter êxito na tarefa, a TPF foi maior, principalmente nos intervalos iniciais da contração, e o pico de torque foi atingido mais tarde.

A segunda hipótese deste estudo foi parcialmente aceita. Maiores valores de TPF e impulso contrátil nos intervalos iniciais da contração muscular (i.e. 0 a 30, 0 a 50 e 0 a 100 ms) foram observados somente nas contrações orientadas pela instrução “o mais rápido e forte possível” em relação as orientadas pela instrução “o mais forte possível”. Diferente do suposto pela hipótese 2, as instruções sob a instrução “o mais rápido possível” não apresentou valores de TPF ou impulso nos intervalos iniciais da contração muscular diferentes das demais formas de instrução. Todavia quanto somente o período de 150 a 300 ms foi isolado, foram observados maiores valores de TPF, mas iguais valores de impulso contrátil, nas repetições orientadas pela instrução “o mais

forte possível” em relação as demais formas de instrução. Considerando que a TPF representa a taxa de incremento do torque enquanto que o impulso contrátil representa a magnitude do torque e seus incrementos longo do intervalo de tempo analisado (AAGAARD et al., 2002; MAFFIULETTI, et al., 2016), essa diferença de resultados do efeito das diferentes formas de instrução sobre a TPF e o impulso contrátil indicam as estratégias da produção de força nas diferentes formas de instrução. No período tardio (150 a 300 ms) das repetições instruídas estritamente para a produção de força máxima a estratégia ainda era de incremento do torque para que a força máxima fosse atingida. Já a ausência de efeito da forma de instrução sobre o impulso nesse mesmo intervalo de tempo indica que o montante de força produzida não diferiu nesse intervalo, mas a forma como a força foi produzida, expressa pela TPF, incrementando o torque, sim, foi diferente.

Todos os estudos que anteriormente analisaram os efeitos das instruções sobre a TPF analisaram somente a TPF pico (BEMBEN, CLASEY e MASSEY, 1990; CHRIST et al., 1993; SAHALY et al., 2001 e SAHALY et al., 2003), que geralmente ocorre nos intervalos iniciais da contração muscular e por ser calculada em pequenos intervalos de tempo, representando o instante onde ocorre maior aceleração do torque, pode representar variabilidades não sistemáticas e ser menos confiável para representar os fenômenos da contração muscular (MAFFIULETTI et al., 2016), devendo ser utilizada com cautela. De qualquer modo, todos os estudos anteriores foram unânimes ao observar maiores valores de TPF nas contrações realizadas sob a instrução “o mais rápido possível”, tanto ao comparar com a instrução “o mais forte possível” (BEMBEN, CLASEY e MASSEY, 1990; CHRIST et al., 1993) quanto ao comparar com a instrução “o mais rápido e forte possível” (BEMBEN, CLASEY e MASSEY, 1990; SAHALY et al., 2001; SAHALY et al., 2003). Esses resultados não foram confirmados no presente estudo. Apesar do comportamento dos valores médios nas instruções “o mais rápido possível” ter sido semelhante ao da instrução “o mais rápido possível”, a variabilidade foi maior nas repetições instruídas somente para a velocidade.

O fato de no presente estudo não ter sido observada diferença de TPF absoluta nos intervalos de 0 a 150, 0 a 200, 0 a 250 e 0 a 300 ms entre as diferentes formas de instrução é compreensível tendo em vista que também consideram o incremento do torque produzido nos instantes iniciais da contração. Mas quando a TPF é calculada somente levando em consideração a fase tardia, intervalo de 150 a 300 ms, foi possível identificar maiores valores de TPF nas instruções instruídas somente

para a força. Tais resultados indicam para a contribuição da força máxima para esse período da TPF. Isso se confirma na observação dos resultados da TPF normalizada pela força máxima. Mesmo que os efeitos da força máxima sejam reduzidos após a normalização, a TPF no intervalo de 150 a 300 ms continua a apresentar maiores valores nas repetições instruídas pela expressão “o mais forte possível” do que nas demais condições. Já a TPF normalizada, com a redução dos efeitos da força muscular, evidenciou a maior velocidade de contração nos intervalos 0 a 150, 0 a 200, 0 a 250 e 0 a 300 ms das repetições sob a instrução “o mais rápido e forte possível” e nos intervalos 0 a 150, 0 a 200 e 0 a 250 ms das repetições sob a instrução “o mais rápido possível” do que a do que a instrução “o mais forte possível”.

Este foi o primeiro estudo a analisar o efeito de diferentes instruções sobre a TPF e o impulso contrátil em diferentes intervalos de tempo, ao longo dos primeiros 300 ms da contração muscular. A partir da observação da produção de força (em especial a TPF e o impulso contrátil) nas diferentes instruções podem-se identificar diferentes estratégias dependentes da instrução. Nas repetições instruídas para a velocidade e força, a estratégia foi incrementar a força produzida já nos primeiros 100 ms de contração. Nas repetições instruídas para a força a estratégia foi incrementar lentamente e somente intensificar a produção de força após os primeiros 150 ms de contração para atingir o pico de torque.

A terceira hipótese do estudo foi parcialmente aceita tendo em vista que não foram observadas diferenças na taxa de ativação neuromuscular em virtude das diferentes instruções. Entretanto, foi possível identificar diferenças no impulso da ativação neuromuscular nos intervalos iniciais da contração dos músculos *vastus lateralis*, *vastus medialis* e *rectus femoris* dependente da instrução.

De forma geral, os menores valores de impulso da ativação dos três músculos avaliados observados nos intervalos iniciais das contrações sob a orientação “o mais forte possível” quando comparadas as demais instruções explicam os menores valores de TPF e impulso contrátil encontrados no período correspondente. Esses resultados corroboram com os relatos no estudo de Sahaly et al. (2003) que observaram maior impulso da ativação dos músculos agonistas (*vastus medialis* e *vastus lateralis*) associados a maior velocidade de contração nos intervalos iniciais (até atingir 25% da força máxima). Além disso, vem ao encontro do que tem sido discutido na literatura em relação a maior contribuição dos aspectos neurais nos intervalos iniciais da TPF

(AAGAARD et al., 2002; SAHALY et al., 2003; ANDERSEN e AAGAARD, 2006; CASEROTTI et al., 2008).

Ao observar ainda o efeito das diferentes instruções sobre o impulso da ativação dos três músculos avaliados, os resultados apontam para um comportamento diferenciado do músculo *rectus femoris* em relação aos demais. O efeito das diferentes instruções neste músculo se mostrou evidente em quase todos os intervalos de tempo analisados. Maior impulso de ativação deste músculo foi observado nas repetições orientadas pela instrução “o mais rápido possível” e “o mais rápido e forte possível” do que na “mais forte possível”. Nos músculos *vastus medialis* e *vastus lateralis* foi observado efeito das diferentes instruções sobre o impulso da ativação somente em alguns intervalos iniciais da contração (i.e. 0 a 30 e 0 a 100ms), indicando menor incremento e magnitude da ativação muscular sob a instrução “o mais forte possível”, mas não sistematicamente.

Barry, Riek e Carson (2005) e Barry, Warman e Carson (2005) relataram maior efeito do treinamento sobre o aumento da ativação em músculos biarticulares do que em monoarticulares. Diferenças no comportamento da ativação muscular entre o *vastus medialis*, *rectus femoris* e *vastus lateralis* ao longo da contração muscular foram também observadas por Aagaard et al. (2002). Tais diferenças podem ser justificadas pelas características morfológicas do músculo *rectus femoris* em relação ao *vastus medialis* e *vastus lateralis*. Os diferentes músculos que formam o quadríceps por apresentarem características específicas como comprimento e ângulo de penetração de fascículo e pelo número de articulações que perpassam podem contribuir de formas diversas para a produção de força e devem apresentar um padrão de contração muscular específico (AAGAARD et al., 2002; BLAZEVIICH, GILL e ZHOU, 2006; ANDO et al., 2016). Sendo assim, parece importante o monitoramento dos diferentes músculos extensores de joelho ao realizar-se análises da ativação muscular para que sejam representativas do comportamento do quadríceps.

A última hipótese do presente estudo foi parcialmente aceita. Foi observado efeito das diferentes instruções sobre a velocidade de encurtamento do fascículo tanto no intervalo de 0 a 300 ms quanto de 0 até o pico de torque ocorrer. Entretanto, somente foi possível identificar diferença na velocidade de encurtamento de fascículo entre as repetições realizadas sob a instrução “o mais rápido possível” em relação às repetições sob a instrução “o mais forte possível” e “o mais rápido e forte possível” no intervalo de tempo decorrido entre o início da contração e o pico de torque. A maior velocidade de encurtamento de

fascículo nas repetições orientadas pelas expressões que envolvem o comando de força, “o mais forte possível” e “o mais rápido e forte possível”, no intervalo que compreende o início da contração até o momento em que o pico de torque ocorre, é justificada pela importância da velocidade de encurtamento das fibras muscular para a produção de força. A interdependência entre capacidade de produção de força e velocidade de encurtamento de fibras musculares é bastante conhecida e foi descrita primeiramente por Hill, (1938). Já a interdependência entre velocidade de encurtamento de fascículo e a força produzida pelos extensores de joelho *in vivo* foi apresentada por Fontana, Roesler e Herzog (2014) ao investigar o comportamento do fascículo e da unidade musculotendinea durante movimentos isocinéticos em diferentes velocidades angulares.

Em razão da resolução do sistema de ultrassonografia utilizado, não foi realizada a análise da velocidade de encurtamento do fascículo em intervalos menores do que 300 ms. Por esse motivo, não foi possível discutir os resultados dessa variável em relação à produção de torque nos intervalos iniciais da contração muscular. De qualquer modo investigar a velocidade com que os fascículos musculares encurtam durante a contração voluntária máxima sob diferentes instruções traz maiores subsídios para a discussão da instrução mais adequada para a análise da TPF.

Os resultados da velocidade de encurtamento do fascículo no intervalo de 0 a 300 ms vêm ao encontro dos resultados de TPF (N.m), impulso contrátil e impulso da ativação discutidos anteriormente, tendo em vista que todos demonstraram não sofrer interferência das diferentes formas de instrução. Pôde-se observar especial concordância com o padrão das médias de TPF absoluta e de impulso da ativação do músculo *vastus lateralis* que apresentaram comportamentos semelhantes entre as diferentes instruções (“o mais rápido possível” < “o mais forte possível” < “o mais rápido e forte possível”).

Aspectos metodológicos como forma de familiarização, forma de determinação do início de cada repetição do teste, ausência de *feedback* visual devem ser também levados em conta ao interpretar os resultados do presente estudo. A escolha pela familiarização somente no dia do teste, teve como objetivo evitar planejamento prévio da condução do teste por parte dos voluntários. De qualquer forma, acredita-se que este fato não deva justificar os maiores valores de variáveis como tempo para a ocorrência do pico de torque, tendo em vista que outros estudos da mesma natureza como o de Bembem, Clasey e Massey (1990) não realizaram repetições de familiarização e apresentaram menor tempo de

ocorrência de pico de torque (i.e. 800e 1.100 ms em média durante repetições orientadas pelas instruções “o mais rápido possível” e “o mais rápido e forte possível”). Entretanto a familiarização dos voluntários com o estímulo visual utilizado para a determinação do teste deve ser um aspecto considerado. É possível que outras formas de determinação de início de contração como estímulo auditivo fosse mais usual para testes de força.

## 5.2 ESTUDO 2

O presente estudo teve como objetivo descrever o comportamento da curva torque tempo, da ativação muscular e das variáveis de arquitetura muscular durante contrações voluntárias máximas isométricas realizadas sob a instrução “o mais rápido e forte possível”. Como o objetivo do teste foi a avaliação da produção de força explosiva, foram seguidos especiais cuidados metodológicos com a familiarização da tarefa e *feedback* visual, conforme discutido por Maffiuletti et al. (2016). Desta forma, para este estudo foi realizada uma sessão de familiarização na semana anterior ao teste, e adicionalmente algumas repetições de familiarização no dia do teste, instantes antes do mesmo. E *feedback* visual foi oferecido tanto durante a familiarização quanto durante o teste, sendo utilizado como forma de enfatizar as características da curva torque-tempo para a produção de força explosiva.

O pico de torque no presente estudo ocorreu somente a partir dos 500 ms iniciais da contração muscular. Esses valores são semelhantes aos relatados por Thorstensson et al. (1976), que observaram a força máxima sendo atingida a partir dos 600 ms iniciais da contração voluntária máxima isométrica. Entretanto, os valores médios do tempo para atingir o pico de torque encontrados no presente estudo foram menores do que os encontrados no estudo supracitado ( $1.934 \pm 1.141$  ms) nas repetições orientadas sob a mesma instrução “o mais rápido e forte possível”. Tal fato pode ser justificado pelo nível de atividade física dos sujeitos avaliados e aspectos metodológicos como a sessão extra de familiarização realizada pelo menos 24 horas antes do teste, a inclusão do *feedback* visual, o início do teste determinado por comando verbal e motivação verbal durante toda a contração muscular para a realização do esforço máximo também podem ter promovido melhores resultados.

A partir do comportamento da TPF pico e em diferentes intervalos de tempo foi possível observar que a maior velocidade de incremento do torque ocorreu no intervalo entre 50 e 100 ms da contração muscular. Este comportamento foi também observado em jogadores de futebol de diferentes níveis (THOMPSON et al., 2013). No entanto, mais tardiamente do que relatado por Aagaard et al. (2002). O mesmo ocorreu com a TPF normalizada no presente estudo, maiores valores foram observados no intervalo intermediário (do início da contração até o instante em que o torque correspondeu a 1/2 do pico de torque) em relação aos demais intervalos. Este tipo de comportamento foi observado por Aagaard et al. (2002) nas avaliações da capacidade de produção de força no período pré-treinamento. Após 14 semanas de treinamento de força muscular localizada os autores relataram um aumento significativo da TPF normalizada no intervalo inicial (1/6 da força máxima). Esse aumento na produção do torque nos instantes iniciais da contração muscular foi atribuído a incrementos no drive neural decorrentes do treinamento (AAGAARD et al., 2002).

Em relação a ativação muscular foi observado um comportamento semelhante entre os três músculos analisados ao longo do tempo no presente estudo. Maior taxa de ativação nos intervalos bem iniciais da contração muscular (0 a 30 ms) em relação aos intervalos seguintes, que seriam capazes de promover maior velocidade de contração muscular (SAHALY et al., 2003; MULDER et al., 2008). Este mesmo padrão foi observado por Aagaard et al. (2002) após 14 semanas de treinamento, nos mesmos músculos. A contribuição da ativação dos músculos agonistas para os intervalos iniciais da TPF foi demonstrada anteriormente por estudos que observaram associação entre esta variável e o controle neural por meio de contrações evocadas por eletroestimulação (ANDERSEN e AAGAARD, 2006), da análise do EMG (BARRY, RIEK e CARSON, 2005) e dos efeitos do treinamento de força em diferentes populações (AAGAARD et al., 2002, BARRY, WARMAN e CARSON, 2005). Todavia no presente estudo, mesmo os maiores valores de TPF tendo ocorrido no intervalo de 50 a 100 ms da contração muscular, os maiores valores de incremento da ativação muscular ocorreram nos intervalos bem iniciais da contração (0 a 30 ms).

Referente a variação na espessura muscular e no ângulo de penação de fascículo observada no presente estudo foi bem menor do que a relatada por Chauhan, Hamzeh e Cuesta-Vargas (2013) em jogadores de futebol semiprofissionais (25 a 31 mm e 18 e 25°, respectivamente) do repouso a contração voluntária máxima. Essa

característica pode ser justificada pelo protocolo de teste, ou seja, a velocidade de contração muscular. Enquanto as contrações do presente estudo eram focadas na produção de força máxima com o máximo de velocidade possível com duração 3 s, as contrações realizadas no estudo de Chauhan, Hamzeh e Cuesta-Vargas (2013) foram focadas somente em atingir um percentual (25, 50, 75 ou 100%) da força máxima com no mínimo 5 s de duração total. Considerando a propriedade muscular força-velocidade (Hill, 1938), pode-se inferir que contrações mais lentas possibilitariam maiores excursões dos fascículos e, conseqüentemente maior produção de força.

Fontana, Roesler e Herzog (2014) relataram menor contribuição do encurtamento do fascículo do músculo *vastus lateralis* do que do quadríceps como um todo (unidade musculotendinea) durante contrações voluntárias máximas isocinético em altas velocidades angulares (acima de  $240^{\circ}\cdot s^{-1}$ ). Indícios semelhantes a respeito do comportamento diferenciado dos fascículos durante contrações rápidas também foram apresentados anteriormente no músculo tibial anterior (REEVES e NARICI, 2003). O comprimento do fascículo foi maior na mesma posição angular durante contrações de maior velocidade angular. Apesar de durante as contrações voluntárias máximas isométricas voltadas para a velocidade teoricamente não ocorrer movimento articular, a contração muscular é mais veloz do que uma contração voluntária máxima focada na força. Sendo assim, as menores variações dos parâmetros de arquitetura muscular (comprimento do fascículo e espessura muscular) observadas no presente estudo podem ser em decorrência da maior velocidade de contração desta em relação às isometrias descritas por Chauhan, Hamzeh e Cuesta-Vargas (2013).

Outro fato a ser observado é o comportamento das variáveis de arquitetura muscular do repouso ao início da contração muscular. Uma redução na espessura muscular e no ângulo de penação no *onset* da ativação muscular e do torque em relação ao repouso, assim como um aumento no comprimento do fascículo nesses intervalos, pode ser indicativa de que ocorreu um contra movimento, gerado pelo alongamento do *vastus lateralis*, nos instantes que precederam a contração muscular (MAFFIULETTI et al., 2016). Apesar de ter sido um cuidado metodológico orientar o relaxamento do membro inferior testado antes do comando de início do teste e de terem sido desconsideradas repetições nas quais o sinal de torque indicava a presença de contra movimento, não se pode descartar esta hipótese.

Ao discutir os resultados do presente estudo, dois aspectos devem ser considerados. Primariamente, que este é um estudo exploratório que

tem como objetivo melhor compreender o comportamento de variáveis neuromusculares durante as contrações voluntárias máximas explosivas, que envolveu um número relativamente pequeno de observações (sujeitos) e que, portanto precisam ser mais bem investigadas. Ademais, a resolução do sistema de ultrassonografia utilizada pode envolver erros de até 27 ms a mais ou a menos em relação ao tempo de ocorrência dos fenômenos de morfologia muscular.

Dentre as perspectivas de novas investigações, sugere-se a inclusão da análise do comportamento do tendão para adicionar informações acerca da unidade musculotendínea e considerar a análise da arquitetura muscular de outros músculos do quadríceps (BLAZEVIČH, GILL e ZHOU, 2006).



## 6 CONCLUSÃO

A forma de instruir assim como as orientações gerais para a realização do teste de força voluntária máxima isométrica são muito importantes e interferem nos resultados do teste, TPF e impulso do torque produzido. É essencial ter um protocolo sistematizado com orientações e expressões a serem utilizadas para a padronização do teste, conforme os objetivos da avaliação.

Os resultados de torque apresentados no Estudo 1 indicam que as repetições focadas na instrução “o mais rápido e forte possível” apresentaram sistematicamente maior velocidade nos intervalos iniciais da contração muscular durante contrações voluntárias máximas isométricas de extensores de joelho. Portanto a instrução “o mais rápido e forte possível” parece ser a mais indicada para a análise da TPF de extensores de joelho em testes de força máxima isométrica.

A observação da ativação muscular e da velocidade de encurtamento do fascículo ajuda a melhor compreender do comportamento do torque produzido. A maior velocidade e intensidade de ativação mensurada por meio do impulso da ativação dos diferentes músculos nos intervalos iniciais da contração parece ser determinante da maior capacidade de produzir força rapidamente. Enquanto que a maior velocidade de encurtamento do fascículo pode ser determinante da força máxima.

As variações da espessura muscular e do ângulo de penação e comprimento do fascículo observados durante as contrações voluntárias máximas isométricas explosivas foram menores das variações relatadas na literatura durante contrações voluntárias máximas isométricas. Maiores esforços são necessários para investigar o comportamento de tais variáveis de arquitetura muscular ao longo de contrações isométricas realizadas com diferentes velocidades.

Como perspectivas de investigações a respeito da metodologia dos testes de contrações voluntárias máximas isométricas voltados para a força explosiva, estudos envolvendo a forma de início do teste, visual, auditiva ou autodeterminada podem auxiliar na determinação de um protocolo mais adequado para os testes envolvendo contrações voluntárias máximas. No tocante a investigação dos fatores neuromusculares relacionados à produção de força, maiores esclarecimentos ainda são necessários. Acredita-se que a realização de estudos envolvendo a análise do encurtamento de fascículo e dos componentes passivos musculares em diferentes intervalos de tempo,

incluindo os intervalos iniciais da contração muscular, pode auxiliar a elucidar a contribuição destes para a TPF.

## REFERÊNCIAS

AAGAARD, P.; MAGNUSSON, P.; LARSSON, B.; KJAER, M., KRUSTRUP P. Mechanical Muscle Function, Morphology, and Fiber Type in Lifelong Trained Elderly. **Medicine Science Sports Exercise**, v. 39, n.11, p.1989-1996, 2007.

AAGAARD, P.; SIMONSEN, E.B.; ANDERSEN, J.L.; MAGNUSSON, P.; DYHRE-POULSEN. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal of Applied Physiology**, v.93, p.1318–1326, 2002.

ABE, T.; FUKASHIRO, S.; HARADA, Y.; KAWAMOTO, K. Relationship between sprint performance and muscle fascicle length in female sprinters. **Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science**, v.20, n.2, p.141-147, 2001.

ABE, T.; KUMAGAI, K.; BRECHUE, W.F. Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.32, n.6, p.1125-1129, 2000.

ALEGRE, L.M.; JIMENEZ, F.; GONZALO-ORDEN, J.M.; MARTÍN-ACERO, R; AGUADO, X. Effects of dynamic resistance training on fascicle length and isometric strength. **Journal of Sports Science**, v.24, n.5; p.501–508, 2006.

ANDERSEN, L.L.; AAGAARD, P. Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. **European Journal of Applied Physiology**, v.96, p.46–52, 2006.

ANDERSEN, L.L.; ANDERSEN, J.L.; ZEBIS, M.K.; AAGAARD, P. Early and late rate of force development: differential adaptive responses to resistance training? **Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports**, v.20, n.1, p.162-169, 2010.

ANDERSEN, L.L.; LARSSON, B.; OVERGAARD, H.; AAGAARD, P. Torque velocity characteristics and contractile rate of force development in elite badminton players. **European Journal of Sports Science**, v.7, n.3, p.127-134, 2007.

ANDO, R.; NOSAKA, K.; INAMI, T.; TOMITA, A.; WATANABE, K.; BLAZEVIČH, A.J.; AKIMA H. Difference in fascicle behaviors between superficial and deep quadriceps muscles during isometric contractions. **Muscle & Nerve**, v. 53, p. 797–802, 2016.

ANDO R., TANIGUCHI K., FUJIMIYA M., KATAYOSE M., AKIMA H. Validity of fascicle length estimation in the vastus lateralis and vastus intermedius using ultrasonography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, p. 214-220, 2014.

BAPTISTA, R.R.; VAZ, M.A. Arquitetura muscular e envelhecimento: adaptação funcional e aspectos clínicos; revisão da literatura. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 16, n. 4, p. 368-373, 2009.

BARONI, B.M.; GALVÃO, A.Q.; RITZEL, C.H.; DIEFENTHALER, F.; VAZ, M.A. Adaptações Neuromusculares de Flexores Dorsais e Plantares a Duas Semanas de Imobilização Após Entorse de Tornozelo. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 16, n. 5, p. 363-368, 2010

BARRY, B.K.; RIEK, S.; CARSON, R.G. Muscle coordination during rapid force production by young and older adults. **Journal of Gerontology**, v. 60, n. 2, p. 232-240, 2005.

BARRY, B.K.; WARMAN, G.E.; CARSON, R.G. Age-related differences in rapid muscle activation after rate of force development training of the elbow flexors. **Experimental Brain Research**, v. 162, p. 122–132, 2005.

BAZETT-JONES, D.M.; WINCHESTER, J.B.; MCBRIDE, J.M. Effect of potentiation and stretching on maximal force, rate of force development, and range of motion. **Journal of Strength Conditioning Research**, v. 19, n. 2, p. 421-426, 2005.

BEMBEN, M.G.; CLASEY, J.L.; MASSEY, B.H. The effect of rate of muscle contraction on force time curve parameters of male and female subjects. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 61, n. 1; p. 69-99, 1990.

BLAZEVIICH, A.J.; GILL, N.D.; ZHOU, S. Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. **Journal of Anatomy**, v. 209, p 289–310, 2006.

BLAZEVIICH, A.J.; HORNE, S.; CANNAPAN, D.; COLEMAN, D.R.; AAGAARD, P. Effect of contraction mode of slow-speed resistance training on the maximum rate of force development in the human quadriceps. **Muscle & Nerve**, v.38, p.1133–1146, 2008.

CASEROTTI, P.; AAGAARD, P.; LARSEN, J.B.; PUGGAARD, L. Explosive heavy-resistance training in old and very old adults: changes in rapid muscle force, strength and power. **Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports**, v.18, p.773–782, 2008.

CHAUHAN, B.; HAMZEH, M.A.; CUESTRA-VARGAS, A.I. Prediction of muscular architecture of the rectus femoris and vastus lateralis from EMG during isometric contractions in soccer players. **SpringerPlus**, v. 2, n. 548, 2013.

CHRIST, C.B.; BOILEAU, R.A.; SLAUGHTER, M.H.; STILLMAN, R.; CAMERON J. The Effect of Test Protocol Instructions on the Measurement of Muscle Function in Adult Women. **Journal of Orthopedic & Sports Physical Therapy**, v. 18, n. 3, p. 502-510, 1993.

CHRISTENSEN, P.A.; JACOBSEN, O.; WORIUUND, J.B.; MADSEN, T.; MULLER, C.; JENSEN, C.; et al. Changes in maximal muscle strength and rapid muscle characteristics after missions. **Military Medicine**, v.173, n.9, p.889-894, 2008.

CORVINO, R.B.; CAPUTO, F.; OLIVEIRA, A.C.; GRECO, C.C.; DENADAI, B.S. Taxa de desenvolvimento de força em diferentes velocidades de contrações musculares. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 15, n. 6, p. 428-431, 2009.

COUPPÉ, C.; SUETTA, C.; KONGSGAARD, M.; JUSTESEN, L.; HVID, L.G.; AAGAARD, P.; et al. The effects of immobilization on the mechanical properties of the patellar tendon in younger and older men. **Clinical Biomechanics**, v. 27, p. 949–954, 2012.

DEGEN, H.; ERSKINE, R.M.; MORSE, C.I. Disproportionate changes in skeletal muscle strength and size with resistance training and ageing. **Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions**, v.9, n.3, p.123-129, 2009.

DEIGHAN, M.A.; NEVILL, A.M.; MAFFULLI, N.; CHENG, J.C.Y.; GLEESON, N. Evaluation of knee peak torque in athletic and sedentary children. **Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica**, v. 43, n. 6, p. 484-490, 2009.

ELIAS, L.J.; BRYDEN, M.P.; BULMAN-FLEMING, M.B. Footedness is a better predictor than is handedness of emotional lateralization. **Neuropsychologia**, v. 36, n. 1, p. 37-43, 1998.

FITZSIMONS, D.P.; PATEL, J.R.; CAMPBELL, K.S.; MOSS, R.L. Cooperative Mechanisms in the Activation Dependence of the Rate of Force Development in Rabbit Skinned Skeletal Muscle Fibers. **Journal of General Physiology**, v. 117, n. 2, p. 133–148, 2001.

FONTANA, H.B.; ROESLER, H; HERZOG W. In vivo *vastus lateralis* force–velocity relationship at the fascicle and muscle tendon unit level. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, p.934–940, 2014.

FORTHOMME, B.; DVIR, Z.; CRIELAARD, J.M.; CROISIER, J.L. Isokinetic assessment of the shoulder rotators: a study of optimal test position. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v.31, p.227–232, 2011.

FUKUNAGA, F.T.; ICHINOSE, Y.; ITO, M.; KAWAKAMI, SENSHI. Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. **Journal of Applied Physiology**, v. 82, p. 354-358, 1997.

GABRIEL, D.A.; BASFORD, J.R.; AN, K.-N. The reversal of antagonists facilitates the peak rate of tension development. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, p. 342-346, 2001.

GILBERT, G.; LEES, A. Changes in the force development characteristics of muscle following repeated maximum force and power exercise. **Ergonomics**, v. 48, p. 1576 – 1584, 2005.

GRIMBY, L.; HANNERZ, J.; HEDMAN, B. The fatigue and voluntary discharge properties of single motor units in man. **Journal of Physiology**, v. 316, p. 545-54, 1981.

GRUBER, M.; GOLLHOFER, A. Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. **European Journal of Applied Physiology**, v.92, p.98–105, 2004.

GRUBER, M.; GRUBER, S.B.H.; TAUBE, W.; SCHUBERT, M.; BECK, S.C.; GOLLHOFER, A. Differential effects of ballistic versus sensorimotor training on rate of force development and neural activation in humans. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 21, n. 1, p. 274-282, 2007.

GURJÃO, A.L.; GOBBI, L.T.; CARNEIRO, N.H.; GONÇALVES, R.; DE MOURA, F.R.; CYRINO, E.S., et al. Effect of strength training in Rate of Force Development in Older Women. **Research Quarterly for Exercise & Sport**, v. 83, n. 2, p. 268-275, 2012.

HILL, A.V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. **Proceedings of Royal Society of Biomechanics**, v.126, p. 136-195, 1938.

HOLT, N.C.; WAKELING, J.M.; BIEWENER, A.A. The effect of fast and slow motor unit activation on whole-muscle mechanical performance: the size principle may not pose a mechanical paradox. **Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences**, v. 281, n. 1783, p. 1 - 6, 2014.

HOLTERMANN, A.; ROELEVELD, K.; ENGSTROM, M.; SAND, T. Enhanced H-reflex with resistance training is related to

increased rate of force development. **European Journal of Applied Physiology**, v. 101, p. 301–312, 2007a.

HOLTERMANN, A.; ROELEVELD, K.; VEREIJKEN, B.; ETTEMA, G. The effect of rate of force development on maximal force production: acute and training-related aspects. **European Journal of Applied Physiology**, v.99, p.605–613, 2007b.

IZQUIERDO, M.; AGUADO, X.; GONZALEZ, R.; LOPEZ, J.L.; HAKKINEN, K. Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. **European Journal of Applied Physiology**, v. 79, p. 260 – 267, 1999.

JENSEN, R.L.; WILLIAM, P.E. Quantifying plyometric intensity via rate of force development, knee joint, and ground reaction forces. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 21, n. 3, p. 763-767, 2007.

JORDAN, M.J.; AARGAARD, P. HERZOG, W. Rapid Hamstrings/Quadriceps Strength in ACL-Reconstructed Elite Alpine Ski Racers. **Medicine & Science in Sports & Exercised**, v. 47, n. 1, p. 109-119, 2015.

KARASEL, S.; AKPINAR, B.; GÜLBAHAR, S.; BAYAR, M.; EL, O.; PINAR, H.; TATARI, H.; KARAOGLAN, O.; AKALIN, E. Clinical and functional outcomes and proprioception after a modified accelerated rehabilitation program following anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autograft. **Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica**, v. 44, n. 3, p. 220-228, 2010.

KAWAKAMI, Y.; ABE, T.; KUNO, S-Y.; FUKUNAGA, T. Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. **European Journal of Applied Physiology**, v. 72; p. 37-43, 1995.

KAWAKAMI, Y.; FUKUNAGA T. New insights into in vivo human skeletal muscle function. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 34, n. 1, p. 16–21, 2006.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; KAWAKAMI, Y.; FUKUNAGA, T. Influences of repetitive muscle contractions with different modes on tendon elasticity in vivo. **Journal of Applied Physiology**, v.91, n.1, p.277–282, 2001b.

KUBO, K.; TESHIMA, T.; IKEBUKURO, T.; HIROSE, N.; TSUNODA, N. Tendon properties and muscle architecture for knee extensors and plantar flexors in boys and men. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 5, p. 506–511, 2014.

KUMAGAI, K.; ABE, T; BRECHUE, W.F.; RYUSHI, T.; TAKANO, S.; MIZUNO, M. Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. **Journal of Applied Physiology**, v.88, n.3, p.811–816, 2000.

LEBRUN, C.M.; PETIT, M.A.; MCKENZIE, D.C.; TAUNTON, J.E.; PRIOR, J.C. Decreased maximal aerobic capacity with use of a triphasic oral contraceptive in highly active women: a randomised controlled trial. **Brazilian Journal of Sports Medicine**, v.37, n.4, p.315-20, 2003.

MAFFIULETTI N.A.; AAGAARD P.; BLAZEVIK, A.J.; FOLLAND, J.; TILLIN, N.; DUCHATEAU, J. Rate of force development: physiological and methodological considerations. **European Journal of Applied Physiology**, v. 116, n. 6, p.1091-1116, 2016.

MAFFIULETTI, N.A.; BIZZINI, M.; WIDLER, K.; MUNZINGER, U. Asymmetry in Quadriceps Rate of Force Development as a Functional Outcome Measure in TKA. **Clinical Orthopedic and Related Research**, v. 468, p.191-198, 2010.

MAGNUSSON, S.P. NARICI, M.V. MAGANARIS, C.N. KJAER, M. Human tendon behaviour and adaptation, in vivo. **Journal of Physiology**, v. 586, n.1, p. 71–81, 2008.

MAISETTI, O.; SASTRE, J.; LECOMPTE, J.; PORTERO, P. Differential effects of an acute bout of passive stretching on maximal voluntary torque and the rate of torque development of the

calf muscle-tendon unit. **Isokinetics and Exercise Science**, v.15, p.11–17, 2007.

MULDER, E.R.; GUERRITS, K.H.L.; RITTWEGER, J.; FELSEMBERG, D.; STEGEMAN, D.F.; HAAN, A. Characteristics of fast voluntary contractions and electrically evoked isometric knee extension during 56 days of bed rest with and without exercise countermeasure. **European Journal of Applied Physiology**, v. 103, p. 431–440, 2008.

NARICI, M. Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.9, p. 97–103, 1999.

O'BRIEN, T.D.; REEVES, N.D.; BALZOPoulos, V.; JONSE, D.A.; MAGANARIS, C.N. Mechanical Properties of the patellar tendo in adults and children. **Journal of Biomechanics**, v. 43, p. 1190-1195, 2010.

OLIVEIRA, A.S.; CORVINO, R.B.; CAPUTO, F.; AAGAARD, P.; DENADAI, B.S. Effects of fast-velocity eccentric resistance training on early and late rate of force development. **European Journal of Sport Science**, v. 16, n. 2, p. 199-205, 2016.

PARK, J.-H.; STELMACH J.E. Effect of combined variation of force amplitude and rate of force development on the modulation characteristics of muscle activation during rapid isometric aiming force production. **Experimental Brain Research**, v. 168; p. 337–347, 2006.

PEREIRA, M.P.; GONÇALVES, M. Muscular coactivation (CA) around the knee reduces power production in elderly women. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v.52, n.3, p.317-321, 2011.

PIVA, S.R.; TEIXEIRA, P.E.P.; ALMEIDA, G.J.M.; GIL, A.B.; DIGIOIA, A.M.; LEVISON, T.J.; FITZGERALD, G.K. Contribution of hip abductor strength to physical function in patients with total knee arthroplasty. **Physical Therapy**, v. 91, p. 225–233, 2011.

REEVES, N.D.; NARICI, M.V. Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. **Journal of Applied Physiology**, v. 95, p. 1090–1096, 2003.

REEVES, N.D.; NARICI, M.V.; MAGANARIS, C.N. In vivo human muscle structure and function: adaptations to resistance training in old age. **Experimental Physiology**, v. 89, n. 6, p. 675-689, 2004.

RICARD, M.D.; UGRINOWITSCH, C.; PARCELL A.C.; HILTON S.; RUBLEY M.D.; SAWYER R.; POOLE C.R. Effects of Rate of Force Development on EMG Amplitude and Frequency. **International Journal of Sports Medicine**, v. 26, p. 66-70, 2005.

RUAS, G.; URQUIZO, W.E.C.; ABDALLA, G.K.; ABRAHÃO D.P.S.; CARDOSO, F.A.G.; PINHEIRO, P.S.; JAMAMI, M. Relação das forças musculares com as atividades da vida diária e qualidade de vida em indivíduos com doença pulmonar obstrutiva crônica. **Fisioterapia em Movimento**, v. 29, n. 1, p. 79-86, 2016.

SAHALY, R.; VANDEWALLE, H.; DRISS, T.; MONOD, H. Maximal Force and rate of force development: importance of instruction. **European Journal of Applied Physiology**, v. 85, p. 343-350, 2001.

SAHALY, R.; VANDEWALLE, H.; DRISS, T.; MONOD, H. Surface electromyograms of agonist and antagonist muscles during force development of maximal isometric exercises – effects of instruction. **European Journal of Applied Physiology**, v. 89, p. 79-84, 2003.

SENIAM - Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. [Internet]. Acesso em 21 de Janeiro de 2014. Disponível em: <http://www.seniam.org/>.

STONE, M.H.; SANDS, W.A.; CARLOCK, J.; CALLAN, S.; DICKIE, D.; DAIGLE, K. et al. The importance of isometric maximum Strength and peak rate-of-force development in sprint cycling. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 18, n. 4, p. 878-884, 2004.

SUETTA, C.; AAGAARD, P.; ROSTED, A.; JAKOBSEN, A.K.; DUUS, B.; KJAER, M.; et al. Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. **Journal of Applied Physiology**, v. 97, p. 1954–1961, 2004.

THOMPSON, B.J.; RYAN, E.D.; SOBOLEWSKI, E.J.; SMITH, D.B.; CONCHOLA, E.C.; AKEHI, K.; et al. Can maximal and rapid isometric torque characteristics predict playing level in division I American Collegiate Football players? **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 27, n. 3, p. 655–661, 2013.

THORSTENSSON, A.; KARLSSON, J.; VIITASALO, J.H.; LUHTANEN, P.; KOMI, P.V. Effect of strength training on EMG of human skeletal muscle. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 98, p. 232–236, 1976.

TSAOUSIDIS, N.; FREIVALDS, A. Effects of gloves on maximum force and the rate of force development in pinch, wrist flexion and grip. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 21; p. 353—360, 1998.

WATSFORD, M.; DITROILO, M.; FERNANDEZ-PENÃ, E.; D'AMEN, G.; LUCERTINI, F. Muscle stiffness and rate of torque development during sprint cycling. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 42, n. 7, p. 1324-1332, 2010.

WAUGH, C.M.; KORFF, T.; FATH, F.; BLAZEVIČH, A.J. Rapid force production in children and adults: mechanical and neural contributions. **Medicine Science in Sports Exercise**, v. 45, n. 4, p. 762-771, 2013.

WICKIEWICZ, T.L.; ROY, R.R.; POWELL, P.L.; EDGERTON, V.R. Muscle architecture of the human lower limb. **Clinical Orthopaedics Related Research**. v. 179, p. 275-83, 1983.

ZEBIS, M.K.; ANDERSEN, L.L.; ELLINGSGAARD, H.; AAGAARD, P. Rapid hamstring/quadriceps force capacity in male vs. female elite soccer players. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 25, n. 7, p. 1989–1993, 2011.

## **APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido**

Você está sendo convidado como voluntário a participar da pesquisa: “Fatores neuromusculares e musculotendíneos intervenientes na taxa de produção de força em atletas de modalidades de potência e de resistência muscular”.

**A JUSTIFICATIVA, OS OBJETIVOS E OS PROCEDIMENTOS:** O motivo que nos leva a estudar o assunto é que a taxa de produção de força (TPF) é uma importante informação que tem sido muito utilizada para avaliar a capacidade de produzir força rápida em diferentes populações. Sabemos que quanto mais rápido uma pessoa consegue produzir força, maior é a sua capacidade de reagir a situações inesperadas e, no esporte, melhor será o seu desempenho. Mas os fatores que interferem na TPF ainda não são claros o bastante. Acreditamos que se compreendermos melhor os fatores que interferem na TPF de atletas com diferentes características, será possível melhor utilizar esta informação para avaliar e orientar o treinamento de força. Por isso, o objetivo desse projeto é compreender o quanto a capacidade do sistema nervoso de controlar a contração dos músculos, o formato dos músculos da região anterior da coxa e a rigidez do seu tendão interferem na TPF de atletas especializados em provas de potência (velocidade) e em provas de resistência (longa duração).

Os procedimentos de coleta de dados acontecerão em duas visitas ao laboratório. No primeiro dia serão feitas algumas perguntas com o objetivo de (1) identificar o seu membro inferior preferido (de apoio); (2) verificar se você já teve lesões em ossos, músculos ou articulações ou tem alguma doença neurológica que possa interferir nos resultados dos testes ou vir a lhe causar desconforto durante o teste; (3) buscar informações sobre a o seu treinamento e sua experiência em competições esportivas. No final desta visita você fará a simulação dos testes de força muscular para preparar você para os testes que serão realizados no segundo dia.

No segundo dia serão realizadas medidas da sua estatura, da sua massa corporal e dos seus membros inferiores. Logo em seguida você será convidado a deitar em decúbito dorsal (de barriga para cima) em uma maca onde, com o uso de um aparelho de ultrassonografia, serão gravadas imagens dos músculos da parte anterior da sua coxa. Para tanto será utilizado o cabeçote do aparelho com um pouco de gel a base de

água com o objetivo de melhorar o contato deste com a sua pele. Para coletar as imagens você não sentirá dor ou qualquer desconforto, apenas a umidade, textura e temperatura do gel (ambiente).

Como forma de preparação para a segunda parte do teste será utilizado um aparelho de barbear descartável, que somente será utilizado em você. Serão retirados os pelos de quatro regiões da sua coxa, cada uma delas medindo aproximadamente 4 cm de comprimento por 3 cm de largura. Em seguida, nas mesmas regiões, será esfregado um algodão com álcool. O objetivo desses dois procedimentos é preparar a sua pele para a colocação de adesivos, semelhantes dos que se utiliza em exames de eletrocardiograma, que captarão o sinal dos seus músculos durante o teste.

Você será convidado a realizar 5 minutos de aquecimento pedalando em uma bicicleta ergométrica, sem resistência. Sentado na cadeira de um equipamento que medirá força que você fará em dois testes: (1) um teste com força progressiva, onde você deverá fazer força para estender o joelho começando lentamente do zero até a máxima força possível, na qual com o mesmo cabeçote do aparelho de ultrassonografia posicionado na frente do seu joelho para medir o movimento do seu tendão; (2) teste no qual será solicitado que você realize a maior quantidade de força para estender o seu joelho o mais rápido possível assim que você ver uma luz na sua frente acender. Nos dois testes você receberá todas as orientações necessárias e poderá realizar algumas repetições para entender bem o teste. Será solicitado que você realize três tentativas, com intervalos de 2 minutos de recuperação entre cada teste. No final dos testes serão realizados exercícios de alongamento de membros inferiores com o objetivo de evitar ou reduzir efeitos tardios dos testes de força.

**DESCONFORTOS E RISCOS E BENEFÍCIOS:** O primeiro desconforto implicado no teste será que o segundo dia de coleta de dados durará aproximadamente 3 horas. Além disso, como você realizará testes de força máxima, apesar de serem de curta duração, você poderá sentir dor muscular ou articular nas primeiras 24 horas após o teste. Os procedimentos de retirada dos pelos e de limpeza da pele, apesar de contarem com cuidados de assepsia e higiene, algumas vezes provocam irritações leves (pele rosada no local onde foram colados os adesivos) que são observadas no final do teste em pessoas com maior sensibilidade. No entanto estas reações costumam passar em poucas

horas e não costumam desencadear maiores problemas. Existe um desconforto e risco mínimo para você que se submeter à coleta dados, sendo que se justifica pela possibilidade de você receber informações importantes sobre sua capacidade de produção de força, que serão encaminhadas em forma de laudo.

**FORMA DE ACOMPANHAMENTO E ASSINTÊNCIA:** Caso você apresente algum déficit em sua capacidade de produção de força detectado durante os testes você e seu preparador físico receberão orientações para utilizar as informações do teste como orientação para o seu treinamento.

**GARANTIA DE ESCLARECIMENTO, LIBERDADE DE RECUSA E GARANTIA DE SIGILO:** Você será esclarecido sobre a pesquisa em qualquer aspecto que desejar. Você é livre para recusar-se a participar, retirar seu consentimento ou interromper a participação a qualquer momento. A sua participação é voluntária e a recusa em participar não irá acarretar qualquer penalidade ou perda de benefícios.

Os pesquisadores irão tratar a sua identidade com padrões profissionais de sigilo. Os resultados dos testes serão enviados para você e permanecerão confidenciais. Seu nome ou o material que indique a sua participação não será liberado sem a sua permissão. Você não será identificado em nenhuma publicação que possa resultar deste estudo. Uma cópia deste consentimento informado será arquivada no laboratório e outra será fornecida a você.

**CUSTOS DA PARTICIPAÇÃO, RESSARCIMENTO E INDENIZAÇÃO POR EVENTUAIS DANOS:** A participação no estudo não acarretará custos para você e não será disponibilizada nenhuma compensação financeira adicional.

#### **DECLARAÇÃO DO PARTICIPANTE**

Eu, \_\_\_\_\_ fui informado dos objetivos da pesquisa acima de maneira clara e detalhada e esclareci minhas dúvidas. Sei que em qualquer momento poderei solicitar novas informações e motivar minha decisão se assim o desejar. O professor orientador Antônio Renato Pereira certificou-me de que todos os dados desta pesquisa serão confidenciais.

Também sei que caso existam gastos adicionais, estes serão absorvidos pelo orçamento da pesquisa. Em caso de dúvidas poderei chamar a

estudante Aline Cavalheiro Tamborindeguy ou o professor orientador Antônio Renato Pereira no telefone (48) 37218530 ou (48) 96306722. Caso seja necessário ainda poderei entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEPSES/SC) pelo telefone (48) ou 3212-1660, ou (48) 3212-1644 ou e-mail: cepses@saude.sc.gov.br.

Declaro que concordo em participar desse estudo. Recebi uma cópia deste termo de consentimento livre e esclarecido e me foi dada a oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas.

---

Nome	Assinatura do Participante	Data
------	----------------------------	------

---

Nome	Assinatura do Pesquisador	Data
------	---------------------------	------

---

Nome	Assinatura da Testemunha	Data
------	--------------------------	------

.

## APÊNDICE B - Subject informed consent

STUDY TITLE: **NEUROMUSCULAR AND MUSCULAR TENDINOUS ASPECTS INTERFERING IN THE KNEE EXTENSORS MAXIMAL VOLUNTARY ISOMETRIC CONTRACTION OF ENDURANCE AND SPEED ATHLETES.**

PRINCIPAL INVESTIGATOR: **DR. WALTER HERZOG**

STUDY ETHICS ID: **REB15-1135**

**Research Project Title:** Force during maximal contractions of the muscles of the knee.

**Investigator(s):** Walter Herzog and Aline Tamborindeguy

This consent form, a copy of which has been given to you, is part of the process of informed consent. It should give you the basic idea of what the research is about and what your participation will involve. If you would like more detail about something mentioned here, or information not included here, you should feel free to ask. Please take the time to read this carefully and to understand any accompanying information.

**Purpose:** The purpose of this experiment is to obtain information concerning neuromuscular and muscular tendon aspects in the beginning of the maximal voluntary isometric contractions.

**Explanation of subject's involvement:** you will be asked to attend one familiarization and one testing session of approximately 40 minutes and 1 hour and 30 min each one. During the test session, you will perform several maximal isometric contractions with one of your knees. Maximum contractions will be achieved by your voluntary effort.

The electrical activity of your muscles will be measured by using surface electromyographical (EMG) electrodes on selected muscles (*vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris and, biceps femoris*). To do this, disposable electrodes will be adhered to your skin. Before that, in order to prepare the skin to electrodes placement, hair and dead skin cells will be taken off using disposable razor and cotton with alcohol. No penetration of the skin by needles is required.

During these test muscle force will be measured from the Biodex machine (an isokinetic dynamometer). Hip, knee and ankle straps will

ensure that all torque measured through the dynamometer is generated from the knee muscles.

To analyze the patellar tendon properties measuring torque on the dynamometer and estimating tendon length is necessary. The ultrasound probe will be placed over the patellar tendon to measure its length and thickness during rest. And then you will be asked to progressively contract your knee extensors muscles till a maximal voluntary contraction and tendon excursion will be measured. This procedure will be repeated three times to ensure accurate measurements. Two knee flexors maximal voluntary contractions will be also necessary to estimate the knee extensor torque.

After that the ultrasound probe will be placed over the *vastus lateralis* of your preferred leg. On obtaining a clear image of the muscle fascicles the subjects will be asked to perform a sub maximal knee extension to ensure the image quality is sufficient throughout the range of motion. Once both the ultrasound images and the activation patterns are sufficient the subjects will perform three or four knee extensors maximal isometric voluntary contractions.

If part of your test you can be asked to do another test in the dynamometer, to measure your knee extensors and flexors muscles maximal power and fatigue index. The test will involve 40 repetitions of dynamics contractions (high angular velocity).

**Risks and discomforts:** There is a small chance of local inflammation from the EMG electrode gel and/or from the ultrasound gel. The risks involved are minimal. There is some potential for minor muscle strain from the maximal effort contractions of your muscles.

**Benefits expected:** This study will provide information on the muscle force in *in-vivo* human skeletal muscle. As such, this study provides basic scientific information on muscles and an understanding of the properties of muscles. There is no direct benefit to the subjects involved.

**Use of personal information:** information obtained during this research project is confidential. Your personal information will not be released without your written consent. This information, however, may be used for statistical analysis or scientific purpose with your right to privacy retained.

**Freedom of consent:** your signature on this form indicates that you have understood to your satisfaction the information regarding participation in the research project and agree to participate as a subject. In the event that you suffer injury or disease because of participating in this research, no treatment or compensation will be provided for you by the University or researchers. Your legal rights are preserved.

In no way does this waive your legal rights nor release the investigators, sponsors, or involved institution from their legal and professional responsibilities. You are free to withdraw from the study at any time. Your continued participation should be as informed as your initial consent, so you should free to ask for clarification or new information throughout your participation. If you have further questions concerning matters related to this research, please contact:

Walter Herzog (403) 220-8525 [whertzog@ucalgary.ca](mailto:whertzog@ucalgary.ca)

If you have any question concerning your rights as possible participant in this research, Please contact the Office of Medical Bioethics, Faculty of Medicine, University of Calgary, at

(403) 2207990

Participant's Name (please print)

---

Participant's Signature Date

---

Investigator and/or Delegate's Signature Date

---

Witness' Signature Date

---

A Copy of this Consent Form has been given to you to keep for your records and reference.





## ANEXO A - Parecer comitê de ética

SECRETARIA DE ESTADO DA  
SAÚDE DE SANTA  
CATARINA/SES



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** FATORES NEUROMUSCULOTENDÍNEOS INTERVENIENTES NA TAXA DE PRODUÇÃO DE FORÇA EM ATLETAS DE MODALIDADES DE POTÊNCIA E DE RESISTÊNCIA MUSCULAR.

**Pesquisador:** Antônio Renato Pereira Moro

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 37672814.1.0000.0115

**Instituição Proponente:** Universidade Federal de Santa Catarina

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 891.457

**Data da Relatoria:** 24/11/2014

#### Apresentação do Projeto:

FATORES NEUROMUSCULOTENDÍNEOS INTERVENIENTES NA TAXA DE PRODUÇÃO DE FORÇA EM ATLETAS DE MODALIDADES DE POTÊNCIA E DE RESISTÊNCIA MUSCULAR.

#### Objetivo da Pesquisa:

Verificar a contribuição do controle neuromuscular, dos aspectos morfológicos e das propriedades mecânicas musculotendíneas na taxa de produção de força de extensores do joelho em atletas especialistas em provas de velocidade e de resistência.

#### Objetivo Secundário:

Comparar a TPF (nos intervalos de 0 a 30 ms, 0 a 50 ms, 0 a 100 ms, 0 a 150 ms e 0 a 200 ms) dos extensores do joelho durante uma contração voluntária máxima isométrica (CVMI) de atletas especializados em provas de potencia e de resistência; Comparar a taxa de ativação muscular e o atraso eletromecânico dos músculos reto femoral, vasto lateral e vasto medial durante CVMI de atletas especializados em provas de potencia e de

**Endereço:** Rua Esteves Junior, 390, Andar Térreo - Biblioteca  
**Bairro:** Centro **Município:** FLORIANÓPOLIS **CEP:** 88.015-130  
**UF:** SC **E-mail:** cepses@saude.sc.gov.br  
**Telefone:** (48)3212-1660 **Fax:** (48)3212-1680

SECRETARIA DE ESTADO DA  
SAÚDE DE SANTA  
CATARINA/SES



Continuação do Parecer: 891.457

resistência; Comparar a espessura muscular, o ângulo de penação e o comprimento do fascículo dos quadríceps femoral de atletas especializados em provas de potencia e de resistência; Comparar a rigidez do tendão do quadríceps femoral de atletas especializados em provas de potencia e de resistência; Verificar se existe associação entre variáveis relacionadas ao controle neural, aspectos morfológicos e propriedades mecânicas musculotendíneas e a TPF em diferentes intervalos de tempo em de atletas especializados em provas de potencia e de resistência.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Tendo em vista que serão realizados testes de força isométrica com duração de, no máximo, 5 segundos, com intervalos de, no mínimo, 2 minutos de recuperação, o risco de um problema cardiovascular ou de lesão muscular ou articular é considerado muito baixo. Pode-se dizer que os riscos são os habituais ou até menores do que os que atleta costuma se expor durante uma sessão curta de treinamento. De qualquer forma os testes serão realizados por pessoas treinadas para este tipo de avaliação e treinadas para proceder em casos de emergência. Por fim, outro risco é o de reação alérgica no local dos eletrodos auto-adesivos. Em casos eventuais (CHRISTENSEN et al., 2008). Outros estudos utilizam a TPF para a melhor compreensão das alterações da capacidade de produção de força muscular durante o processo de maturação (WAUGH et al., 2013) ou envelhecimento humano (BARRY, RIEK e CARSON, 2005). Como consequência da crescente utilização dessa medida, surge a discussão a cerca da interferência de diferentes fatores como a força máxima e as propriedades musculares intrínsecas ou extrínsecas sobre a TPF (BARRY, RIEK e CARSON, 2005; WAUGH et al., 2013). Sabe-se que a potência máxima muscular depende basicamente de dois fatores: da habilidade de produzir força máxima e da velocidade de contração<sup>2</sup>. O primeiro fator está relacionado à quantidade de sarcômeros ativos em paralelo e, o segundo, à quantidade de sarcômeros ativos em série. Portanto, pode-se afirmar que a capacidade de desenvolver potência máxima é determinada pela morfologia muscular (i.e., área de secção transversa, ângulo de

**Endereço:** Rua Esteves Junior, 390, Andar Térreo - Biblioteca  
**Bairro:** Centro **CEP:** 88.015-130  
**UF:** SC **Município:** FLORIANÓPOLIS  
**Telefone:** (48)3212-1660 **Fax:** (48)3212-1680 **E-mail:** cepses@saude.sc.gov.br

SECRETARIA DE ESTADO DA  
SAÚDE DE SANTA  
CATARINA/SES



Continuação do Parecer: 891.457

penação das fibras musculares e composição das fibras musculares) e pelas propriedades elétricas do músculo (i.e., frequência de disparo das unidades motoras e coativação agonista-antagonista) (CASEROTTI et al., 2008). Dessa forma, torna-se evidente a necessidade de estudos que envolvam os diversos fatores que interferem na capacidade de produção de força. Sendo assim, conhecer a contribuição dos aspectos neurais e morfológicos e das propriedades mecânicas do tendão, a partir de medidas indiretas, na capacidade de geração de força rápida é de extrema importância para o melhor entendimento do fenômeno da contração neuromuscular. Além disso, a melhor compreensão dos determinantes da TPF em diferentes intervalos de tempo visa aprimorar a utilização da TPF como instrumento de medida capaz de gerar informações suficientes para orientar o treinamento físico direcionado tanto para o rendimento esportivo como para a prevenção de lesões. Os estudos in vivo encontrados na literatura utilizam metodologias distintas tanto para a análise da TPF quanto das demais variáveis envolvidas e ainda são segmentares, pois abordam aspectos isolados, ora aspectos morfológicos, ora aspectos neurais, ora aspectos mecânicos. Consequentemente, os estudos encontrados tornam-se inconclusivos quanto os fatores que contribuem para os diferentes instantes da TPF. Tamanho da Amostra no Brasil: 20 de hipersensibilidade na pele, tem sido observado irritação leve e temporária no local onde foram colocados os eletrodos.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

A seleção da amostra se dará de forma voluntária por conveniência, sendo convidados prioritariamente os atletas com projeção nacional e estadual.

Serão incluídos no estudo atletas que: (1) treinem habitualmente para sua modalidade e especialidade há pelo menos cinco anos; (2) participar de competições há pelo menos dois anos.

**Critério de Exclusão:**

Serão excluídos do estudo os atletas: (1) com lesão musculotendínea ou articular no membro inferior preferido nos últimos três meses; (2) com histórico de doenças neurológicas; (3) ou que apresentem déficit visual que interfiram na

Endereço: Rua Esteves Junior, 390, Andar Térreo - Biblioteca  
Bairro: Centro CEP: 88.015-130  
UF: SC Município: FLORIANÓPOLIS  
Telefone: (48)3212-1660 Fax: (48)3212-1680 E-mail: cepses@saude.sc.gov.br

SECRETARIA DE ESTADO DA  
SAÚDE DE SANTA  
CATARINA/SES



Continuação do Parecer: 891.457

realização dos testes de força máxima.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Apresentou todos os Termos de Apresentação obrigatórios.

**Recomendações:**

Nada a recomendar.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Recomendo a sua aprovação.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

O Colegiado CEP/SES-SC acata o parecer da relatoria.

FLORIANOPOLIS, 28 de Novembro de 2014

---

Assinado por:  
ELIANE MARIA STUART GARCEZ  
(Coordenador)

Endereço: Rua Esteves Junior, 390, Andar Térreo - Biblioteca  
Bairro: Centro CEP: 88.015-130  
UF: SC Município: FLORIANOPOLIS  
Telefone: (48)3212-1660 Fax: (48)3212-1680 E-mail: [cepses@saude.sc.gov.br](mailto:cepses@saude.sc.gov.br)

## ANEXO B - Parecer comité de ética



Conjoint Health Research Ethics Board (CHREB)  
 Research Services, University of Calgary  
 Main Floor, Energy Resources Research Building  
 3512 - 33 Street NW Calgary, AB T2L 2A6  
[resethic@ucalgary.ca](mailto:resethic@ucalgary.ca) | (403) 220-7990

## FORM 6: ANNUAL REPORT AND RENEWAL FORM

## Instructions:

1. Provide information only for the 12 months immediately prior to current anniversary date.
2. Do not aggregate data since start of study unless specifically requested
3. Do not include copy/copies of current consent forms
4. Submit electronically to [Annlrpt@ucalgary.ca](mailto:Annlrpt@ucalgary.ca)
5. Subject line to read: <Ethics ID #> Annual Report
6. [Annlrpt@ucalgary.ca](mailto:Annlrpt@ucalgary.ca) will generate an automatic response for your records
7. [Annlrpt@ucalgary.ca](mailto:Annlrpt@ucalgary.ca) will contact you for follow up if required within 5 working days.

Ethics ID #: 15396 ✓

Anniversary Date: October 2/2014

Submission Date: September 30, 2014

<b>Complete Research Protocol Title:</b> <b>The History Dependent Properties of Human Skeletal Muscle in Electrically Induced and Voluntary Contractions</b>	
<b>Principal Investigator:</b> Dr. W Herzog	<b>Signature:</b> <b>Date:</b> SEP 23 2014
<b>Coordinator: Tim Leonard</b>	<b>Signature:</b> <b>Date:</b>
<b>Telephone:</b>	<b>Email:</b> <a href="mailto:wherzog@ucalgary.ca">wherzog@ucalgary.ca</a>

## Within the current reporting period:

1. Has the research protocol closed to accrual?  
 If yes, when was it closed to accrual? Date (DD/MM/YY):  Yes  No
2. Has the research protocol closed to follow-up?  
 If yes, when was it closed to follow-up? Date (DD/MM/YY):  Yes  No  
 Total number of subjects on follow-up: Number: N/A
3. Has this study completely closed to all research activity?  Yes  No
4. If so, when was the study completely closed? Date (DD/MM/YY): N/A
5. If the study is continuing, what is the expected end date: Date (MM/YY): DEC 31, 2015
6. How many subjects did you expect to accrue? Number: 12
7. Have all modifications been reported?  Yes  No  N/A  
 (If no, contact the office immediately)
8. Have all complications been reported?  Yes  No  N/A  
 (If no, contact the office immediately)
9. Have all adverse events been reported?  Yes  No  N/A  
 (If no, contact the office immediately)
10. Have any subject withdrawn?  Yes  No  
 If yes, how many? Number: N/A

October 2012

Page 1 of 2 ✓

## 11. Number of subjects in last 12 months accrued by age and gender:

Age years	0-1	1-4	4-12	12-18	18-65	>65
Number of Male	0	0	0	0	25	0
Number of Female	0	0	00	0	9	0

## ANONYMOUS DATA COLLECTION

If your research method required anonymity, so that study subjects cannot be categorized by gender or age, check appropriate box: Anonymous:  Yes  No

AND

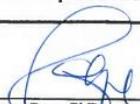
provide a total count of the number of subjects accrued into the study in the reporting period. N/A

## Total Summaries

12. Total number of subjects accrued since start of study: Number: 118
13. Total number of subjects withdrawn since start of study: Number: 0
14. Have there been any complaints?  
(If yes, please provide details)  Yes  No
15. Have the results been published/presented?  
(If yes, please provide details)  Yes  No

Thank you very much for the progress report on this protocol. As Chair of the Conjoint Health Research Ethics Board, University of Calgary, and the Affiliated Teaching institutions, I am pleased to advise you that ethical approval for this proposal has been extended to Oct 2, 2015. Please note that this approval is contingent upon strict adherence to the original protocol. Prior permission must be obtained from the Board for any contemplated modification(s) of the original protocol.

A progress report concerning this study will be required by Oct. 2, 2015.  
This request received full Board approval on Oct 16, 2014.  
Please accept the Board's best wishes for continued success in your research.

  
Stacy Page, PhD  
Chair, Conjoint Health Research Ethics Board

date

Oct 16, 2014

cc: Research Coordinator • Research Services

### ANEXO C - Inventário de Waterloo revisado

Orientações:

- Se você SEMPRE usa um pé para a atividade descrita, circule “Direita sempre” ou “Esquerda sempre”.
- Se você frequentemente (mas não sempre) usa o pé direito ou esquerdo, circule “Direita às vezes” ou “Esquerda às vezes”, respectivamente, de acordo com sua resposta. Se você usa ambos os pés, com a mesma frequência para a atividade descrita, assinale “As duas”.
- Por favor, imagine a realização da atividade e então marque a resposta. Se precisar, pare e realize o movimento.

1. Qual pé você usa p chutar uma bola que está parada na sua frente e alinhada com um alvo a sua frente?	Direita sempre	Esquerda sempre	As duas	Direita as vezes	Esquerda as vezes
2. Se você que ficar em um pé só, em qual ficaria?	Direita sempre	Esquerda sempre	As duas	Direita as vezes	Esquerda as vezes
3. Com qual pé vc costuma desenhar na areia da praia?	Direita sempre	Esquerda sempre	As duas	Direita as vezes	Esquerda as vezes
4. Se você tem que subir numa cadeira qual pé vc coloca 1º?	Direita sempre	Esquerda sempre	As duas	Direita as vezes	Esquerda as vezes
5. Com qual pé vc tenta matar um inseto rápido no chão?	Direita sempre	Esquerda sempre	As duas	Direita as vezes	Esquerda as vezes
6. Se vc tiver que ficar em pé sobre um trilho de trem, em um pé só, qual seria?	Direita sempre	Esquerda sempre	As duas	Direita as vezes	Esquerda as vezes
7. Se vc tiver que pegar uma bola de gude com os pés, qual escolheria?	Direita sempre	Esquerda sempre	As duas	Direita as vezes	Esquerda as vezes
8. Se vc tivesse que saltar em um pé só, qual seria?	Direita sempre	Esquerda sempre	As duas	Direita as vezes	Esquerda as vezes
9. Com qual pé vc ajudaria a	Direita	Esquerda	As	Direita	Esquerda

enterra um pé no solo?	sempre	sempre	duas	as vezes	as vezes
10. Quando ficamos parados em pé geralmente largamos mais o peso sobre uma das pernas. No seu caso, qual das pernas vc apoia mais o peso?	Direita sempre	Esquerda sempre	As duas	Direita as vezes	Esquerda as vezes
11. Alguma vez houve alguma razão que fez vc mudar sua preferencia para alguma das atividades descritas acima?	Sim	Não			
12. Alguma vez vc treinou uma das pernas para uma das em especial atividades descritas acima?	Sim	Não			
Se vc respondeu sim para as perguntas 11 e 12, por favor explique:					

Fonte: Elias, Bryden e Bulman-Fleming (1998)