



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

Bruno Monteiro de Moura

EFEITOS NEUROMUSCULARES AGUDOS E TARDIOS DO TREINAMENTO DE FORÇA RÁPIDA MUSCULAR EM IDOSOS: Uma referência especial a fatigabilidade em resposta ao volume de exercícios

Florianópolis-SC

2021

Bruno Monteiro de Moura

EFEITOS NEUROMUSCULARES AGUDOS E TARDIOS DO TREINAMENTO DE FORÇA RÁPIDA MUSCULAR EM IDOSOS: Uma referência especial a fatigabilidade em resposta ao volume de exercícios

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

Orientador: Prof. Fernando Diefenthaler, Dr.

Coorientadores: Prof.^a Kelly Mônica Marinho e Lima, Dr.^a e Prof. Simon Walker, Dr.

Florianópolis-SC

2021

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

Moura, Bruno Monteiro de
EFEITOS NEUROMUSCULARES AGUDOS E TARDIOS DO TREINAMENTO
DE FORÇA RÁPIDA MUSCULAR EM IDOSOS: : Uma referência
especial a fatigabilidade em resposta ao volume de
exercícios / Bruno Monteiro de Moura ; orientador,
Fernando Diefenthaler, coorientadora, Kelly Mônica Marinho
e Lima, coorientador, Simon Walker, 2021.
220 p.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Centro de Desportos, Programa de Pós-Graduação em
Educação Física, Florianópolis, 2021.

Inclui referências.

1. Educação Física. 2. Idosos. 3. Fadiga. 4. Treino de
potência. 5. Monitoramento. I. Diefenthaler, Fernando.
II. Lima, Kelly Mônica Marinho e . III. Walker, Simon IV.
Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós
Graduação em Educação Física. V. Título.

Bruno Monteiro de Moura

Efeitos neuromusculares agudos a tardios do treinamento de força rápida muscular em idosos: Uma referência especial a fatigabilidade em resposta ao volume de exercícios

O presente trabalho em nível de doutorado foi avaliado e aprovado por banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Carlos Ugrinowitsch, Dr.
Universidade de São Paulo – USP

Prof. Juliano Dal Pupo, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina – UFSC

Prof. Ricardo Dantas de Lucas, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina – UFSC

Certificamos que esta é a **versão original e final** do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de doutor em Educação Física pelo programa de Pós-graduação em Educação Física

Coordenação do Programa de Pós-Graduação

Prof. Fernando Diefenthaler, Dr.
Orientador

Florianópolis, 2021

Este trabalho é dedicado a meu Pai Jorge Luiz (*in memoriam*),
minha mãe Regina, minha vó Carmem e meu irmão Danilo. Sem
o amor, dedicação e carinho de vocês não estaria onde estou.

Amo vocês demais!

AGRADECIMENTOS

Como toda trajetória, existe um começo, meio e fim. Após sair de Salvador-BA onde a época da minha formação o engajamento na vida de pesquisa científica não era incentivado. Mas com o apoio de pessoas super pré destinadas a querer vencer, pude ir a luta para tentar a oportunidade em São Paulo e posteriormente Florianópolis. Portanto, meu primeiro agradecimento será para meus amados: pais, vó e irmão. Juntos me incentivam, me ouvem e com o coração aberto me compreendem. Essa conquista é para todos nós.

As experiências são sempre bem vindas e principalmente as primeiras, pois é onde o pavor de não ter o conhecimento, faz com que corramos atrás da evolução e conseqüentemente repassar os conhecimentos adquiridos como professores que somos. Por isso, deixo aqui meu agradecimento aos professores e colegas da USP, onde pude obter boas experiências ao longo de três anos. E dentre essas experiências pude conhecer o professor Dr. Carlos Ugrinowitsch que após a primeira reunião já pude tomar a dimensão do que seria o caminho da pós-graduação. Meus sinceros agradecimentos e admiração pela reunião e pelas contribuições para a melhora de todo esse projeto.

Ao tomar conhecimento da dimensão do que seria a vida na pós-graduação, corrigi a rota da perseguição ao sonho, e daí a decisão de vir a Florianópolis, onde fui bem recebido na primeira visita. Durante esses 10 anos em Florianópolis tive a satisfação de ter sido orientado então pelo prof. Dr. Fernando Diefenthaler, que me ensinou os caminhos a percorrer na área da biomecânica, e abriu as portas primeiramente do BIOMECC-UFSC, e para meu ingresso no mestrado e posteriormente no doutorado. Professor, meu agradecimento por todos esses anos de amizade e orientações. Aos professores Doutores Juliano Dal Pupo e Ricardo Dantas que prontamente responderam ao convite para fazer parte de todo o processo. As ideias trocadas durante qualificação e corredores da UFSC me fizeram pensar por outra ótica o meu problema de pesquisa. Obrigado por todos os ensinamentos, zelo para com o projeto e pela disponibilidade sempre que necessitei. Aos colegas do BIOMECC-UFSC, meu profundo agradecimento por todos esses anos de café, aniversários, (Beer'o'mec), reuniões e trocas de ideias. Me orgulho muito de ter feito parte de um grupo talentoso, brilhante e que não se entrega. Muito obrigado por tudo.

A minha coorientadora prof^a. Dr.^a Kelly Mônica Marinho e Lima por toda educação e trato para me ensinar tudo que sei sobre avaliação em ultrassom e pelos puxões de orelha para melhorar a ideia de toda a tese. Quero deixar mais uma vez registrado, minha admiração e

orgulho por ter aceitado o convite para me coorientar. Muito obrigado professora. Meu coorientador prof. Dr. Simon Walker pelas dezenas de reuniões e e-mails para discutirmos sobre o treinamento de força. Ao colaborador dessa tese professor Dr. Matheus Joner Wiest, que mesmo bem distante, não mediu esforços para com os ensinamentos, presencialmente e virtualmente, a respeito de eletroestimulação. A sua contribuição na elaboração do modelo das análises ao método e as minis defesas (rs) foram essenciais. Mesmo bem distantes, com um fuso horário complexo, vocês demonstraram todo o apreço e confiança. Meu muito obrigado. Agradeço também ao prof. Dr. Alex Rafacho e seu grupo (LIDoC-UFSC) por ter me tirado da zona de conforto por várias vezes “ciência é sobre aumentar os limites do conhecimento humano”. E sobre limites, meu agradecimento aos colegas Camilo Lourenço e Francisco Rafael Gomes que se mostraram de prontidão para ajudar, e, além disso, viram e deram sugestões brilhantes para as coletas dessa tese. Sem vocês isso tudo não poderia ter sido realizado. Meu agradecimento a Vilma Panza que tive o prazer de ter sido convocado para ajudar no seu doutoramento e que virou uma amiga de um valor imenso. As longas conversas só me ajudaram a tentar interpretar com outros olhos o mesmo cenário. Vocês surgiram por vários motivos, e por esses motivos meu muito obrigado por tudo.

Por último, e não menos importante agradeço as agências de fomento a pesquisa no Brasil, a CAPES e CNPq pela oportunidade de bolsa de estudos ao longo de todos estes anos dentro da pós-graduação. Meu agradecimento à Universidade Federal de Santa Catarina por estar de braços abertos, desde seus servidores, professores até os terceirizados, foi uma honra fazer parte dessa Universidade. BBMP.

Enquanto formos persistentes em nossa busca de nosso destino mais profundo, continuaremos a crescer. Não podemos escolher o dia ou a hora em que floresceremos totalmente. Acontece em seu próprio tempo. (WAITLEY, 2014)

RESUMO

O presente estudo objetivou investigar a fadigabilidade, aguda e tardiamente, após sessões de exercícios de força isométricos não balísticos de alto (T1) e de baixo (T2) volumes em homens idosos (60-70 anos) fisicamente ativos. Treze homens idosos foram selecionados; no entanto, somente sete voluntários iniciaram e concluíram todas as etapas do estudo. Na etapa de familiarização os idosos foram randomizados e, em um desenho cruzado, se familiarizando com os métodos de avaliação da taxa de desenvolvimento de torque (TDT) durante ação muscular unilateral dos músculos extensores do joelho a 70° de extensão. Posteriormente, os idosos foram novamente randomizados para a 1ª fase do estudo dos efeitos agudos e recuperação e, em um desenho cruzado, realizariam as sessões de alto (T1) e de baixo volume (T2). O T1 consistiu em 10x10 ações isométricas não balísticas, enquanto T2 realizou 5x10. As sessões T1 e T2 ocorreram a 70° de extensão dos músculos extensores do joelho. Os níveis de fadiga foram avaliados de duas maneiras involuntárias e voluntárias. As avaliações involuntárias ocorreram por meio das análises do torque máximo durante os *doublets* a 100 e 10 Hz e o *twitch* simples. Os estímulos foram realizados de maneira randômica, antes e imediatamente após as sessões. Por outro lado, os níveis de fadiga voluntária foram mensurados por meio do pico de torque (PT), a atividade elétrica *root mean square* (RMS) dos músculos reto femoral (RF) e vasto lateral (VL) e a TDT e o Imp máximos e submáximos. A TDT máxima (TDT_{100%}) e o impulso máximo (Imp_{100%}) foram avaliados durante a contração isométrica voluntária máxima (CIVM). Essas medidas foram realizadas antes, imediatamente após e em 1, 3 e 8 min após as sessões. Já a TDT e o impulso submáximo foram avaliados durante contração a 80% da CIVM. Estes últimos foram medidos antes e em 1, 3 e 8 min após as sessões. A percepção subjetiva de esforço (PSE, OMNI-GSE) foi avaliada antes e após as sessões. A 2ª fase do estudo comparou as respostas do PT a 80% (PT_{80%}), TDT e Imp 80% e da PSE durante as sessões T1 e T2. Na 1ª fase estudo, nenhuma das variáveis neuromusculares mostrou diferenças significativas para sessão, momento ou interação, exceto a TDT e o impulso a 80% da CIVM ($p < 0,05$). Contudo, as respostas aos estímulos elétricos e as variáveis mecânicas apresentaram tamanhos dos efeitos entre médio a grande/forte, principalmente na sessão de alto volume. A PSE apresentou significativos aumentos em ambas as sessões ($p < 0,05$), porém sem diferenças entre as mesmas. Na 2ª fase do estudo, não houve alterações significativas nos padrões mecânicos da curva torque-momento para as duas sessões e, apesar do aumento da PSE durante ambas as sessões ($p < 0,05$), inclusive a PSE demonstrou uma zona de platô durante as sessões de alto e de baixo volume. O presente estudo forneceu evidências de que sessões de exercício não balístico de diferentes volumes podem influenciar distintamente indicadores de fadigabilidade de desempenho e a percebida em homens idosos.

Palavras-chave: Envelhecimento. Fadigabilidade. Treino de potência. Não balístico.

ABSTRACT

The present study aimed to investigate acute and delayed fatigability after high (T1) and low (T2) volume non-ballistic isometric exercises in physically active elderly men (60-70 years). Thirteen elderly men were selected; however, only seven volunteers started and completed all stages of the study. In the familiarization stage, the elderly was randomized and, in a crossover design, familiarized themselves with the methods for assessing the rate of torque development (RTD) during unilateral muscle action of the knee extensor muscles at 70° of extension. Later, the elderly was again randomized to the 1st phase of the study of acute and recovery effects, in a crossover design, they would perform the sessions of high (T1) and low volume (T2). T1 consisted of 10x10 non-ballistic isometric actions, while T2 performed 5x10. Sessions T1 and T2 occurred at 70° of extension of the knee extensor muscles. Fatigue levels were assessed in two ways: involuntary and voluntary. The involuntary evaluations occurred through the analysis of the maximum torque during the doublets at 100 and 10 Hz and the simple twitch. The stimuli were randomly performed, before and immediately after the sessions. On the other hand, the levels of voluntary fatigue were measured through the peak torque (PT), the root mean square electrical activity (RMS) of the rectus femoris (RF) and vastus lateralis (VL) muscles and at maximum/ submaximal RTD and Imp. The maximum RTD (RTD_{100%}) and the maximum impulse (Imp_{100%}) were evaluated during maximum voluntary isometric contraction (MVIC). These measurements were taken before, immediately after and at 1, 3 and 8 min after the sessions. RTD and submaximal impulse were evaluated during contraction at 80% of MVIC. The latter were measured before and at 1, 3 and 8 min after the sessions. The rate of perceived effort (RPE, OMNI-GSE) was evaluated before and after the sessions. The 2nd phase of the study compared the responses of PT at 80% (PT80%), RTD and Imp 80% and of PSE during sessions T1 and T2. In the 1st study phase, none of the neuromuscular variables showed significant differences for session, moment or interaction, except for RTD and impulse at 80% of MVIC ($p < 0.05$). However, responses to electrical stimuli and mechanical variables showed effect sizes ranging from medium to large/strong, especially in the high-volume session. The RPE showed significant increases in both sessions ($p < 0.05$), but without differences between them. In the 2nd phase of the study, there were no significant changes in the mechanical patterns of the torque-moment curve for the two sessions and, despite the increase in PSE during both sessions ($p < 0.05$), even the RPE showed a plateau zone during the high and low volume sessions. The present study provided evidence that non-ballistic exercise sessions of different volumes can distinctly influence indicators of performance and perceived fatigue in elderly men.

Keywords: Aging. Fatigue. Power training. Non-ballistic.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Projeção de pirâmide etária no Brasil até 2030	15
Figura 2 – Razão de dependência (jovens, idoso e total) entre 2010 e 2060.	16
Figura 3 – Análise comparativa de imagens do músculo da perna de um jovem de 20 anos (lado esquerdo) e de um idoso de 75 anos (lado direito) realizadas por meio de ressonância magnética.	17
Figura 4 – Modelo mecanicístico da síndrome da adaptação geral (SAG) que engloba três distintas fases (1) alarme, (2) resistência e (3) exaustão.....	21
Figura 5 – Representação teórica da curva teórica de supercompensação em dois cenários (a) intervalo de recuperação muito curto entre as sessões e (b) intervalo de recuperação muito longo entre as sessões.	22
Figura 6 – (a) Arranjo do ergógrafo para avaliar a fadiga nos músculos flexores dos dedos; e (b) respectivo registro das contrações musculares voluntárias.	23
Figura 7– (a) Arranjo do miógrafo simples para avaliar a fadiga no músculo da perna de rã submetida a estímulos sucessivos; e (b) respectivo registro das contrações musculares.	24
Figura 8 – Possíveis eventos que podem levar ao comprometimento da propagação neuromuscular.	25
Figura 9 – Exemplos esquemáticos da atividade neuromuscular após a estimulação elétrica.	26
Figura 10 – Esquema representativo de uma ação muscular isométrica voluntária máxima do músculo quadríceps em um único indivíduo, demonstrando o pico de torque e diversas janelas temporais a partir do início da ação muscular (0-10, ... , 0-250 ms), para a determinação da taxa de desenvolvimento de força (TDF).	30
Figura 11 – Representação dos sinais EMG do músculo reto femoral (A) e de força (B) antes do começo de uma ação muscular isométrica rápida dos músculos extensores do joelho. Os gráficos em menor escala são ampliações do sinal dentro da linha tracejada na qual o investigador confirma o começo do sinal (representado pela linha tracejada) situado no ápice do último pico/vale, antes do sinal ser desviado do ruído da linha de base.	31
Figura 12 – Modelo hiperbólico da propriedade muscular força-velocidade.	34
Figura 13 – Resumo comparativo (jovens vs. idosos) nas relações força-velocidade e potência-velocidade.	34

Figura 14 – Ilustração da imagem em modo “ <i>expandido extended field of view</i> ” (EFOV) por meio de ultrassom (A) e via tomografia computadorizada (B).....	38
Figura 15 – Modelo hipotético do aumento, manutenção e redução na força ou na potência muscular, conforme o princípio da sobrecarga do treinamento de força.....	42
Figura 16 – Média da curva absoluta força-tempo durante a avaliação da taxa de desenvolvimento de força no exercício de pressão das pernas (<i>leg press</i>) antes e após 12 e 24 semanas de programas de treinamento de força máxima (A) e de força rápida (B).....	50
Figura 17 – Determinação das fases positiva e de frenagem durante exercício não-balístico e balístico.....	52
Figura 18 – Exemplos de exercícios balísticos (painel superior) e não-balísticos (painel inferior).....	56
Figura 19 – Representação esquemática das etapas do estudo.....	60
Figura 20 – Fluxograma dos participantes do estudo de familiarização.....	62
Figura 21 – Delineamento esquemático do estudo de familiarização.....	64
Figura 22 – Desenho experimental do estudo principal.....	64
Figura 23 – Procedimentos experimentais do estudo.....	65
Figura 24 – Controle de carga durante o estudo.....	66
Figura 25 – Ilustração de uma curva torque-momento de um voluntário durante a CIVM para a determinação da taxa de desenvolvimento de torque (TDT _{100%}).....	71
Figura 26 – Ilustração de uma contração isométrica de 1,5 s a 80% da CIVM de um participante.....	72
Figura 27 – Exemplos de ondas-M nos músculos tenares evocadas pela estimulação do nervo mediano no punho com intensidades de estímulo crescentes. Inicialmente, a amplitude aumentou com o aumento da intensidade do estímulo (traços 1-4). A amplitude da onda M estável com aumentos adicionais de intensidade (traços 4-7) indica que o <i>Mmax</i> foi atingido. Outro grande aumento na corrente de estimulação (8) também estimulará o nervo ulnar e alterará a forma e a amplitude da onda -M.....	74
Figura 28 – Ilustração gráfica da aquisição da máxima onda dos músculos vasto lateral (quadro superior) e reto femoral (quadro inferior).....	75
Figura 29 – Categorias das escalas de percepção subjetiva de esforço.....	78
Figura 30 – Ilustração esquemática da detecção do ponto de aclave inicial da curva (quadro esquerdo) de torque dos extensores do joelho durante contração voluntária a 80% da CIVM. Os gráficos estão exibidos na escala a qual o sinal do início do sinal manual foi	

detectado (quadro a direita). As linhas pontilhadas em vermelho são ampliações do sinal dentro da caixa da linha tracejada e ilustram a escala pela qual o investigador confirmou que o início do sinal (linha tracejada) foi colocado no ápice do último pico, antes do sinal desviado da linha de base ruído.	80
Figura 31 – Ilustração do momento de detecção do platô de força para realizar o cálculo RMS (500-1500 ms).	81
Figura 32 – Comparações Bland-Altman demonstrando as diferenças das três melhores contrações na taxa de desenvolvimento de torque (TDT) durante protocolo um (P1) entre o quarto e quinto dia de avaliações e durante protocolo dois (P2) entre o terceiro e quarto dia de avaliações.....	90
Figura 33 – Comparações Bland-Altman demonstrando as diferenças no impulso contrátil (Imp) durante protocolo um (P1) entre o quarto e quinto dia de avaliações e durante protocolo dois (P2) entre o terceiro e quarto dia de avaliações.....	93
Figura 34 – Gráficos violino apresentando as respostas neuromusculares involuntárias individuais (N=7) aos estímulos dos <i>doublets</i> 100 Hz, <i>doublets</i> 10 Hz e <i>Tsimples</i> nos momentos pré e imediatamente após (pós) as sessões de exercício isométrico não balístico T1 e T2.	98
Figura 35 – Respostas individuais ao estímulo elétrico da amplitude da máxima onda muscular (M_{max}) dos músculos vasto lateral (VL) e reto femoral (RF) nos momentos pré e imediatamente após (pós) as sessões de exercício isométrico não balístico T1 e T2.....	99
Figura 36 – Gráfico floresta com os respectivos tamanhos de efeito e IC 95% das comparações dos valores absolutos das respostas a estímulos elétricos imediatamente após (pós) exercício entre as sessões T1 e T2.....	100
Figura 37 – Respostas individuais (N=7) do pico de torque (PT) durante contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e do <i>root mean square</i> (RMS) nos músculos vasto lateral (VL) e reto femoral (RF) nos momentos imediatamente (pós) e 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico T1 e T2.	103
Figura 38 – Gráficos em floresta com os tamanhos de efeitos e IC 95% das comparações entre as sessões T1 e T2, com relação aos valores relativos (% do pré) do PT e do RMS nos músculos VL e RF em 1, 3 e 8 min após o exercício.	104
Figura 39 – Taxa de desenvolvimento de torque durante a CIVM ($TDT_{100\%}$) nos momentos pré e imediatamente (pós) e 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico T1 e T2.	106

Figura 40 – Gráficos de linhas sobre a resposta da taxa de desenvolvimento de torque durante a CIVM normalizada ($\text{normTDT}_{100\%}$) entre os momentos pré, pós, 1, 3 e 8 minutos das sessões de volume de treino isométrico balístico alto (T1) e baixo (T2).....	107
Figura 41 – Gráficos de linhas do impulso contrátil ($\text{Imp}_{100\%}$) durante a CIVM nos momentos pré e imediatamente (pós) e 1, 3 e 8 min as sessões de exercício isométrico não balístico T1 e T2	108
Figura 42 – Respostas subjetivas de esforço nos momentos pré e pós exercício isométricos balístico de alto (T1) e baixo volume (T2).....	111
Figura 43 – Comportamento das variáveis $\text{PT}_{80\%}$, TDT_{pico} , $\text{Imp}_{80\%}$ e PSE durante as sessões T1 e T2.....	114
Figura 44 – Comparação da percepção subjetiva de esforço (PSE) entre as duas sessões no momento basal, metade e final da série.	115

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Classificação dos efeitos do treinamento conforme as características temporais das alterações produzidas no organismo.....	40
Quadro 2 – Aspectos centrais que integram o treino não-balístico, balístico e com sucessivas ações com ciclo alongamento-encurtamento (CAE).....	52
Quadro 3 – Critérios utilizados para seleção dos voluntários.	59
Quadro 4 – Sequência dos procedimentos do estudo de familiarização.	67

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Estudos que envolveram programas de treinamento de força com enfoque no ganho de potência muscular em idosos. (continua).....	46
Tabela 2 – Características descritivas dos participantes do estudo I (n=7).....	63
Tabela 3 – Protocolos utilizados nas sessões de treino isométrico balísticos.	73
Tabela 4 – Valores de média e desvio padrão, coeficiente intraclasse, erro técnico de medida absoluto, erro técnico percentual e menor mudança considerável com três pesos (“trivial” 0,2; “moderado” 0,6 e “grande” 1,2) do pico de torque (PT) realizadas em cinco dias de familiarização nos protocolos 1 e 2.	86
Tabela 5 – Valores de média e desvio padrão, coeficiente intraclasse, erro técnico de medida absoluto, erro técnico percentual e menor mudança considerável com três pesos (“trivial” 0,2; “moderado” 0,6 e “grande” 1,2) da taxa de desenvolvimento de torque avaliada em 5 dias de familiarização no protocolo 1.....	88
Tabela 6 – Valores de média e desvio padrão, coeficiente intraclasse, erro técnico de medida absoluto, erro técnico percentual e menor mudança considerável com três pesos (“trivial” 0,2; “moderado” 0,6 e “grande” 1,2) da taxa de desenvolvimento de torque avaliada em cinco dias de familiarização no protocolo 2.	89
Tabela 7 – Valores de média e desvio padrão, coeficiente intraclasse, erro técnico de medida absoluto, erro técnico percentual e menor mudança considerável com três pesos (“trivial” 0,2; “moderado” 0,6 e “grande” 1,2) do impulso contrátil avaliado em 5 dias de familiarização no protocolo 1.....	91
Tabela 8 – Valores de média e desvio padrão, coeficiente intraclasse, erro técnico de medida absoluto, erro técnico percentual e menor mudança considerável com três pesos (“trivial” 0,2; “moderado” 0,6 e “grande” 1,2) do impulso contrátil avaliado em cinco dias de familiarização no protocolo 2.	92
Tabela 9 – Valores de média e desvio padrão, coeficiente intraclasse, erro técnico de medida absoluto, erro técnico percentual e menor mudança considerável com três pesos (“trivial” 0,2; “moderado” 0,6 e “grande” 1,2) das variáveis avaliadas previamente as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volume, realizadas em pares na condição sem fadiga.	95
Tabela 10 – Valores de média, desvio padrão e intervalo de confiança do torque máximo do <i>doublet</i> a 10 Hz e do estímulo único, da ativação voluntária, da amplitude máxima	

da onda-M dos músculos vasto lateral e reto femoral e do tempo de meio relaxamento entre os momentos pré e imediatamente após (pós) as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volume..... 97

Tabela 11 – Valores descritivos e comparações dos valores relativos¹ do pico de torque e do RMS nos momentos 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volume. 102

Tabela 12 – Média, desvio padrão (DP), e inferencial (IC 95%) de todas as variáveis principais dos desfechos para as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes..... 116

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

1-RM	Uma repetição máxima
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
AST	Área de secção transversa
ASTa	Área de secção transversa anatômica
AV	Ativação voluntária
AVDs	Atividades da vida diária
BF	Bíceps femoral
CF	Capacidade funcional
CMJ	<i>Counter movement jump</i> – salto contra movimento
CIVM	Contração isométrica voluntária máxima
DXA	<i>Dual-energy x-ray absorptometry</i>
EVAD	Escala visual analógica de dor
Hz	Hertz
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
kg	Quilograma
M_{max}	Máxima onda-M
MN α , β ou γ	Motoneurônio α , β ou γ
N	Newton
N·m	Newton metro
N·m·s ⁻¹	Newton metro por segundo
Onda-M	Onda muscular – <i>Mwave</i>
OTG	Órgão tendinosos de Golgi
PSE	Percepção subjetiva de esforço
PT	Pico de torque
PT _{twitch}	Pico de torque do <i>twitch</i>
Rep	Repetição
RF	Refo femoral
RM	Repetição máxima
RMS	<i>Root mean square</i>
SA	Salto agachado
SJ	<i>Squat jump</i>
sEMG	Eletromiografia de superfície
TDF	Taxa de desenvolvimento de força
TDT	Taxa de desenvolvimento de torque
TF	Treinamento de força
TPC	Tempo até o pico de contração
T _{1/2R}	Tempo de meio relaxamento
UM	Unidade motora
VL	Vasto lateral
VM	Vasto medial
VI	Vasto intermédio

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO DO PROBLEMA.....	1
1.2	JUSTIFICATIVA	3
1.3	OBJETIVOS	4
1.3.1	Objetivo Geral.....	4
1.3.2	Objetivos específicos (1ª fase)	5
1.3.3	Objetivos específicos (2ª fase)	5
1.4	HIPÓTESES	6
1.4.1	Hipótese geral.....	6
<i>1.4.1.1</i>	<i>Hipótese: 1ª fase do estudo.....</i>	<i>6</i>
<i>1.4.1.2</i>	<i>Hipótese: 2ª fase do estudo.....</i>	<i>6</i>
1.5	DEFINIÇÃO DE TERMOS	6
1.6	VARIÁVEIS DO ESTUDO	7
1.6.1	Variáveis independentes.....	7
1.6.2	Variáveis dependentes	8
1.6.3	Variáveis de controle	11
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	13
2.1	BREVE HISTÓRICO DAS PERSPECTIVAS SOBRE O ENVELHECIMENTO HUMANO	13
2.2	Prática de exercícios físicos pela população idosa no Brasil.....	16
2.3	Alterações neuromusculares no envelhecimento.....	17
2.4	FADIGA E FATIGABILIDADE	19
2.4.1	O papel da fadiga muscular no exercício de força.....	21
2.4.2	Métodos de avaliação da fatigabilidade no exercício	23
2.5	AVALIAÇÃO DA FORÇA E DA MORFOLOGIA MUSCULAR	28

2.5.1	Força muscular	28
2.5.1.1	Avaliação da capacidade de produção de força rápida	29
2.5.1.2	Avaliação da capacidade de produção de força máxima	32
2.5.1.3	Caracterização da relação força-velocidade	33
2.5.2	Morfologia muscular	36
2.6	O TREINAMENTO DE FORÇA	38
2.6.1	Um breve histórico.....	38
2.6.2	Efeitos da manipulação das variáveis do treinamento de força	39
2.6.3	Efeitos do treinamento de força nas alterações neuromusculares associadas ao envelhecimento.....	40
<i>2.6.3.1</i>	<i>Fatores neurais intrínsecos ao desenvolvimento da força muscular em resposta ao TF41</i>	
<i>2.6.3.2</i>	<i>Treinamento de força rápida vs. treinamento força máxima</i>	<i>43</i>
<i>2.6.3.3</i>	<i>A influência do treinamento para força máxima na produção de força rápida</i>	<i>49</i>
2.6.4	Treino para o desenvolvimento da força muscular rápida.....	50
3	MATERIAIS E MÉTODOS	58
3.1	CARACTERIZAÇÃO GERAL DO ESTUDO	58
3.1.1	Local do estudo e população estudada.....	58
3.1.2	Recrutamento e elegibilidade.....	59
3.1.3	Procedimentos éticos da pesquisa	60
3.1.4	Cálculo do tamanho da amostra.....	60
3.1.5	Participantes do estudo	61
3.1.6	Delineamento dos estudos	63
3.1.7	Coletas de dados.....	66
<i>3.1.7.1</i>	<i>Avaliação do nível de atividade física.....</i>	<i>67</i>
<i>3.1.7.2</i>	<i>Avaliações morfológicas</i>	<i>67</i>
<i>3.1.7.3</i>	<i>Composição corporal</i>	<i>68</i>
<i>3.1.7.4</i>	<i>Volume e da intensidade das sessões T1 e T2</i>	<i>68</i>

3.1.8	Variáveis dependentes	69
3.1.8.1	<i>Contração isométrica voluntária máxima</i>	69
3.1.8.1.1	Protocolos de avaliação da taxa de desenvolvimento de torque máxima e submáxima	69
3.1.8.2	<i>Protocolos de exercícios isométricos balísticos de alto e de baixo volumes</i>	73
3.1.8.2	<i>Procedimentos de estimulação elétrica</i>	73
3.1.8.3	<i>Eletromiografia de superfície</i>	76
3.1.8.4	<i>Controle de carga utilizadas em T1 e T2</i>	76
3.1.8.1.1	Índice de fadiga entre as repetições e sessões	77
3.1.8.5	<i>Percepção subjetiva de esforço</i>	77
3.1.9	Procedimentos técnicos para controle das variáveis de desfecho	78
3.1.9.1	<i>Validade interna</i>	78
3.1.9.2	<i>Validade externa</i>	79
3.1.10	Processamento e tratamento das variáveis	79
3.1.6	Análises estatísticas	81
4	RESULTADOS	85
4.1	RESULTADOS DA FAMILIARIZAÇÃO	85
4.1.1	REPRODUTIBILIDADE E CONFIABILIDADE DO PROTOCOLO DE FAMILIARIZAÇÃO	85
4.2	RESULTADOS DA 1ª FASE DO ESTUDO	94
4.2.1	REPRODUTIBILIDADE E CONFIABILIDADE DA 1ª FASE DO ESTUDO	94
4.2.2	RESPOSTAS À ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	95
4.2.3	EFEITOS DAS SESSÕES DE EXERCÍCIO ISOMÉTRICO NÃO BALÍSTICO SOBRE O DESEMPENHO NEUROMUSCULAR	101
4.2.4	RESPOSTAS SUBJETIVAS DE ESFORÇO NAS SESSÕES DE EXERCÍCIO ISOMÉTRICO NÃO BALÍSTICO	111
4.3	RESULTADOS DA 2ª FASE DO ESTUDO	112
4.3.1	REPRODUTIBILIDADE E CONFIABILIDADE DA 2ª FASE DO ESTUDO	112

4.3.2	MONITORAMENTO DA PRODUÇÃO DE TORQUE E AVALIAÇÕES DA FORÇA RÁPIDA	112
4.3.3	RESPOSTAS SUBJETIVAS DE ESFORÇO DAS SESSÕES DE EXERCÍCIO ISOMÉTRICO NÃO BALÍSTICO	115
4.3.4	VOLUME E INTENSIDADE DAS SESSÕES DE EXERCÍCIO ISOMÉTRICO BALÍSTICO	116
5	DISCUSSÃO	118
5.1	1ª FASE DO ESTUDO	118
5.1.1	Respostas à estimulação elétrica.....	118
5.1.2	Força máxima voluntária e ativação muscular.....	120
5.1.3	Taxa de desenvolvimento de torque e impulso	121
5.1.4	Respostas subjetivas pós-protocolos	124
5.2	2ª FASE DO ESTUDO	125
5.2.1	Monitoramento e controle de carga	126
5.2.2	Respostas subjetivas durante os protocolos	127
5.2.3	Volume e intensidade das sessões	128
5.3	Limitações dos estudos	129
6	CONCLUSÃO.....	131
7	PERSPECTIVAS E APLICAÇÕES PRÁTICAS	133
	REFERÊNCIAS.....	135
	APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE)	161
	APÊNDICE B – Ficha de anamnese	165
	APÊNDICE C – Formulário de inscrição on-line.....	168
	APÊNDICE D – Tamanho do efeito e IC da familiarização da contração isométrica voluntária máxima.	169
	APÊNDICE E – Tamanhos dos efeitos e intervalos de confiança de 95% das comparações das taxas de desenvolvimento de torque voluntário (método manual), durante contrações voluntárias a 100% e a 80% da contração	

isométrica voluntária máxima, realizadas em cinco dias consecutivos do período de familiarização (continua).	170
APÊNDICE F – Limites de concordância (LdC) entre os dias de avaliação para taxa de desenvolvimento de torque (TDT) durante o protocolo um (P1).	175
APÊNDICE G – Limites de concordância (LdC) entre os dias de avaliação para impulso contrátil (Imp) durante o protocolo um (P1).	176
APÊNDICE H – Limites de concordância (LdC) entre os dias de avaliação para taxa de desenvolvimento de torque (TDT) durante o protocolo dois (P2).	177
APÊNDICE I – Limites de concordância (LdC) entre os dias de avaliação para impulso contrátil (Imp) durante o protocolo dois (P2).	178
APÊNDICE J – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações dos valores absolutos de TDb10, Tsimples, AV, M _{max} , TDb 100, TDb100/TDb10 e T _{1/2r} e entre os momentos imediatamente após (pós) e o pré-exercício das sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.	179
APÊNDICE K – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações entre as sessões de T1 e T2 referentes aos valores absolutos de M _{max} , TpTwitch, AV, onda-M, TDb 100, TDb100/TDb10 e T _{1/2r} entre os momentos pré e entre os momentos imediatamente após (pós) das sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.	180
APÊNDICE L – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações dos valores relativos ¹ da CIVM e do RMS entre momentos 1, 3 e 8 min vs. imediatamente após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.	181
APÊNDICE M – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações entre as sessões de T1 e T2 referentes aos valores relativos ¹ da CIVM e do RMS em 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.	181
APÊNDICE N – Valores descritivos relativos ¹ da taxa de desenvolvimento de torque absoluta imediatamente (pós) e 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.	182

APENDICE O – Valores descritivos relativos¹ da taxa de desenvolvimento de torque normalizada imediatamente (pós) e 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.	183
APENDICE P – Valores descritivos relativos¹ do impulso do joelho imediatamente (pós) e 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.	184
Apêndice Q – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações dos valores relativos¹ de TDT_{100%}, normTDT_{100%} e Imp_{100%} entre momentos imediatamente após vs. 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.	185
Apêndice Q –Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações dos valores relativos¹ de TDT_{100%}, normTDT_{100%} e Imp_{100%} entre momentos imediatamente após vs. 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes (conclusão).	186
APÊNDICE R – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações dos valores relativos¹ de TDT_{100%}, normTDT_{100%} e Imp_{100%} em 1, 3 e 8 min após o exercício entre as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.	187
APENDICE S – Valores absolutos de média, desvio padrão e intervalo de confiança da taxa de desenvolvimento de torque a 80% da CIVM nos momentos pré e 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.	188
APENDICE T – Valores absolutos de média, desvio padrão e intervalo de confiança da taxa de desenvolvimento de torque a 80% normalizada nos momentos pré e 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.	189
APENDICE U – Valores absolutos de média, desvio padrão e intervalo de confiança do impulso do joelho a 80% da CIVM, nos momentos pré e 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.	190

APENDICE V – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações dos valores absolutos de TDT_{80%}, normTDT_{80%} e Imp_{80%} entre os momentos pré vs. 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes (continua).	191
APÊNDICE V – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações dos valores absolutos de TDT_{100%}, normTDT_{80%} e Imp_{80%} entre os momentos pré vs. 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes. (conclusão).....	192
APÊNDICE X – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações dos valores absolutos de TDT_{80%}, normTDT_{80%} e Imp_{80%} em 1, 3 e 8 min após o exercício entre as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.....	193
ANEXO A – Comitê de ética em pesquisas com seres humanos UFSC.....	194
ANEXO B – IPAq versão longa.....	194

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO DO PROBLEMA

O envelhecimento é um processo progressivo no qual mudanças morfológicas, bioquímicas e funcionais se acumulam no organismo ao longo do tempo (DA COSTA *et al.*, 2016). Na senescência, uma variedade de modificações neurais e estruturais – e.g., reduções no número de unidades motoras (UM) e de fibras nervosas mielinizadas e na proporção e no tamanho de fibras tipo II – contribuem para a redução da massa muscular (sarcopenia) e da funcionalidade muscular, incluindo déficits na força e na potência muscular (dinapenia) e no controle postural (AAGAARD *et al.*, 2010; CLARK; MANINI, 2012; LEXELL, 1995; POWER; DALTON; RICE, 2013).

Devido, em parte, as alterações neuromusculares associadas ao envelhecimento, os idosos estão dentre as populações tipicamente afetadas por recorrentes manifestações de fadiga (ALLMAN; RICE, 2002; DA COSTA *et al.*, 2016). A fadiga pode ser entendida como um sintoma incapacitante, inerente tanto à prática de atividades esportivas como à realização de tarefas do dia a dia, de qualquer natureza física e/ou cognitiva (ENOKA; DUCHATEAU, 2016). Além disso, os atributos da fadiga – a fatigabilidade de desempenho (i.e., redução da função contrátil e ativação muscular) e a fatigabilidade percebida (i.e., distúrbios na homeostase e no estado psicológico) – se estendem também às sensações de cansaço, fraqueza e falta de motivação que acompanham algumas condições clínicas (ENOKA; DUCHATEAU, 2016; KLUGER; KRUPP; ENOKA, 2013). Embora se reconheça que a fadiga é um processo único (ENOKA; DUCHATEAU *et al.*, 2016), no presente estudo, para maior clareza, a expressão clássica "fadiga muscular" (GANDEVIA, 2001) será intencionalmente empregada em referência a fatigabilidade de desempenho.

A síndrome produzida por diversos agentes nocivos é tipicamente um potencial agente estressor que quebra a homeostase orgânica (SELYE, 1936, 1976; YAKOVLEV, 1975), sendo que essa teoria foi introduzida posteriormente ao exercício de força (CUNANAN *et al.*, 2018) induzindo, deste modo, à fadiga muscular (D'EMANUELE *et al.*, 2021). Por sua vez, a fadiga muscular é um importante estímulo para diversas adaptações musculares, incluindo o aumento da capacidade de produção de força muscular (CUNANAN *et al.*, 2018; YAKOVLEV, 1975). O treinamento de força (TF) é clinicamente recomendado

para idosos, pois pode promover ganhos na força máxima, força rápida e na potência muscular e, portanto, proporciona melhoras significativas na mobilidade, qualidade de vida e locomoção desses indivíduos (BORDE; HORTOBÁGYI; GRANACHER, 2015; BYRNE *et al.*, 2016). Em seu posicionamento sobre TF para idosos, o *American College of Sports Medicine* (ACSM) recomenda a prescrição de exercícios dinâmicos (i.e., TF tradicional), executados em séries únicas de 10 a 15 repetições com intensidade de 40% a 50% de uma repetição máxima (1-RM) para ganhos de força máxima, e entre 20% a 50% de 1-RM para ganho de força rápida e de potência muscular (GARBER *et al.*, 2011). No que diz respeito à velocidade de execução, quando o foco é o ganho de força máxima, o treino deverá ser realizado com ações musculares concêntricas com duração de 2-3 s, e, quando o enfoque é a força rápida, a ação muscular concêntrica deverá ser executada com a máxima velocidade possível (BYRNE *et al.*, 2016).

Por outro lado, em indivíduos idosos, expressivos níveis de fadiga induzidos por um exercício dinâmico (CHRISTIE *et al.*, 2011) poderiam comprometer a qualidade na execução dos movimentos durante o treino, diminuindo, assim, sua eficiência bem como a motivação pelo treino, o que poderia, portanto, atenuar os efeitos positivos esperados nos ganhos de força rápida e potência muscular. Além disso, fatores relacionados à fadigabilidade percebida poderiam influenciar no desempenho (ENOKA; DUCHATEAU, 2016). Neste contexto, é importante lembrar que exercícios inadequados e a falta de disposição e de prazer são barreiras para aderência dos idosos ao TF (KRUG *et al.*, 2015). Ademais, a fadiga provocada por uma única sessão de TF poderia implicar em redução na capacidade funcional de idosos – e.g. subir e descer uma escada – tanto agudamente como por 1-2 dias de recuperação (ORSSATTO *et al.*, 2018). Por outro lado, não obstante o grau de fadiga em idosos comparados a jovens possa ser maior durante as contrações dinâmicas, ele parece ser menor durante as contrações isométricas (CHRISTIE; SNOOK; KENT-BRAUN, 2011). Entretanto, as diferenças no nível de fadiga associada a exercícios dinâmicos ou isométricos ainda não são claras em idosos.

Contudo, para o aprimoramento da força rápida e da potência muscular em idosos, talvez não seja necessária a prescrição de treinos com potencial para induzir níveis de fadiga relativamente elevados. Estudos têm demonstrado, em indivíduos jovens, que os TFs isométricos sustentado e o não balístico podem aumentar tanto a força máxima quanto a força rápida (BALSHAW *et al.*, 2016; TILLIN; PAIN; FOLLAND, 2011), incrementar o

enrijecimento do tecido músculo-tendinoso e a hipertrofia muscular (MASSEY *et al.*, 2018) e promover superiores ganhos de força em ângulos articulares específicos e de performance em corrida, salto e ciclismo, em comparação ao TF dinâmico (LUM; BARBOSA, 2019).

O exercício isométrico sustentado envolve contrações máximas sustentadas (3 s) e geram maior fadiga muscular em comparação com o TF isométrico não balístico, que enfatiza contrações curtas (1-1,5 s) (TILLIN; PAIN; FOLLAND, 2012; BALSHAW *et al.*, 2016). Dessa forma, o exercício isométrico não balístico é considerado um método de treino associado a menores níveis de fadiga e de desconforto que o exercício isométrico sustentado, possivelmente, devido em parte ao menor volume sob tensão (TILLIN; PAIN; FOLLAND, 2012; BALSHAW *et al.*, 2016). Além disso, por sua característica quanto à direção da ação muscular, o exercício não balístico é uma ação sem contramovimento (i.e., sem ação muscular excêntrica) e possui breve fase de desaceleração do movimento, o que pode ser menos desafiador para o sistema neuromuscular (CORMIE; MCGUIGAN; NEWTON, 2011; NEWTON; KRAEMER, 1994; NATERA; CARDINALE; KEOGH, 2020). Portanto, sendo uma modalidade de treino relativamente não fatigante (BALSHAW *et al.*, 2016), é possível que o TF isométrico não balístico possa ser mais produtivo e de mais fácil aderência por indivíduos idosos em comparação a um TF que envolva exercícios predominantemente dinâmicos (GARBER *et al.* 2011; BYRNE *et al.*, 2016) e/ou isométricos sustentados (CHRISTIE; SNOOK; KENT-BRAUN, 2011).

1.2 JUSTIFICATIVA

A literatura sugere que a prescrição de um programa de TF para idosos com um especial enfoque na potência pode ser uma prática clínica mais profícua para aumentar a potência muscular e o desempenho funcional em comparação ao TR tradicional (CADORE *et al.*, 2018; ORSSATTO *et al.*, 2019). Assim, exploramos, no presente estudo, o exercício isométrico não balístico, que pode ser um eficiente método para que o idoso apreenda a intenção de contrair rapidamente o segmento muscular, sem, porém, causar considerável fatigabilidade e, assim, ser mais confortável e motivante em comparação aos exercícios típicos do TF tradicional (TILLIN; PAIN; FOLLAND, 2012).

Uma importante questão a ser considerada na programação do TF é o volume exercícios prescrito (STRAIGHT *et al.*, 2016). Entretanto, há consideráveis lacunas no

conhecimento das respostas neuromusculares agudas e crônicas ao volume do treino de potência em idosos. Neste sentido, apenas um trabalho examinou o efeito dose-resposta a 12 semanas de TF de potência de diferentes volumes na massa muscular e na funcionalidade muscular em mulheres idosas (RADAELLI *et al.*, 2018). Importante enfatizar também que, sobretudo em idosos, é essencial que, ao longo do TF, sejam realizados monitoramentos regulares, por meio, por exemplo, de avaliações da fadiga e do tempo de recuperação no pós-exercício agudo e no tardio, a fim de determinar e compreender as respostas individuais. Este tipo de investigação poderá auxiliar na detecção da necessidade de ajustes nos treinos, a fim de favorecer a execução adequada dos exercícios e, assim, otimizar os benefícios do treinamento, bem como na redução de riscos à integridade física do idoso – tal como evitar quedas em escadas, após o treino (BOURDON *et al.*, 2017). Por fim, até onde sabemos, não há relatos sobre o impacto do exercício isométrico não balístico – com um enfoque especial no volume da sessão –, nos principais sítios fisiológicos da fadiga (ENOKA; DUCHATEAU *et al.*, 2016) em indivíduos idosos.

Portanto, parece haver razões plausíveis que justifiquem a investigação das respostas agudas e tardias de parâmetros neuromusculares e do nível de fadiga a uma sessão de exercício isométrico não balístico em idosos. Esperamos que nossos resultados possam contribuir para uma prescrição de treinos mais vantajosos, – i.e., pouco fatigantes e que promovam maiores níveis de motivação e de adesão – para o ganho de força rápida e de potência para essa população.

Diante desses argumentos, pergunta-se: quais são os efeitos de sessões de exercícios de força isométricos não balísticos de diferentes volumes (i.e., alto e baixo) sobre indicadores da função neuromuscular e do nível de fadiga antes e após o exercício?

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo Geral

Investigar os níveis de fadiga (i.e., fadigabilidade de desempenho e fadigabilidade percebida), aguda e subaguda, do quadríceps femoral em homens idosos (60-70 anos) fisicamente ativos, após sessões de exercícios de força isométricos não balísticos de alto e de baixo volumes.

1.3.2 Objetivos específicos (1ª fase)

- Avaliar os efeitos de duas sessões de exercícios de força isométricos não balísticos de alto e de baixo volume antes e imediatamente após, bem como 1, 3 e 8 min após o exercício, sobre as seguintes variáveis:
 - Ativação eletromiográfica de superfície (sEMG);
 - Pico de torque (PT) durante a contração isométrica voluntária máxima (CIVM);
 - Taxa de desenvolvimento de torque durante a CIVM ($TDT_{100\%}$) em distintas janelas do início da ativação muscular (*onset* muscular);
 - Taxa de impulso contrátil durante CIVM ($Imp_{100\%}$) em distintas janelas do *onset* muscular;
 - Taxa de ativação voluntária (AV%) durante a CIVM;
 - Tempo de meio relaxamento muscular ($T_{1/2r}$);
 - Pico de torque do *doublet* a 100 Hz (TDb_{100});
 - Pico de torque do *doublet* a 10 Hz (TDb_{10});
 - Pico de torque do *twitch* simples ($Tsimples$);
 - Taxa de desenvolvimento de torque a 80% da CIVM ($TDT_{80\%}$) em distintas janelas do início da ativação muscular (*onset* muscular);
 - Taxa de impulso contrátil durante a 80% da CIVM ($Imp_{80\%}$) em distintas janelas do *onset* muscular;
 - Percepção subjetiva de esforço (PSE) antes e após as sessões.

1.3.3 Objetivos específicos (2ª fase)

- Comparar as respostas dos desfechos mecânicos da força rápida e perceptível (i.e., PSE) entre as séries das sessões de exercício isométrico não balísticos com distintos volumes (i.e., alto vs baixo volume) em homens idosos fisicamente ativos:
 - Taxa de desenvolvimento de torque ($TDT_{80\%}$)
 - Taxa de desenvolvimento de torque normalizada pelo pico de torque máximo ($normTDT_{80\%}$)
 - Impulso contrátil ($Imp_{80\%}$)

- Percepção subjetiva de esforço (PSE)

1.4 HIPÓTESES

As hipóteses foram desenvolvidas para os dois estudos, de acordo com os objetivos estipulados.

1.4.1 Hipótese geral

Independente do volume (alto *vs* baixo) de treino isométrico não balístico, ambos induzirão respostas neurais e mecânicas semelhantes durante as contrações de força rápida.

1.4.1.1 Hipótese: 1ª fase do estudo

H1: Os exercícios isométricos não balísticos de baixo e de alto volumes não induzirão a fadiga neuromuscular periférica.

1.4.1.2 Hipótese: 2ª fase do estudo

H1: Exercícios isométricos não balísticos de baixo e de alto volumes têm semelhantes respostas mecânicas da força rápida e subjetivas durante as sessões.

1.5 DEFINIÇÃO DE TERMOS

Força máxima: é a quantidade de força exercida sob um determinado conjunto de condições pré-definidas pela posição do corpo, pelo movimento corporal por meio qual a força é aplicada, e pela velocidade do movimento (HARMAN, 1993).

Força rápida: pode ser definida como a capacidade de aumentar a força muscular, do ponto de repouso ou com carga externa inicial leve, o mais rápido possível (FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014a). É importante salientar que, no presente estudo, o termo

“força rápida” será empregado no lugar de “força explosiva”, visto que este último não se aplica para a descrição do movimento humano (WINTER *et al.*, 2016).

Exercício balístico: envolvem movimentos que começam a ação muscular concêntrica precedida da fase excêntrica e transferem um objeto rapidamente para um espaço delimitado ou não delimitado (FROST; CRONIN; NEWTON, 2010).

Exercício não balístico: envolvem movimentos que começam a ação muscular concêntrica sem preceder da fase excêntrica e transferem um objeto rapidamente para um espaço delimitado (FROST; CRONIN; NEWTON, 2010).

Ciclo alongamento-encurtamento: é descrito como uma ação muscular cíclica rápida em que o músculo sofre uma contração excêntrica, seguida por um período de transição antes da contração concêntrica (KOMI, 1984; NORMAN; KOMI, 1979).

1.6 VARIÁVEIS DO ESTUDO

1.6.1 Variáveis independentes

- i. Protocolo de força rápida isométrica “não-balística”

Operacional: Protocolos de alto e de baixo volumes de exercício com foco na força rápida, envolvendo ações musculares isométricas no modo “não balístico” a 80% da contração isométrica voluntária máxima (Protocolo 1 ou 2 – P1 ou P2);

Protocolo de avaliação da taxa de desenvolvimento de torque isométrico durante a contração isométrica máxima

Operacional: A avaliação da força rápida com ações musculares isométricas foi realizada no dinamômetro isocinético Biodex system 4 durante uma contração isométrica voluntária máxima de cinco segundos. Este protocolo seguiu as recomendações propostas por Aagaard *et al.*, (1994) (Taxa de desenvolvimento de torque durante a CIVM – TDT_{100%});

Protocolo de avaliação da taxa de desenvolvimento de torque isométrico durante contração a 80% da contração isométrica máxima

Operacional: A avaliação da força rápida com ações musculares isométricas foi realizada no dinamômetro isocinético Biodex system 4 durante uma contração isométrica não balística a 80% da voluntária máxima entre 1-1,5 segundos de duração. Este protocolo seguiu as recomendações propostas por Maffiuelletti *et al.*, (2016) (Taxa de desenvolvimento de torque durante contração a 80% da CIVM – TDT_{80%});

1.6.2 Variáveis dependentes

i. Ativação voluntária (AV)

Conceitual: Método alternativo de quantificação da atividade voluntária muscular, o qual envolve a relação entre a capacidade de produção de força máxima voluntária e a estimulada eletricamente (BELLEMARE; BIGLAND-RITCHIE, 1984; SHIELD; ZHOU, 2004).

Operacional: A AV foi calculada a partir da razão entre o estímulo elétrico (*twitch*) durante a CIVM e o *twitch* em repouso, ou seja, após a ação muscular, subtraído de um coeficiente e multiplicado por 100, para assim representar o valor percentual da AV do músculo.

ii. Eletromiografia de superfície

Conceitual: A eletromiografia de superfície (sEMG) avalia o potencial elétrico de diversos elementos que frequentemente podem ser representativos do recrutamento das unidades motoras (UMs), da taxa de codificação e, possivelmente, da sincronização das UMs (VIGOTSKY; OGBORN; PHILLIPS, 2016). A sEMG representa a transformação linear do potencial de ação, assim, suas unidades são apresentadas em volts (V), micro- ou milivots (μ V ou mV). Em razão disso, a análise do sEMG é frequentemente utilizada como a fonte da informação central da atividade neural do músculo (FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2014).

Operacional: A sEMG foi avaliada mediante eletrodos de superfície passivos bipolares de Ag/AgCl (Kendall Medi Trace, 200, Tyco Healthcare, Point-Claire, Canada), com diâmetro de 22 mm sob o ventre muscular dos músculos a serem avaliados e um eletrodo de referência sob a proeminência óssea. O sinal sEMG foi adquirido via *software Miotec Suite 1.0* (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda., Porto Alegre, Brasil), com uma taxa de amostragem de 2000 Hz por canal. Os sinais sEMG foram filtrados utilizando um filtro digital *Butterworth* de

4ª ordem, do tipo passa-banda, com frequência de corte entre 20-500 Hz, e posteriormente foi realizada o cálculo *root mean square* (RMS) para representar como o índice de ativação muscular.

iii. Impulso contrátil (Imp)

Conceitual: O impulso é definido como a integral da curva força-tempo (\int Momento dt). Essa avaliação equivale ao impulso cinético (ou "*momentum*") alcançado durante movimento dos membros. Isso denota o momento de inércia e a velocidade rotacional do membro. Assim, para um movimento isolado e uniarticular, o nível de impulso contrátil em qualquer ponto da linha do tempo analisada determina a velocidade angular daquele segmento avaliado (BAKER *et al.*, 1994; AAGAARD *et al.*, 2002).

Operacional: O sinal de torque foi adquirido por meio do *software Miotec Suite 1.0* (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda., Porto Alegre, Brasil), com uma taxa de amostragem de 2000 Hz. Assim, estimou-se a área sob a curva momento-tempo (\int torque/dtempo) (AAGAARD *et al.*, 2002). O cálculo foi realizado sobre os intervalos de tempo 0–50, 0–100, 0–200, 50-100 e 100-200 ms, relativos ao início da contração muscular, e os valores obtidos foram expressos em N·m·s em ambos os métodos de avaliação do impulso voluntário (i.e., Imp_{100%} e Imp_{80%}).

iv. Onda muscular (Onda-M)

Conceitual: A estimulação elétrica nos axônios motores gera uma atividade elétrica nas fibras musculares por eles inervados. Frequentemente, a onda muscular (onda-M) é mensurada como a amplitude pico-a-pico do sinal EMG. O tamanho e formato da onda-M dependem do número e do tamanho das fibras musculares ativadas bem como pelo tempo em que ocorrem as dispersões desses potenciais de ação (PASQUET *et al.*, 2000).

Operacional: Progressivos estímulos elétricos foram ocasionados no nervo femoral, utilizando-se um aparelho específico (DS7AH, Digitimer Ltd., UK) com ondas quadradas (i.e., *twitches*) simples com duração de 0,1 ms, até ser observado um platô de torque e do composto de potenciais de ação.

v. Máxima onda-M (M_{max})

Conceitual: A máxima onda-M (M_{max}) foi ocasionada pela estimulação elétrica do nervo muscular. Isso ocorreu na medida em que todas as unidades motoras do músculo foram ativadas simultaneamente (PASQUET *et al.*, 2000; RODRIGUEZ-FALCES; PLACE, 2018). Assim, a M_{max} pode ser identificada como a máxima amplitude remanescente apesar do aumento do estímulo elétrico.

Operacional: Após adquirir o valor da onda-M, o valor da corrente foi aumentado entre 10 – 20% para se obter o valor da M_{max} .

vi. Pico de torque (PT)

Conceitual: O pico de torque isométrico ocorre quando o grupamento muscular ou membro muscular avaliado não exhibe movimento aparente e desempenha o máximo torque, causando tensão muscular (FRY; NEWTON, 2006).

Operacional: Foi determinado como o pico de torque dos extensores do joelho em um dinamômetro isocinético durante uma contração isométrica de 5-s, e o valor obtido foi expresso em N·m.

vii. Percepção subjetiva de esforço (PSE)

Conceitual: É um método reconhecido como “único” para monitorar as cargas de treinamento ao longo de uma temporada inteira (HADDAD *et al.*, 2017).

Operacional: Foi exibido a cada participante uma escala (0 a 10) com o objetivo de avaliar a dificuldade durante os protocolos de sessões de TF.

viii. Taxa de desenvolvimento de torque (TDT)

Conceitual: A TDT é o parâmetro mecânico muscular que é influenciado por múltiplos mecanismos neuromusculares e fisiológicos (FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014).

Operacional: O sinal de torque foi adquirido por meio do *software Miotec Suite 1.0* (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda., Porto Alegre, Brasil), com uma taxa de amostragem de 2000 Hz. Assim, estimou-se a taxa de inclinação da curva momento-tempo ($\Delta\text{torque}/\Delta\text{tempo}$). O cálculo foi realizado sobre os intervalos de tempo 0–50, 0–100, 0–200, 50-100 e 100-200 ms relativos ao início da contração muscular, e os valores obtidos foram expressos em $\text{N}\cdot\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ em ambos os métodos de avaliação ($\text{TDT}_{100\%}$ e $\text{TDT}_{80\%vol}$).

ix. Tempo de meio relaxamento ($T_{1/2r}$)

Conceitual: Tempo entre o começo da tensão muscular até o momento onde ocorre a fase de relaxamento das unidades motoras e a força reduz pela metade do seu valor máximo (RAIKOVA *et al.*, 2013). O $T_{1/2r}$ tem associação com a cinética do cálcio (PASQUET *et al.*, 2003).

Operacional: O sinal de *twitch* simples foi adquirido por meio do software Miotec Suite 1.0 (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda., Porto Alegre, Brasil), com uma taxa de amostragem de 2000 Hz. Após análise visual do início e fim do *twitch* simples, calculou-se o pico e o tempo até ocorrência do torque do *twitch* simples. A partir disso, foi calculado a metade do tempo do *twitch* simples alcançar a metade do seu valor máximo ($T_{1/2r}$).

1.6.3 Variáveis de controle

- i. Nível de atividade física dos idosos;
- ii. Aquecimento geral e específico, pré-avaliações e treinamento.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 BREVE HISTÓRICO DAS PERSPECTIVAS SOBRE O ENVELHECIMENTO HUMANO

O envelhecimento é um processo que traz ao indivíduo alterações fisiológicas, psicológicas e sociais (ALFIERI; LEITE DE MORAES, 2008; DA COSTA *et al.*, 2016). No entanto, para chegar a esse consenso contemporâneo, o entendimento sobre o envelhecimento perpassou por várias etapas, dependendo do contexto histórico.

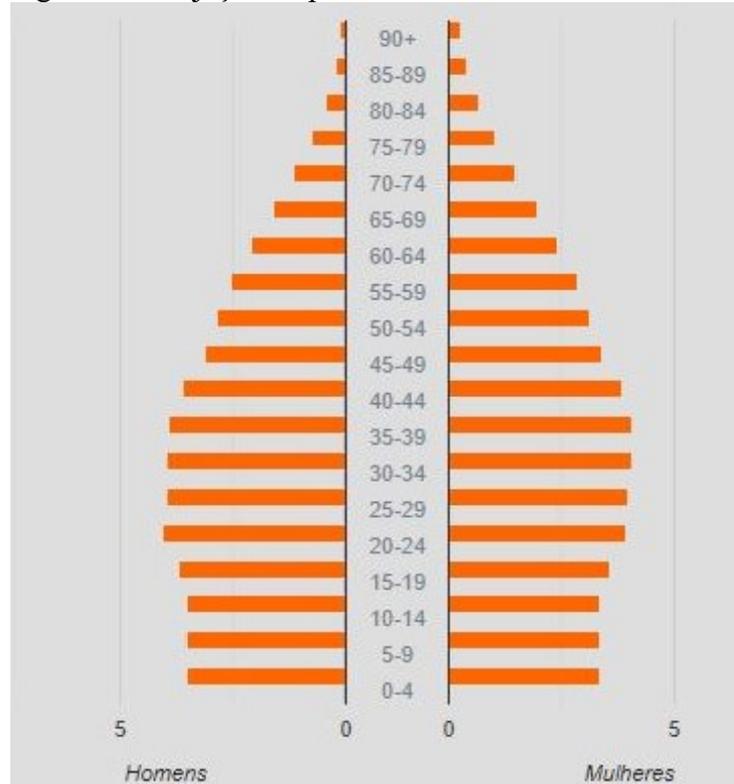
Nas tribos mais antigas, ser idoso não era visto como algo saudável. Segundo Fustinoni e Passante (1981), devido ao processo natural de degradação física e, por vezes, mental em que o idoso transita, alguns dos povos ancestrais matavam os idosos pela simples crença na reencarnação. Desta forma, uma vez que o corpo reencarnaria, necessitaria estar na mais plena forma físico-mental. Já de acordo com apanhados históricos de Merval Rosa (1988), na Roma antiga, somente os idosos que ocupavam cargo militar eram protegidos com cuidados de saúde, como foi o caso do general Péricles que faleceu aos 66 anos de vida, algo fora do comum para o período. Com o conhecimento adquirido em vida, o general escreveu sobre o envelhecimento em quatro partes: (1) que seria considerado algo ruim, pois afastava o homem dos seus afazeres normais; (2) algo indesejável, porque limitaria o homem, em razão da redução no vigor físico; (3) ruim, pois privaria o homem dos prazeres da vida; e, por fim, (4) a aproximação inevitável da morte. No período da idade média, havia uma grande mortalidade das pessoas acima de 30 – 40 anos, especialmente os que moravam em zonas mais afastadas (ROSA, 1988).

Contudo, no momento em que o mercantilismo floresce e, dessa maneira, a burguesia começa a tomar forma, ter vigor físico começa a perder espaço para as posses de fazendas que eram passadas de geração a geração. Porém, passado o renascimento e metade do século XVIII ocorre, de maneira tímida, o primeiro aumento substancial da população senil, dada a adoção de medidas higienistas. Por conta do incremento da preocupação com os idosos, que, por vezes, eram abandonados nas ruas, a área da saúde mais em voga – a Medicina – prospera (BEAUVOIR, 2018). A Medicina começa a ganhar cada vez mais destaque, e, dado o grande acúmulo de conhecimentos e melhora nas técnicas e procedimentos médicos, a população vive mais. Reflexões e estudos sobre o idoso aumentam substancialmente. Nesse momento,

surtem os termos “Gerontologia” – que é o estudo do envelhecimento de todas as coisas vivas em múltiplos aspectos – e da disciplina “Geriatrics”. No Brasil, o envelhecimento populacional só se deu de fato na década de 70, desde então, eventos, simpósios e congressos relacionados a essa questão começaram a ser organizados. Um pouco mais tarde, as Universidades brasileiras começaram a se engajar para tentar entender um pouco mais sobre o envelhecimento e a organizar seus primeiros grupos sobre o assunto na década de 80. Dois grupos foram criados no núcleo de estudo da terceira idade (NETI) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) e Núcleo Integrado de Estudos e Apoio a Terceira Idade (NIEATI) da Universidade Federal de Santa Maria. Em 1998, esse número aumenta exponencialmente no Brasil e assim já passavam dos 110 núcleos de estudos a respeito do idoso (MAZO; LOPES; BENEDETTI, 2009).

Estimou-se que por volta de 2030, a população mundial de idosos (≥ 60 anos) estará acima de 1.4 bilhões (UNITED NATIONS, 2015). Segundo as projeções do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE, 2017), cerca de 13,5% da população brasileira terá 65 anos ou mais em 2030 (Figura 1).

Figura 1 – Projeção de pirâmide etária no Brasil até 2030



Fonte: Adaptado IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

Ainda conforme o IBGE (2017), em 2030, 25% dos idosos serão considerados como economicamente dependentes (Figura 2). Portanto, grande é a relevância da aquisição de conhecimentos e do desenvolvimento de práticas que possam efetivamente auxiliar na atenuação das alterações desfavoráveis do envelhecimento e, assim, contribuir para um envelhecimento saudável. Nesse sentido, a prática de atividade física se destaca como uma interessante estratégia.

Figura 2 – Razão de dependência (jovens, idoso e total) entre 2010 e 2060.



Fonte: Adaptado de IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística.

2.2 PRÁTICA DE EXERCÍCIOS FÍSICOS PELA POPULAÇÃO IDOSA NO BRASIL

De acordo com o IBGE (2015), em relação à prática de atividades físicas ou esportes por idosos, no período 2014-2015, a caminhada foi a modalidade mais praticada (66,5%), enquanto exercícios físicos realizados em academias de ginástica (bicicleta ergométrica, esteira, treinamento funcional, ginástica localizada, pilates etc.) era praticado por 10% desses indivíduos. Quanto à musculação – i.e., treinamento de força –, esta foi considerada dentro de um grupo que incluía mais de 10 modalidades, que, no geral, eram praticadas por 17,3% dos indivíduos com 60 anos ou mais. Portanto, o envolvimento de indivíduos idosos na prática do TF parece ser ainda pouco expressivo no Brasil.

Diversas estratégias de treinamento físico podem atenuar, retardar ou até reverter vários dos efeitos indesejáveis do envelhecimento, que culminam na redução da capacidade funcional do idoso (GARBER *et al.*, 2011). Entretanto, o TF tem sido considerado um dos melhores atenuadores para muitas das alterações estruturais e fisiológicas associadas ao envelhecimento (CHODZKO-ZAJKO *et al.*, 2009; GARBER *et al.*, 2011).

A seguir, serão apresentadas considerações sobre: (i) alterações neuromusculares no envelhecimento; (ii) conceitos de fadiga e fatigabilidade; (iii) papel da fadiga e métodos de avaliação da fatigabilidade no exercício de força; (iv) avaliação da força e da morfologia muscular; e (v) treinamento de força, com ênfase nos ganhos na força rápida e na força máxima, especialmente em idosos.

2.3 ALTERAÇÕES NEUROMUSCULARES NO ENVELHECIMENTO

A sarcopenia é reconhecida como uma das mais marcantes alterações neuromusculares associadas ao envelhecimento e pode ser caracterizada, de modo geral, pela diminuição na AST/AST_a muscular e no número total de fibras, independentemente do tipo de fibra, porém, notadamente, no percentual de fibras tipo II (ANIANSSON *et al.*, 1986; HORTOBAGYI *et al.*, 2000; LEXELL, 1995; LEXELL; TAYLOR; SJÖSTRÖM, 1988; NARICI, M.V. *et al.*, 2003; POWER; DALTON; RICE, 2013). Adicionalmente, o tamanho e a área de fibras tipo II e a razão entre as áreas de fibras tipo II:fibras tipo I são menores em idosos comparados a jovens, embora essas diferenças pareçam depender do músculo avaliado (ANIANSSON *et al.*, 1986; HORTOBAGYI *et al.*, 2000; LEXELL; TAYLOR; SJÖSTRÖM, 1988). Há evidências de que, dos 20 aos 80 anos de idade, as reduções médias na área muscular, no número total de fibras e no tamanho de fibras tipo II são de 40%, 39% e 26%, respectivamente (LEXELL *et al.*, 1988). Além disso, no envelhecimento, a redução na massa muscular parece ser mais pronunciada nos membros superiores, independentemente do sexo (JANSSEN *et al.*, 2000). A Figura 3 mostra a sarcopenia em um idoso comparado a um jovem (NARICI, M.V.; MAGANARIS, 2006).

Figura 3 – Análise comparativa de imagens do músculo da perna de um jovem de 20 anos (lado esquerdo) e de um idoso de 75 anos (lado direito) realizadas por meio de ressonância magnética.



Fonte: Narici; Maganaris (2006).

A sarcopenia na senescência tem sido atribuída, principalmente, a um processo neurogênico lentamente progressivo, levando à morte do motoneurônio e, conseqüentemente, à atrofia ou à apoptose da fibra muscular, na UM – predominantemente nas UMs rápidas (CAMPBELL; MCCOMAS; PETITO, 1973; DIRKS; LEEUWENBURGH, 2005; LEXELL, 1995; MCNEIL *et al.*, 2005; STÅLBERG *et al.*, 1989; TOMLINSON; IRVING, 1977). É interessante mencionar que a fragmentação e a deterioração da junção neuromuscular (JNM)

representa a alteração neural do envelhecimento há mais tempo estudada (LI; XIONG; MEI, 2018). Embora as etiologias da morte neuronal e da sarcopenia sejam complexas (AAGAARD *et al.*, 2010; NARICI, M.V.; MAGANARIS, 2006), tem sido proposto que, no envelhecimento, uma falha na estrutura mitocondrial afetaria a produção de ATP e, conseqüentemente, a transferência de energia suficiente para a JNM (BRUNETTA *et al.*, 2020; DIRKS; LEEUWENBURGH, 2005). A redução no número de motoneurônios/UMs parece ocorrer após os 60 anos, porém, consideráveis perdas são observadas nos indivíduos mais idosos (~80 anos) (MCNEIL *et al.*, 2005; TOMLINSON; IRVING, 1977). Em corredores masters, o número de UMs funcionais foi preservado em indivíduos menos idosos (~65 anos), mas não nos mais idosos (>80 anos) (POWER *et al.*, 2010).

Indiscutivelmente, os prejuízos quantitativos e qualitativos nas fibras musculares concorrem para o comprometimento da função muscular no envelhecimento (AAGAARD *et al.*, 2010; POWER *et al.*, 2013). Nesse contexto, Power *et al.*, (2013) concluem que a diminuição na razão entre as áreas de fibras tipo II:fibras tipo I representa um déficit relativo na expressão das isoformas da miosina de cadeia pesada (*myosin heavy chain* – MHC) MHC IIa e IIx, o que contribui para ações musculares mais fracas, mais lentas e menos potentes em idosos comparados a não idosos. Substanciais reduções na capacidade de produção de força máxima e de potência muscular podem ser observadas em idosos, especialmente após a 6ª década de vida (CLARK; MANINI, 2012; HORTOBAGYI *et al.*, 2000; MCNEIL *et al.*, 2005; RAJ; BIRD; SHIELD, 2010). Contudo, a redução na força muscular, no envelhecimento, não pode ser atribuída somente à sarcopenia *per se*, mas também a diversos outros fatores, incluindo o declínio no aporte neural (e.g., diminuição na capacidade de ativação de UMs e na ativação de músculos agonistas e aumento na co-ativação de músculos antagonistas) e as alterações na arquitetura muscular (e.g., redução na espessura do músculo em razão da perda de sarcômeros em paralelo e no comprimento do fascículo muscular devido à perda de sarcômeros em série) (NARICI, M.V. *et al.*, 2003; NARICI, M.V.; MAGANARIS, 2007; POWER; DALTON; RICE, 2013). A adição de sarcômeros em paralelo influencia positivamente a produção máxima de força, enquanto um acréscimo em série dos sarcômeros (sarcomerogênese) favorece a velocidade de encurtamento (LIEBER; FRIDÉN, 2000). Portanto, assim como a sarcopenia, as mudanças na arquitetura muscular podem prejudicar a capacidade muscular de geração de força máxima e de força rápida nos idosos (LIEBER; FRIDÉN, 2000; NARICI, M.V. *et al.*, 2003; RAJ; BIRD; SHIELD, 2010). Em um estudo

transversal, Narici *et al.* (2003) observaram menores medidas quanto à área de secção anatômica (19%), o volume (25%), o comprimento do fascículo (10%), o ângulo de penação (13%) e a área de secção transversa (15%) do músculo gastrocnêmio medial em homens idosos (n = 16; 70-81 anos) comparados a homens adultos (n = 14; 27-42).

2.4 FADIGA E FATIGABILIDADE

Atualmente, a fadiga tem sido definida como um sintoma incapacitante no qual a função física e/ou a cognitiva são limitadas por interações entre dois atributos interdependentes: a fatigabilidade de desempenho e a fatigabilidade percebida (KLUGER *et al.*, 2013; ENOKA; DUCHATEAU *et al.*, 2016). Segundo Enoka e Duchateau (2016), o termo fatigabilidade diz respeito ao nível de fadiga manifestada por um indivíduo em resposta às exigências da tarefa que a ela induz. Conforme os autores, a fatigabilidade de desempenho representa a redução em uma medida direta de desempenho durante um intervalo de tempo específico e é relacionada com a diminuição na ativação muscular e na função contrátil, devido a alterações de fatores centrais e/ou periféricos tais como reduções na excitabilidade de motoneurônios e na produção de força muscular, respectivamente. A fatigabilidade percebida deriva de mudanças em sensações que controlam a integridade do indivíduo que executa a tarefa com base na manutenção da homeostase e no estado psicológico (ENOKA; DUCHATEAU, 2016). A sensação de fadiga seria, portanto, a interpretação consciente de um conjunto de *inputs* aferentes de vários sistemas fisiológicos e *inputs* não sensoriais, incluindo fatores psicológicos e motivacionais (NOAKES, 2000; NOAKES; ST. CLAIR GIBSON; LAMBERT, 2005; ST. CLAIR GIBSON *et al.*, 2003)

A fatigabilidade – de desempenho e a percebida – associada ao exercício depende de uma variedade de fatores, tais como: o tipo, o volume, a intensidade e a velocidade do esforço e o nível de atividade física do indivíduo avaliado (CHRISTIE; SNOOK; KENT-BRAUN, 2011; CUNANAN *et al.*, 2018; ENOKA; DUCHATEAU, 2016). A fadiga muscular, em especial, é um processo multifatorial; suas causas exatas e a importância de cada fator em particular, são complexas e não completamente conhecidas ou compreendidas, variando desde a geração de um inadequado comando no córtex motor a alterações periféricas (BIGLAND-RITCHIE, 1981; PLACE; BRUTON; WESTERBLAD, 2009; ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008). Bigland-Ritchie (1981) propôs que dentre os sítios potencialmente

susceptíveis a fadiga, na ativação neuromuscular, estariam: (i) o *input* de excitação para o córtex motor; (ii) o impulso (*drive*) excitatório para motoneurônios na região mais inferior; (iii) a excitabilidade dos motoneurônios; (iv) a transmissão neuromuscular; (v) a excitabilidade do sarcolema; (vi) o acoplamento excitação–contração; e (vii) a disponibilidade de energia metabólica. Portanto, a instauração da fadiga estaria associada a alterações em três níveis: supraespinhal, da medula espinhal e muscular (GANDEVIA, 2001). Neste último contexto, diferentes mecanismos periféricos vêm sendo identificados como possíveis determinantes da redução no desempenho muscular, como, por exemplo: (i) falha na propagação do potencial de ação na superfície do sarcolema e dos túbulos T, em consequência de alterações nas concentrações de íons, particularmente o potássio (K^+), não compensadas pela bomba Na^2+/K^+ ; (ii) prejuízo na liberação e reabsorção de Ca^{2+} do retículo sarcoplasmático, devido à formação e precipitação do complexo fosfato inorgânico (P_i)– Ca^{2+} e/ou oxidação dos canais de liberação de Ca^{2+} ; e (iii) redução na sensibilidade miofibrilar ao Ca^{2+} promovida pelo acúmulo de P_i ou H^+ . (ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008; HARGREAVES, 2008; FITTS, 2008; PLACE; BRUTON; WESTERBLAD, 2009;)

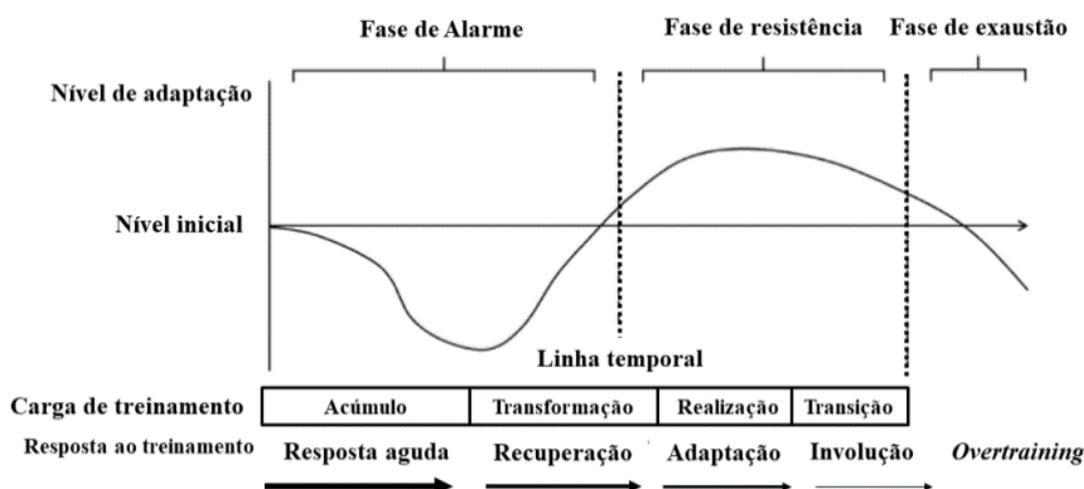
Portanto, dependendo das condições de exercício, os mecanismos envolvidos no desenvolvimento da fadiga podem estar associados a distúrbios no Sistema Nervoso Central (SNC) e/ou a fatores periféricos próximos e/ou no músculo *per si* (HARGREAVES, 2008). Contudo, a compreensão dos mecanismos da fadiga é adicionalmente complicada pela possibilidade da ocorrência de ações sinérgicas entre dois ou mais determinantes, de acordo com a situação de exercício (FITTS, 2008). E esta parece ser uma das principais razões das diversas inconsistências verificadas entre os estudos em fibras ou músculos isolados e aqueles realizados *in vivo*, em animais ou seres humanos (ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008).

Em conformidade com as propostas anteriormente mencionadas (ENOKA; DUCHATEAU, 2016), a fatigabilidade percebida durante o exercício estaria associada a mudanças nos fatores moduladores relacionados à manutenção da homeostase (e.g., hidratação, oxigenação) e ao estado psicológico (e.g., motivação, humor, dor etc.) em relação às condições basais. Desse modo, informações sobre essas alterações seriam enviadas a estruturas cerebrais e por elas interpretadas e usadas para regular o ritmo do desempenho e, assim, controlar o desenvolvimento da fadiga (ENOKA; DUCHATEAU, 2016; NOAKES, 2000; NOAKES; ST. CLAIR GIBSON; LAMBERT, 2005; ST. CLAIR GIBSON *et al.*, 2003).

2.4.1 O papel da fadiga muscular no exercício de força

Em conformidade com os princípios da Síndrome de Adaptação Geral (SELYE, 1936) e da supercompensação durante a recuperação no pós-exercício e com o treinamento (YAKOVLEV, 1975), a fadiga muscular é uma reação normal à quebra da homeostase, que pode induzir a adaptações musculares, caso haja um intervalo suficiente de recuperação para a subsequente sessão de exercício (CUNANAN. *et al.*, 2018; YAKOVLEV, 1975) (Figura 4). O exercício de força é tipicamente um potencial agente estressor que quebra a homeostase orgânica (SELYE, 1936; 1976; YAKOVLEV, 1975), levando, assim, à fadiga muscular (ORSSATTO *et al.*, 2018; D'EMANUELE *et al.*, 2021). Por sua vez, a fadiga muscular é um importante estímulo para diversas adaptações musculares, incluindo o aumento da capacidade de produção de força muscular (YAKOVLEV, 1975; CUNANAN *et al.*, 2018).

Figura 4 – Modelo mecanicístico da síndrome da adaptação geral (SAG) que engloba três distintas fases (1) alarme, (2) resistência e (3) exaustão.



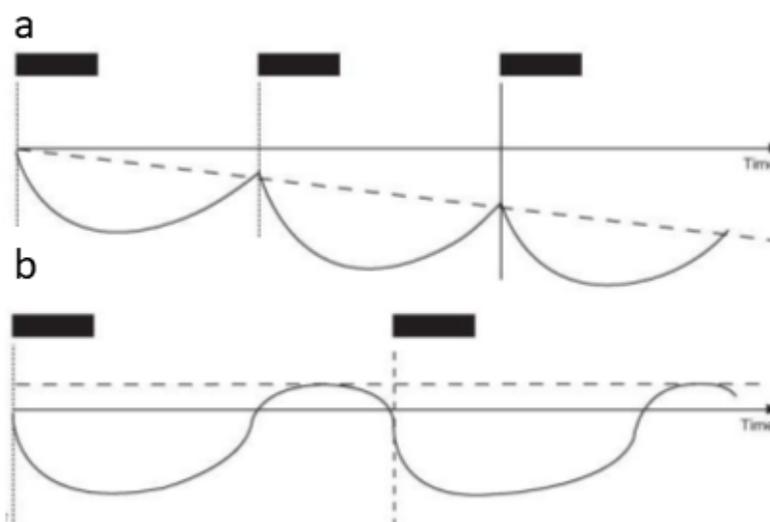
Fonte: Adaptado de Cunanan *et al.* (2018).

Contudo, embora a frequência de treinamento seja um dos fatores cruciais para aumento na força muscular (BAECHELE; EARLE, 2008; RATAMESS *et al.*, 2009), o acúmulo excessivo de fadiga sessão-a-sessão pode inibir as adaptações fisiológicas aos estímulos do treinamento, além de produzir efeitos psicológicos indesejáveis e aumentar o potencial para a ocorrência de lesões, de doenças e de *overtraining* (CUNANAN *et al.*, 2018) (Figura 4). Por outro lado, caso o intervalo entre a primeira e a segunda sessão de exercício

for muito curto, o nível de preparação do indivíduo diminui (Figura 5a). Em contrapartida, se o intervalo entre as sessões for longo e nenhum tipo de atividade física regular for realizado, não haverá quaisquer alterações do nível de preparo do indivíduo (Figura 5b) (ZATSIORSKY; KRAEMER, 2006).

Assim sendo, considerando o período após uma sessão de TF, o acúmulo das respostas agudas causadas pelo estresse do exercício levaria à manifestação da fadiga muscular; posteriormente a um período suficiente de recuperação, haveria uma elevação (supercompensação) na capacidade de produção de força, com conseqüente melhora no desempenho (SELYE, 1936; YAKOVLEV, 1975). Portanto, o intervalo entre as sessões, bem como a intensidade e o volume de treino, deve ser monitorados, a fim de se alcançar os objetivos do treinamento e prevenir situações de *overreaching* e/ou *overtraining*. Entretanto, desde que bem programado pode ser decisivo no processo adaptativo do treinamento (BORRESEN; LAMBERT, 2009; BOURDON *et al.*, 2017).

Figura 5 – Representação teórica da curva teórica de supercompensação em dois cenários (a) intervalo de recuperação muito curto entre as sessões e (b) intervalo de recuperação muito longo entre as sessões.

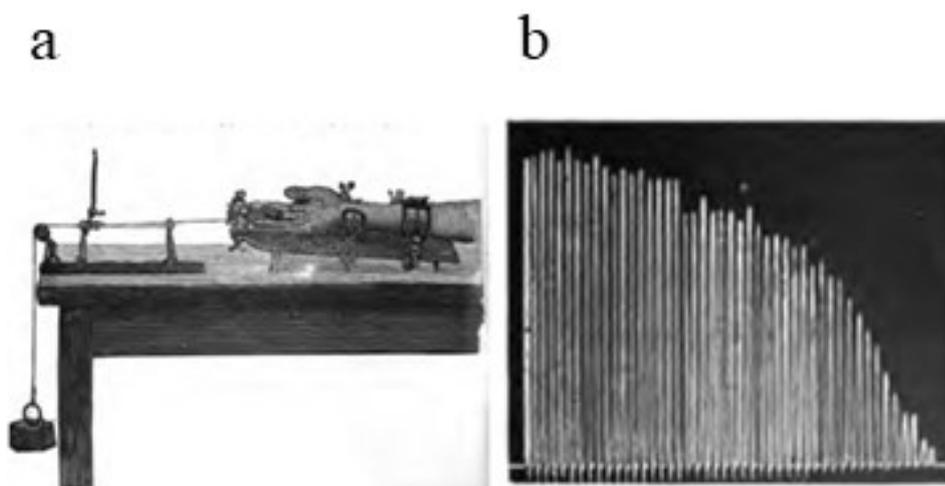


Fonte: Adaptado de ZATSIORSKY; KRAEMER (2006).

2.4.2 Métodos de avaliação da fadigabilidade no exercício

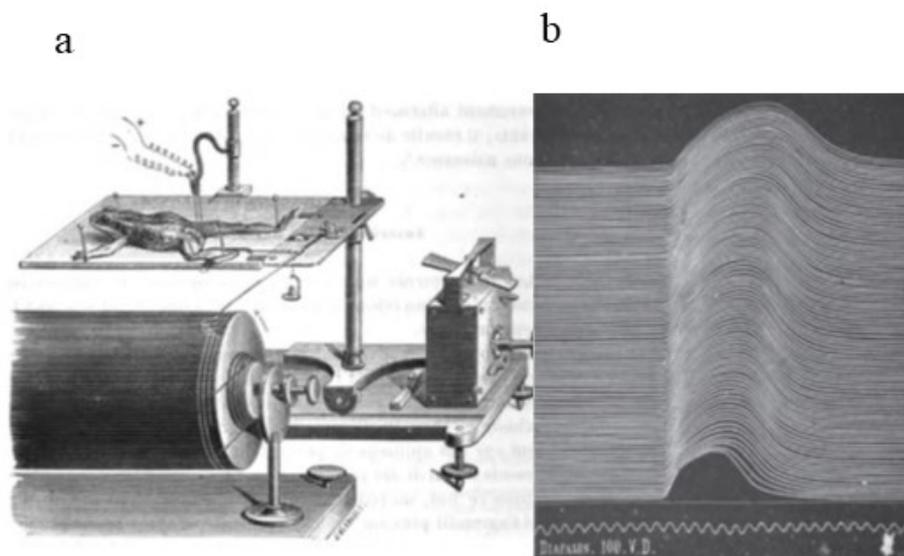
Diversos métodos para a avaliação da fadigabilidade associada ao exercício têm sido descritos na literatura (ALLMAN; RICE, 2002; ENOKA; DUCHATEAU, 2016; MOSSO, 1904; STACKHOUSE *et al.*, 2001; VERNILLO *et al.*, 2018). Em uma abordagem histórica, no fim do século 19, já estava estabelecida a noção de que a fadiga muscular poderia estar associada ao músculo *per si* bem como ao aparato neural que o aciona (GANDEVIA, 2001). Naquela época, uso do ergógrafo, por exemplo, foi desenvolvido com o intuito de medir diretamente o trabalho mecânico muscular e os efeitos da fadiga, em músculo humano, durante uma dada tarefa (Figura 6) (MOSSO, 1904). Já com o uso do “miógrafo” (Figura 7) – mais tarde chamado de eletromiógrafo –, os fisiologistas foram capazes, a partir de registros da atividade elétrica do músculo, de quantificar e identificar aspectos das ações musculares (MAREY, 1885; MOSSO, 1904), o que permitiu o surgimento de exemplos clássicos de avaliações da fadiga neuromuscular, onde o pesquisador interpretava a ocorrência da fadiga com base na redução nas contrações durante uma tarefa estimulada eletricamente ou voluntária (MAREY, 1885; MOSSO, 1904; GANDEVIA, 2001).

Figura 6 – (a) Arranjo do ergógrafo para avaliar a fadiga nos músculos flexores dos dedos; e (b) respectivo registro das contrações musculares voluntárias.



Fonte: Adaptado de MOSSO (1904).

Figura 7– (a) Arranjo do miógrafo simples para avaliar a fadiga no músculo da perna de rã submetida a estímulos sucessivos; e (b) respectivo registro das contrações musculares.



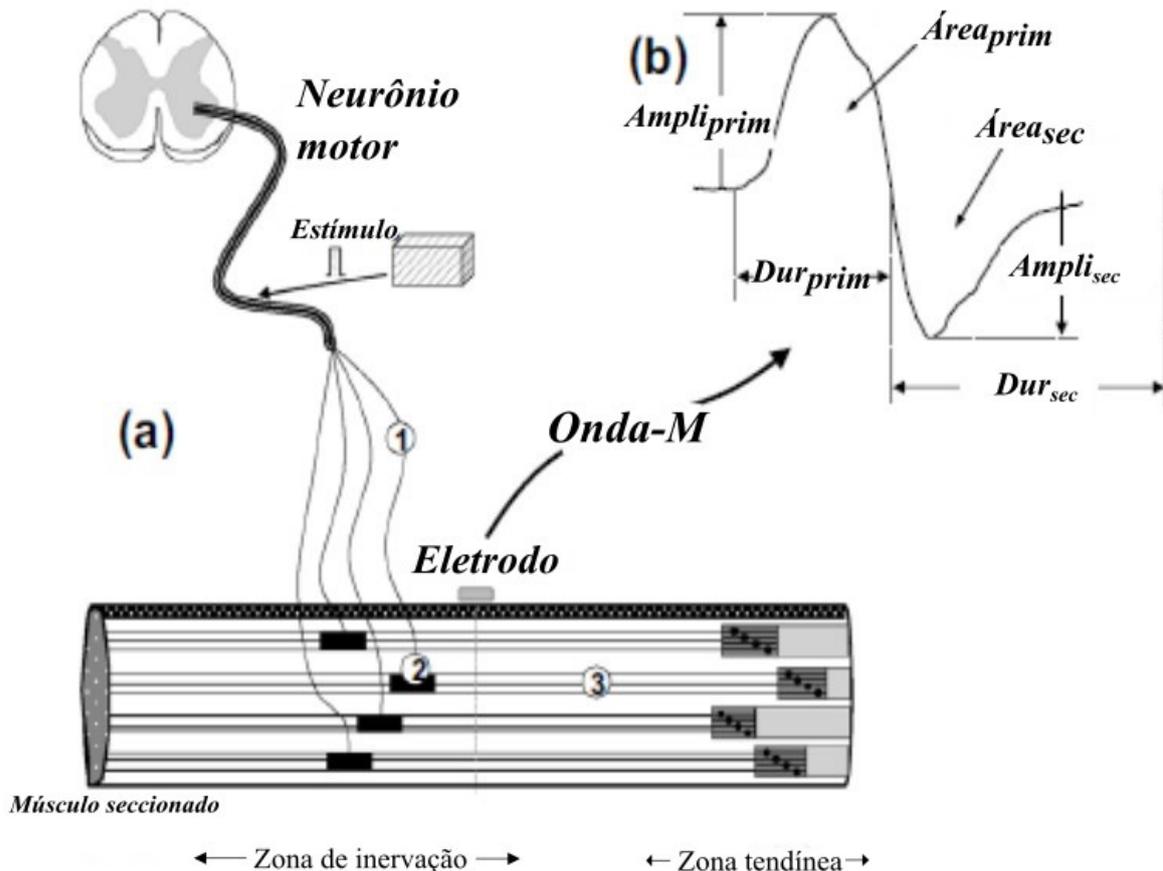
Fonte: Adaptado de MAREY (1885).

Para a indução da fadiga muscular, métodos que empregam a estimulação elétrica ou o desempenho voluntário – i.e. (a) exercícios isométricos; (b) exercícios dinâmicos; (c) exercícios sustentados; (d) exercícios intermitentes; (e) máxima produção de força; e (f) mínima produção de força – têm sido amplamente empregados (BIGLAND RITCHIE *et al.*, 1983; ENOKA; DUCHATEAU, 2016; LAKE, D.A., 1992). Dessa forma, é possível quantificar a fatigabilidade por meio da medida de variados fatores tais como: (i) amplitude da onda-M; (ii) estímulos elétricos pareados (*doublets*) ou simples (*single twitches*); (iii) produção de força máxima; (iv) produção de potência máxima; (v) tempo de reação; (vi) PSE; (vii) frequência cardíaca; (viii) pressão arterial; e (ix) temperatura corporal (ENOKA; DUCHATEAU, 2016).

As avaliações via estimulação elétrica podem indicar alterações que afetam a transmissão do potencial de ação desde o SNC até a periferia dos músculos (GANDEVIA, 2001; JONES, 1996). A onda-M (potenciais de ação musculares compostos), por exemplo, representa a soma da atividade elétrica das unidades motoras cujos motoneurônios foram estimulados (PASQUET *et al.*, 2000; RODRIGUEZ-FALCES; PLACE, 2018). Na quantificação do nível de fadiga por meio da avaliação da onda-M, o surgimento desta onda bem como das suas amplitudes máxima e mínima ocorrem após milissegundos a partir do início dos estímulos elétricos. Após o aparecimento da onda-M, a intensidade do estímulo é

elevada (em 25%), para a verificação da M_{max} . A M_{max} é a representação de todas as UMs do músculo ativadas simultaneamente (FINN *et al.*, 2018; LEE; CARROLL, 2005; SCAGLIONI *et al.*, 2003) (Figura 8).

Figura 8 – Possíveis eventos que podem levar ao comprometimento da propagação neuromuscular.

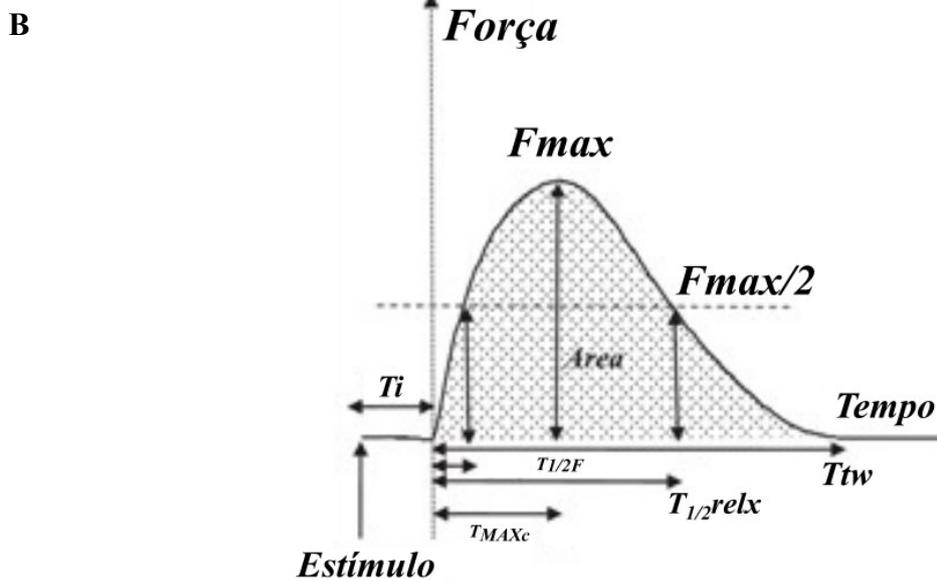
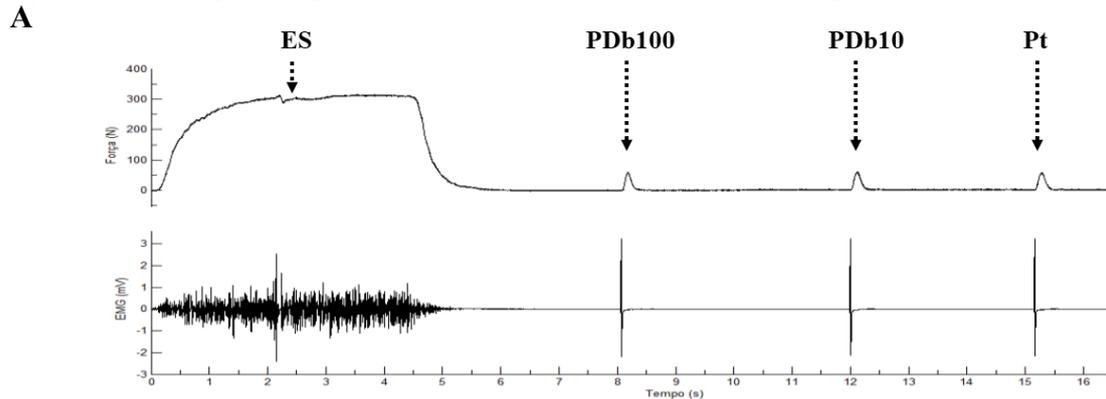


Fonte: Adaptado de Rodrigues-Falces; Place (2018). Aumento no limiar de recrutamento axonal (a-1), falha na junção neuromuscular, (a-2) e membrana sarcoplasmática da fibra com a excitabilidade prejudicada (a-3). Definição dos parâmetros da amplitude da onda M: duração, e área do primeiro ($Ampli_{prim}$, Dur_{prim} e $Área_{prim}$) e a segunda fase ($Ampli_{secun}$, Dur_{secun} e $Área_{secun}$) (b).

Outra maneira de avaliar a fadiga neuromuscular empregando a estimulação elétrica é por meio de estímulos elétricos pareados (*doublets*) ou de estímulos simples (*single twitches*). Os *doublets*, por exemplo, informam sobre a fatigabilidade em motoneurônios de alta frequência (fadiga de alta frequência) e de baixa frequência (fadiga de baixa frequência) – avaliada por *doublets* frequência alta (100 Hz; i.e., intervalo de 10 ms entre cada estímulo) e

de frequência baixa (10 Hz ; i.e., intervalo de 100 ms entre cada estímulo), respectivamente (Figura 9) (ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008; PLACE; BRUTON; WESTERBLAD, 2009; PLACE; MILLET, 2020).

Figura 9 – Exemplos esquemáticos da atividade neuromuscular após a estimulação elétrica.



A: ES, estímulo sobreposto. PDb100, PDb10, estímulos duplos a 100 e 10 Hz potencializados (*doublets*); Pt, pico de torque do estímulo simples (peak *twitch* torque) (Fonte: Adaptado de BERNEIRA (2015). B: Parâmetros analisados em resposta aos efeitos de estímulos elétricos pareados (*doublets*) ou estímulos elétricos simples (*single twitches*) F_{max} , força máxima de contração; $F_{max}/2$, valor da força até metade do tempo de atingir metade do tempo até a F_{max} ; T_i , tempo entre a posição do tempo do estímulo (indicada pela seta de impulso) e o início do desenvolvimento da força; $T_{1/2F}$, tempo desde o início da contração até o momento em que a força

atinge a metade do seu valor máximo; T_{MAXc} , tempo desde o início da contração até o momento em que a força atinge seu valor máximo; $T_{1/2r}$, tempo desde o início da contração até o momento em que durante a fase de relaxamento a força da unidade motora diminui à metade de seu valor máximo; T_{tw} , tempo de duração do *twitch*; Área, área sob a curva da força contrátil. (Fonte: Acervo do autor).

Atualmente, a avaliação da fatigabilidade de desempenho baseada nas medidas da CIVM e da sEMG tem sido amplamente utilizada em estudos envolvendo exercícios de força (PELTONEN *et al.*, 2017; WALKER *et al.*, 2017; WALKER; PELTONEN; *et al.*, 2013). A redução na CIVM decorre da diminuição, induzida pelo exercício, na amplitude da atividade elétrica do músculo e, conseqüentemente, na força máxima. Durante exercícios de alta intensidade, por exemplo, uma redução na sEMG está associada ao declínio na capacidade de ação muscular (TAYLOR; GANDEVIA, 2008; WESTERBLAD *et al.*, 2010). Entretanto, é importante enfatizar que a taxa de redução da força máxima detectada pode variar segundo as condições testadas, havendo uma dependência não apenas do tipo de exercício – i.e., dependência da tarefa (ALLMAN; RICE, 2002; ENOKA; STUART, 1992) –, como também método de avaliação utilizado para se determinar a fatigabilidade no desempenho, o que poderia em parte explicar as divergências dos resultados entre os estudos que avaliaram a fadiga neuromuscular relacionada à idade (ALLMAN; RICE, 2002). Além disso, quanto ao método de avaliação, a literatura sugere que a AV de motoneurônios e de fibras musculares em humanos é subótima e, portanto, a CIVM é comumente menor do que a força máxima verdadeira; assim, a CIVM medida pode, muitas vezes, não refletir a verdadeira capacidade de produção de força muscular máxima (TAYLOR; GANDEVIA, 2008; WESTERBLAD; BRUTON; KATZ, 2010). Portanto, os métodos classicamente empregados servem como índices de avaliação da fatigabilidade no desempenho, mas podem não fornecer uma informação precisa sobre a magnitude da mesma (ENOKA; DUCHATEAU, 2016).

A AV é um método alternativo de quantificação da atividade voluntária muscular, o qual envolve a relação entre a capacidade de produção de força máxima e a força estimulada eletricamente (Figura 9) (BELLEMARE; BIGLAND-RITCHIE, 1984; SHIELD; ZHOU, 2004; WALKER *et al.*, 2017; WALKER; PELTONEN; *et al.*, 2013). A medida da AV representa o valor percentual da ativação voluntária do músculo e é calculada a partir da razão entre o estímulo elétrico (*twitch*) durante uma CIVM (*twitch* sobreposto – *superimposed twitch*) e o *twitch* em repouso – ou seja, após a ação muscular –, subtraída de um coeficiente

multiplicado por cem, conforme a seguinte equação (GANDEVIA, 2001; PLACE *et al.*, 2007; TAYLOR; GANDEVIA, 2008): $AV (\%) = [1 - (\text{Db100Hz sobreposto} / \text{Db100Hz pos})] \times 100$

A percepção consciente do esforço (i.e., fadigabilidade percebida) em populações idosas tem sido avaliada por meio de instrumentos de autorrelato (BERGH *et al.*, 2000; HADDAD *et al.*, 2017; VIEIRA *et al.*, 2014a), como por exemplo, a escala de PSE (BORG, 1954) – variando de “nenhum” a “máximo esforço” (escores de 6 a 20).

2.5 AVALIAÇÃO DA FORÇA E DA MORFOLOGIA MUSCULAR

2.5.1 Força muscular

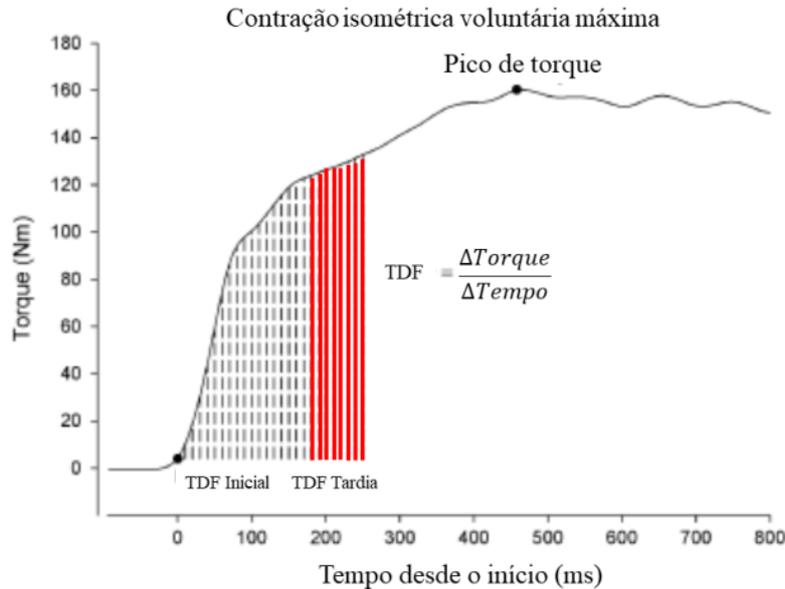
A avaliação da força muscular é de fundamental importância para qualificar, prescrever e acompanhar o progresso do idoso não-frágil ou frágil que esteja ou não envolvido em algum programa de TF. Em linhas gerais, a avaliação da força muscular é uma maneira de quantificar e qualificar a capacidade neuromuscular do idoso. Já está bem descrito na literatura que há uma relação inversamente proporcional entre a capacidade neuromuscular e a taxa de longevidade de idosos (KRAMER; COLCOMBE, 2018; VOELCKER-REHAGE; GODDE; STAUDINGER, 2010). Além disso, a força muscular está diretamente associada ao aumento no desempenho dos movimentos (e.g., caminhar, correr, saltar e reequilibrar após um tropeço), melhora nas características relacionadas à curva força-tempo (e.g., taxa de desenvolvimento de força, impulso contrátil) e redução do risco de lesão osteomioarticulares (SUCHOMEL; NIMPHIUS; STONE, 2016). Existem duas maneiras de se avaliar a força muscular¹: (1) isometricamente e (2) dinamicamente. Destes modos, pode-se mensurar as diversas manifestações da força muscular, que são a força máxima, a força rápida, a força potência e a força resistência. Portanto, por meio da avaliação da força muscular, três das sete valências físicas do organismo humano – i.e., força, resistência, velocidade, agilidade, coordenação, flexibilidade e equilíbrio – podem ser analisadas.

¹ Pelo fato da difícil tarefa em mensurar a força muscular *in vivo*, na presente tese estaremos nos referindo ao torque muscular.

2.5.1.1 Avaliação da capacidade de produção de força rápida

Embora haja diferentes manifestações da força muscular, neste subtópico, será abordada somente a maneira isométrica de avaliação da força rápida – termo que, segundo alguns autores, é equivocadamente denominado como “força explosiva” (RODRÍGUEZ-ROSELL *et al.*, 2018; WINTER *et al.*, 2016). Inicialmente, a força rápida foi avaliada por meio da análise da taxa de desenvolvimento de força (TDF), realizada pelo Dr. Schmidtbleicher (1981). Desde então, a avaliação da TDF ganhou visibilidade e foi difundida, sendo aplicada em larga escala na população, de certa forma simples, não invasiva e rápida de executar, porém com um custo relativamente alto para aplicação no campo prático (MAFFIULETTI *et al.*, 2016). Comumente, a força rápida é avaliada por meio da análise da curva força- ou torque-tempo. Desta forma, a TDF pode ser avaliada em janelas prévias (0-25, 0-50, 0-75, 0-100 ms) e em janelas tardias (0-150, 0-200, 0-250 ms). As janelas prévias teriam maior associação com o sistema nervoso central, enquanto as tardias se associariam à capacidade contrátil do músculo (ANDERSEN *et al.*, 2010; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014) (Figura 10).

Figura 10 – Esquema representativo de uma ação muscular isométrica voluntária máxima do músculo quadríceps em um único indivíduo, demonstrando o pico de torque e diversas janelas temporais a partir do início da ação muscular (0-10, ... , 0-250 ms), para a determinação da taxa de desenvolvimento de força (TDF).



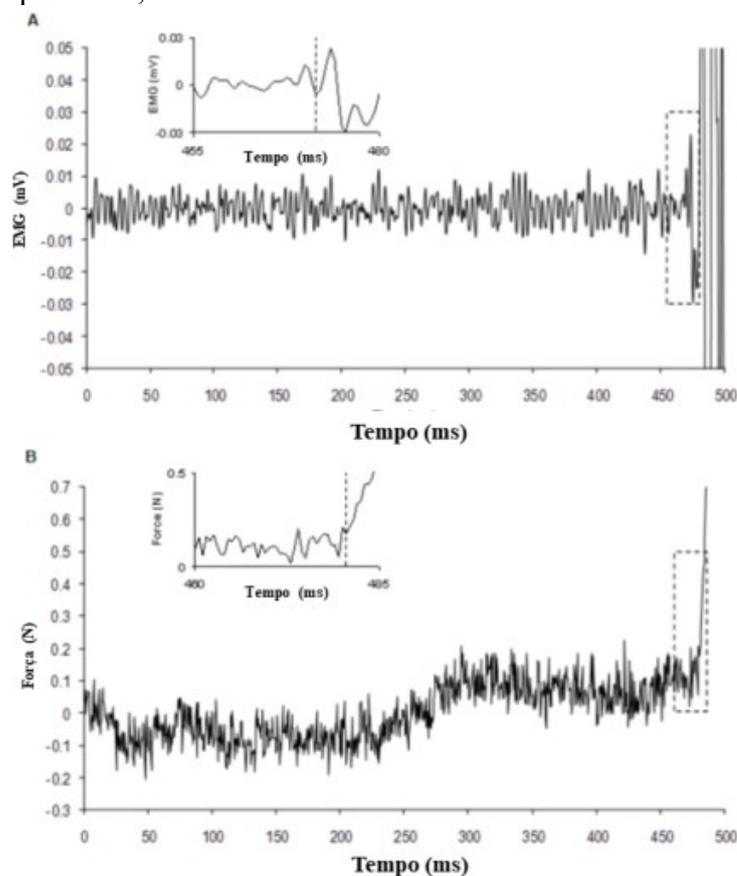
Fonte: Adaptado de ANDERSEN *et al.* (2010).

Na figura 10, o avaliado, a partir do estado em repouso (i.e., estático), ao sinal luminoso ou sonoro, contraiu o músculo analisado o mais rápido possível, por um tempo pré-estabelecido (entre 3 – 5 s), e com intervalo entre as tentativas relativamente longo (60 – 120 s) (ANDERSEN *et al.*, 2010). Em geral, os avaliados são testados três a quatro vezes com o intuito de reduzir o coeficiente de variação da CIVM (AAGAARD *et al.*, 2002). Embora, haja interesse por este tipo de avaliação, existem diversos problemas metodológicos os quais atrapalham a comparação dos parâmetros concernentes à TDF. A maioria dos estudos que investigaram a TDF têm apresentado um grande coeficiente de variação e erro técnico de medida, e isto pode subestimar ou superestimar os resultados (WALKER *et al.*, 2015). Esses erros intrínsecos ao método podem ser atribuídos à instrução fornecida (SAHALY *et al.*, 2001) e, principalmente, ao critério utilizado para verificar o momento do início de inclinação da força ou do torque muscular (TILLIN *et al.*, 2010; BALSHAW *et al.*, 2016).

Segundo autores que analisaram os critérios para a determinação dos inícios da ativação eletromiográfica e da curva da TDF, a identificação manual (visualmente) seria mais

sensível e precisa em comparação a métodos automáticos (HODGES; BUI, 1996; TILLIN *et al.*, 2010). Por conta disso, a identificação manual dos inícios da ativação e da geração de força (Figura 11) tem sido considerada padrão-ouro para a realização de diagnósticos acerca dos parâmetros neuromusculares tão sensíveis (HODGES; BUI, 1996; TILLIN *et al.*, 2010).

Figura 11 – Representação dos sinais EMG do músculo reto femoral (A) e de força (B) antes do começo de uma ação muscular isométrica rápida dos músculos extensores do joelho. Os gráficos em menor escala são ampliações do sinal dentro da linha tracejada na qual o investigador confirma o começo do sinal (representado pela linha tracejada) situado no ápice do último pico/vale, antes do sinal ser desviado do ruído da linha de base.



Fonte: Adaptado de TILLIN *et al.* (2010). EMG, eletromiográficos.

O início da força rápida é tipicamente precedido por um período de silêncio eletromiográfico (EMG) – i.e., pouca ou nenhuma atividade muscular –, o qual parece favorecer a sincronização de unidades motoras (BEHM; SALE, 1993; MORITANI; SHIBATA, 1994; MORTIMER; EISENBERG; PALMER, 1987). O período de silêncio EMG pode ser visualizado previamente às contrações balísticas, tanto nos grupamentos musculares agonistas quanto nos antagonistas, porém parece ser uma resposta com grande variabilidade

entre sujeitos, ocorrendo em espaços de tempo bem curtos (i.e., 50 – 60 ms), antes do início da ação muscular (MORTIMER *et al.*, 1987; MORITANI; SHIBATA, 1994). Em vista disso, em 2016, um grupo de renomados cientistas propôs – com base no estudo de Bellumori *et al.* (2011) – um novo modelo de avaliação da TDF (MAFFIULETTI *et al.*, 2016). Nesse modelo, os indivíduos receberiam a instrução de exercer a ação muscular “o mais rápido e mais forte”, porém, com ênfase em exercer a força o “mais rápido possível”. Para tanto, seriam necessárias até cinco boas contrações – com duração de 1-s, cada uma, e com intervalos curtos de 20-s entre elas –, das quais o pesquisador iria selecionar as três melhores. As contrações para medir a TDF deveriam ser executadas separadamente daquelas para a determinação da CIVM. Além disso, os autores sugeriram a utilização do critério manual para detecção do início da ação muscular, ao invés do que tem sido usado tipicamente nas pesquisas da área do exercício físico (e.g., ≥ 2 DP da linha basal).

Portanto, em comparação à sugestão de determinação da TDF descrita anteriormente (ANDERSEN *et al.*, 2010), é possível que o protocolo proposto acima (MAFFIULETTI *et al.*, 2016) seja mais reprodutível e confiável (TILLIN *et al.*, 2010; MAFFIULETTI *et al.*, 2016) e, assim, forneça resultados mais consistentes, que possam auxiliar de forma mais efetiva na prescrição de exercícios e no monitoramento dos idosos no período de treinamento. No entanto, até o presente momento, não há informações, na literatura, concernentes à reprodutibilidade e à confiabilidade deste método de avaliação da TDF em idosos.

2.5.1.2 Avaliação da capacidade de produção de força máxima

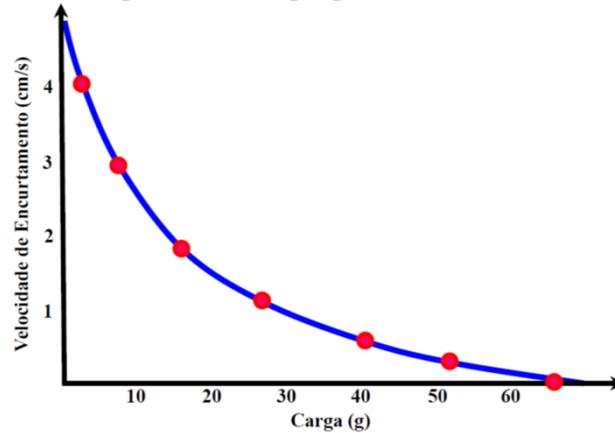
A literatura apresenta dois tipos de testes que avaliam a capacidade máxima de produção de força: os que são realizados durante contrações dinâmicas (i.e., concêntricas ou excêntricas) e os testes isométricos. Tradicionalmente, o teste de uma repetição máxima (1-RM) é o mais usado tanto em atletas (APPLEBY; NEWTON; CORMIE, 2012) como em não atletas, adultos (WALKER *et al.*, 2016) ou idosos (HÄKKINEN *et al.*, 2001; MOURA *et al.*, 2018; TURPELA *et al.*, 2017; WALLERSTEIN *et al.*, 2012). O teste 1-RM apresenta índice de erro técnico de medida aceitável e baixo coeficiente de variação entre os dias de testes, o que lhe confere boa confiabilidade e reprodutibilidade nos seus resultados (AMARANTE DO NASCIMENTO *et al.*, 2018; PHILLIPS *et al.*, 2004). No entanto, o teste apresenta diversas limitações, incluindo: (i) ser inadequado durante os períodos de competições, devido, por

exemplo, ao dispêndio de tempo e ao risco de lesão (LOTURCO *et al.*, 2015); (ii) não ser apropriado para novatos em TF (JIDOVITSEFF *et al.*, 2011); sendo assim, (iii) é afetado pela familiarização ao teste (PHILLIPS *et al.*, 2004; PLOUTZ-SNYDER; GIAMIS, 2001; SILVA-BATISTA *et al.*, 2011); e (iv) demandar muitos dias de testes até que valores de 1-RM confiáveis sejam obtidos (MCMASTER *et al.*, 2014). Com respeito aos testes isométricos (i.e., CIVM), estes podem ser realizados em máquinas multi- ou monoarticulares, o que lhes confere diversas vantagens, tais como: (i) simplicidade e praticidade; (ii) curta duração; (iii) poucas visitas de familiarização; (iv) alto nível de reprodutibilidade; (v) acessibilidade a homens e a mulheres; e (vi) possibilidade de ser realizado por novatos em TF (DRAKE; RUGBY; DRAKE, 2017). Por outro lado, uma desvantagem do teste da CIVM é requerer equipamento específico para mensurar a força e/ou torque (i.e., dinamômetro isocinético ou células de carga).

2.5.1.3 Caracterização da relação força-velocidade

O trabalho pioneiro A.V. Hill (HILL, 1938), acerca da propriedade mecânica da relação força-velocidade (F-V) do músculo, tem embasado, notavelmente, discussões na área da Ciência do Exercício e, mais recentemente, no envelhecimento (DALTON *et al.*, 2010; POWER *et al.*, 2011; VAN DRIESSCHE; DELECLUSE; *et al.*, 2018; VAN DRIESSCHE; VAN ROIE; *et al.*, 2018; VAN ROIE *et al.*, 2011). De acordo com Hill (1938), quando há uma necessidade de produzir grande quantidade de força muscular, há uma baixa taxa de liberação de energia para o músculo, o que resulta em uma lenta produção de velocidade. Já no momento em que a carga externa diminui drasticamente, a velocidade de encurtamento muscular aumenta exponencialmente. Dessa maneira, a propriedade mecânica força-velocidade durante a ação muscular concêntrica tem um formato gráfico hiperbólico (Figura 12). Esse paradigma fundamentou posteriormente a teoria das pontes-cruzadas, no trabalho clássico de Andrew Huxley (1954). Além disso, com base nas evidências em fibras isoladas e movimentos uniarticulares, é possível que a maior velocidade de ação muscular ocorra a ~30% da tensão isométrica máxima (CORMIE; MCGUIGAN; NEWTON, 2011).

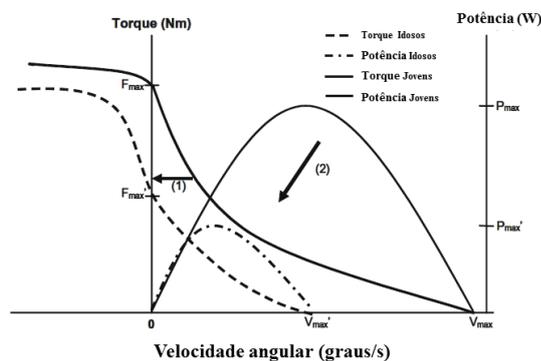
Figura 12 – Modelo hiperbólico da propriedade muscular força-velocidade.



Fonte: Adaptado de Hill (1938).

Conforme mencionado anteriormente, alguns trabalhos têm avaliado a relação força-velocidade em indivíduos idosos (DALTON *et al.*, 2010; POWER *et al.*, 2011; VAN ROIE *et al.*, 2011; VAN DRIESSCHE *et al.*, 2018). Devido às alterações neuromusculares decorrentes do envelhecimento, as relações F-V, torque-velocidade (T-V) e potência-velocidade (P-V) são comprometidas, o que, como consequência, podem prejudicar o idoso na realização das atividades da vida diária (AVDs) (RAJ; BIRD; SHIELD, 2010; VAN ROIE *et al.*, 2011). Com o envelhecimento, ocorrem mudanças nos sentidos vertical (para baixo) e médio-lateral (para esquerda) nas curvas T-V e P-V (RAJ; BIRD; SHIELD, 2010) (Figura 13).

Figura 13 – Resumo comparativo (jovens vs. idosos) nas relações força-velocidade e potência-velocidade.



Fonte: Adaptado de Raj; Bird; Shield (2010).

A avaliação da relação F-V e T-V é comumente realizada em aparelhos isocinéticos, em que são configuradas algumas velocidades – das lentas (e.g., 60°) até as rápidas (e.g.,

240°) – contra uma determinada carga. No entanto, a aplicação deste método apresenta algumas limitações quanto a sua extrapolação para as AVDs de idosos, pois, durante estas, a imposição de carga e de velocidade é exatamente o oposto do que se aplica durante um teste isocinético – i.e., carga livre e velocidade controlada. De outro modo, um método não tão comum seria avaliar as relações F-V e T-V sob condições onde há o controle da carga e não da velocidade. Para este fim, o dinamômetro isocinético (Biodex System 4, Biodex Medical Systems, Shirley, NY, USA) possui então o modo isotônico. Neste modo, é possível configurar uma carga baseada na CIVM do avaliado, sem que haja o controle da velocidade, o que, portanto, poderia se assemelhar mais à realidade das AVDs do idoso. Alguns trabalhos já demonstraram que esse procedimento é reprodutível e acurado para avaliar a relação T-V em idosos (ALCAZAR *et al.*, 2017; DALTON *et al.*, 2010; POWER *et al.*, 2011; VAN DRIESSCHE *et al.*, 2019; WEBBER; PORTER, 2010)

De acordo com alguns estudos transversais, no envelhecimento, a capacidade de produção de força máxima durante a extensão do joelho reduz entre 25 – 35%, ao passo que, a capacidade de produção de potência parece cair ainda mais (40 – 69%) (DALTON *et al.*, 2010, 2012; VAN DRIESSCHE; DELECLUSE; *et al.*, 2018; VAN ROIE *et al.*, 2011). Os efeitos do envelhecimento em parâmetros de força e de potência podem impactar negativamente a capacidade funcional (CF) dos idosos (VAN ROIE *et al.*, 2011; VAN DRIESSCHE; DELECLUSE; *et al.*, 2018).

Em um estudo, Van Roie *et al.* (2011) avaliaram a massa muscular, as características da relação F-V (testes balísticos a 20, 40, 60% da CIVM e sem carga) e os picos de torque isométrico e isocinético a 60°/s em 123 idosas mulheres idosas institucionalizadas. Além disso, foi aplicado o Teste de Desempenho Físico em uma versão modificada que consiste de nove testes funcionais. Conforme o nível alcançado nos nove testes funcionais, as idosas foram classificadas em três categorias de nível fragilidade: não frágil (n=34), levemente frágil (n=70) e moderadamente frágil (n=19). Nesse estudo, foram identificados os pontos de corte para a força e a velocidade das mulheres idosas, em cada uma das categorias de nível fragilidade. Dentre as avaliações isométricas, isocinéticas e isotônicas) da força dos músculos extensores do joelho, o PT e, principalmente, a velocidade máxima de movimento sem carga (i.e., isotônico) foram preditores independentes do desempenho funcional das participantes. Conforme concluíram os autores, a força isométrica e, sobretudo, a velocidade de movimento seriam componentes chaves para o desempenho das AVDs de mulheres idosas.

Posteriormente, Van Driessche *et al.* (2018) investigaram a função muscular sob a ótica da curva velocidade-tempo, oriunda da relação F-V. Em 92 participantes (n=36, jovens e n=56, idosos homens e mulheres) saudáveis, fisicamente ativos, porém não engajados em TF, foram avaliadas contrações isométricas máximas (i.e., CIVM) e isotônicas (20, 40 e 60% CIVM). Além disso, os idosos realizaram uma bateria de testes de CF, a fim de se determinar quais componentes da relação F-V melhor se associariam às CF. Os autores relataram uma diferença relacionada à idade de 24-37% para potência pico (pP) e de 37-44% para a taxa de desenvolvimento de potência (TDP). No grupo dos idosos, todas as capacidades de força e velocidade investigadas foram associadas com os testes de CF, especialmente, a pP e a TDP, que explicaram em 34-41% o desempenho funcional nesses indivíduos.

Portanto, os testes de avaliação da relação F-V poderiam auxiliar na comparação da fatigabilidade em idosos em comparação a jovens (CALLAHAN; KENT-BRAUN, 2011; DALTON *et al.*, 2010; POWER *et al.*, 2012). No entanto, certa cautela deve ser tomada ao se comparar os resultados de trabalhos prévios, pois, na avaliação de ações musculares e resistência à fadiga em diferentes faixas etárias, enquanto em um estudo foi utilizada a condição isocinética (KENT-BRAUN *et al.*, 2011), em outros, foi empregado o modo isotônico (DALTON *et al.*, 2010; POWER *et al.*, 2012). Quanto aos testes isocinéticos – onde há controle da velocidade da ação muscular e carga livre –, o mesmo, tipicamente, não reflete ações cotidianas, visto que, em tarefas diárias, ocorreria justamente o oposto, ou seja, a carga será constante e a velocidade da ação ou até reação muscular seria variável. Diferentemente do isocinético, o modo isotônico (ou de velocidade dependente) não possui fase de desaceleração, portanto, parece ser mais apropriado para as avaliações e o acompanhamento da recuperação e dos efeitos do exercício de força após um período de treinamento em idosos (ZATSIORSKY; KRAEMER, 2006).

2.5.2 Morfologia muscular

A avaliação morfológica do músculo esquelético tem sua importância não apenas para a investigação das características estruturais musculares, como também pela contribuição desses aspectos, ao lado do aporte neural, na produção de força muscular (BARBAT-ARTIGAS *et al.*, 2012; FOLLAND; WILLIAMS, 2007). O desenvolvimento de técnicas de imagem para o exame da morfologia muscular (e.g., ressonância magnética, ultrassonografia,

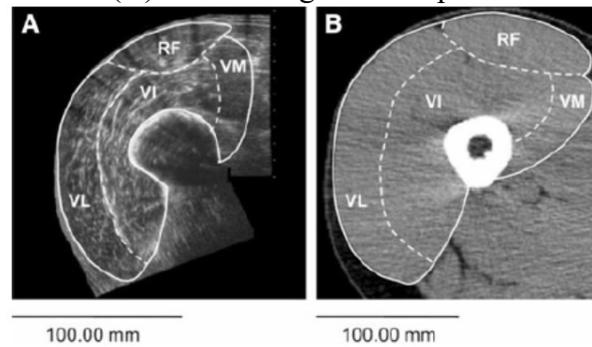
DEXA) tem desempenhado um papel fundamental na ampliação desses conhecimentos na área do exercício, permitindo, por exemplo, a observação de importantes mudanças na massa e na arquitetura muscular em resposta ao TF em jovens (FRANCHI; REEVES; NARICI, 2017) e em idosos (NARICI, M.V.; MAGANARIS, 2007; REEVES, 2003; REEVES; NARICI; MAGANARIS, 2004).

O trabalho Ikai e Fukunaga (1968) foi pioneiro na investigação da morfologia muscular empregando o ultrassom. Nesse estudo, calculou-se a área muscular e a força específica (N/cm²) do músculo bíceps braquial em 245 indivíduos. Desde então, inúmeros de trabalhos utilizaram o método de ultrassom para avaliar desde a área de secção até o ângulo de penação em indivíduos jovens e idosos (FRANCHI; REEVES; NARICI, 2017; PINTO *et al.*, 2014; RADAELLI *et al.*, 2013, 2018). Adicionalmente, a avaliação por meio de ultrassom tem se mostrado útil para o acompanhamento das alterações morfológicas oriundas do treinamento excêntrico (MATTA *et al.*, 2018).

As avaliações de massa muscular também podem ser realizadas via DXA (TRACY *et al.*, 1999), tomografia computadorizada (OVEREND *et al.*, 1992; RICE *et al.*, 1990), bioimpedância elétrica (BARBAT-ARTIGAS *et al.*, 2012). No entanto, apesar de as avaliações por tomografia computadorizada e DEXA (*Dual-energy X-ray Absorptiometry*) serem reconhecidas como padrões-ouro para estimar a composição corporal, esses procedimentos são de alto custo e emitem pequenas doses de radiação, mas que podem ser danosas à saúde com a exposição frequente (FONSECA *et al.*, 2017; LOHMAN; HINGLE; GOING, 2013; SILVA *et al.*, 2013). Com isso, diversos autores têm optado pelo exame por meio do ultrassom, que demonstra boa associação com os métodos padrão-ouro e boa reprodutibilidade (AHTIAINEN *et al.*, 2010; NOORKOIV; NOSAKA; BLAZEVIK, 2010).

Recentemente, os estudos de Ahtiainen *et al.*, (2010) e de Noorkoiv *et al.*, (2010), demonstraram outro robusto método que pode auxiliar no acompanhamento das modificações morfológicas induzidas pelo TF: a análise bidimensional, com brilho, no modo panorâmico via ultrassom. Segundo os autores, esse método apresenta altos índices de confiança e reprodutibilidade para avaliar a área de secção transversa anatômica – índice de correlação intra-classe de 0.93 e erro técnico de medida de 0.94 cm² (Figura 14); além de ser uma maneira mais rápida, segura, acessível e relativamente mais barata em comparação com as técnicas de ressonância magnética (AHTIAINEN *et al.*, 2010) e de tomografia computadorizada e de NOORKOIV *et al.*, 2010).

Figura 14 – Ilustração da imagem em modo “*expandido extended field of view*” (EFOV) por meio de ultrassom (A) e via tomografia computadorizada (B).



Fonte: Noorkoiv *et al.* (2010).

2.6 O TREINAMENTO DE FORÇA

2.6.1 Um breve histórico

O interesse pelo TF é notável desde os seus primórdios – por volta de 700 anos, antes da Era Cristã –, quando era praticado na preparação física de gladiadores. A partir do século XVI, foram publicados documentos sobre treinamento com pesos bem como discussões sobre seus benefícios. No século XIX, foram fundados os primeiros clubes de treinamento e academias, e organizadas competições de levantamento de peso olímpico (LPO), sendo este incluído na primeira edição dos jogos Olímpicos da Era Moderna. A partir do século XX, começaram a prosperar os negócios da fabricação de pesos e das publicações de revistas especializadas em TF, com vistas, especialmente, à avaliação da força e da morfologia muscular e à melhoria do desempenho físico. Além disso, aumentou o número de eventos competitivos de LPO, de fisiculturismo (do inglês *bodybuilding*) e de levantamento básico (do inglês *powerlifting*). Em meados de 1945-1950, as aplicações terapêuticas do TF são ressaltadas pelo Dr. Thomas L. Delorme, ao reabilitar militares lesionados durante a 2ª guerra mundial. A partir da década de 1970, os olhares de pesquisadores passam a focar, principalmente, o conhecimento e o entendimento dos mecanismos fisiológicos das respostas agudas e adaptativas ao exercício de força, o que vem contribuindo para o desenvolvimento e/ou aprimoramento, cientificamente fundamentados, de métodos de TF direcionados para diferentes populações, incluindo a de idosos (para revisão BORDE; HORTOBÁGYI; GRANACHER, 2015; KRAEMER *et al.*, 2017).

2.6.2 Efeitos da manipulação das variáveis do treinamento de força

Sem dúvida, as mais evidentes respostas adaptativas ao TF são o aumento na força e a hipertrofia muscular. Uma ampla variedade de fatores neurais e morfológicos parece contribuir para esses incrementos (FOLLAND; WILLIAMS, 2007; POJEDNIC *et al.*, 2012). O rápido aumento na força muscular, que, tipicamente, ocorre por volta de duas semanas de TF, é atribuído a adaptações neurais – aporte neural –, tais como aumento da frequência de disparos, sincronização do recrutamento de unidades motoras e redução na co-ativação de antagonistas. Já o aumento da massa muscular é observado após várias semanas de TF e está associado a mudanças significativas na estrutura muscular, incluindo aumento da área de secção anatômica/transversa, aumento do ângulo de penação e rigidez da unidade musculotendínea (FOLLAND; WILLIAMS, 2007; HÄKKINEN; KALLINEN; *et al.*, 1998; SCHUMANN; RØNNESTAD, 2019). Contudo, vale ressaltar que, de modo geral, as respostas adaptativas ao TF resultam essencialmente de uma sequência de efeitos agudos, imediatos e cumulativos das variáveis do treinamento (Quadro 1). Por exemplo, a natureza dos eventos que levam ao aumento da força máxima e da força rápida do músculo esquelético, em resposta ao TF, reside em um amplo espectro de adaptações periféricas e centrais que interagem ao longo tempo (FOLLAND; WILLIAMS, 2007). Além disso, o decurso e a magnitude do aumento na força ao longo do tempo parecem ser influenciados por diversos fatores, incluindo tipo de força avaliada, sexo, idade e nível de treinamento individual (AHTIAINEN *et al.*, 2004; HÄKKINEN; KALLINEN; *et al.*, 1998).

Quadro 1 – Classificação dos efeitos do treinamento conforme as características temporais das alterações produzidas no organismo.

Efeitos agudos	São mudanças que ocorrem durante o exercício
Efeitos imediatos	São mudanças em decorrência de minutos ou horas após uma única sessão de treinamento de força
Efeitos cumulativos	Ocorrem modificações em detrimento de sucessivas sessões de treinamento de força
Efeito crônico	São manifestados após um intervalo de tempo posterior uma rotina de treinamento de força
Efeito parcial	São mudanças oriundas de único dia de treinamento
Efeito residual	Pode ser definida como a retenção dos efeitos após a mudança ou término dos períodos de treinamento de força

Fonte: Adaptado de: Zatsiorky; Kraemer (2006).

2.6.3 Efeitos do treinamento de força nas alterações neuromusculares associadas ao envelhecimento

O TF é reconhecidamente uma das modalidades de treinamento com grande potencial para atenuar as mudanças relacionadas ao envelhecimento, em particular a sarcopenia e a dinapenia e, portanto, contribuir na manutenção/melhora da CF de idosos (BORDE; HORTOBÁGYI; GRANACHER, 2015; BYRNE *et al.*, 2016). Assim sendo, o TF tem sido amplamente recomendado ao idoso a fim de manter níveis “ótimos” da capacidade de produzir força e atenuar a perda ou melhorar a massa muscular (GARBER *et al.*, 2011; RATAMESS *et al.*, 2009).

Conforme ressaltaram Hakkinen *et al.*, (1998), quando o volume, a intensidade e a duração do período de treinamento são suficientes, os músculos dos idosos podem manter a capacidade de resposta hipertrófica induzida pelo TF; e isto tem sido confirmado em diversos estudos (Tabela 1) (HENWOOD; TAAFFE, 2005; NOGUEIRA *et al.*, 2009; WALLERSTEIN *et al.*, 2012). Nesse contexto, vale destacar que o TF induz mudanças no arranjo dos sarcômeros tanto em série como em paralelo em idosos (REEVES *et al.*, 2009). Enquanto o aumento no número de sarcômero em paralelo resulta na hipertrofia muscular e no aumento do ângulo de penação, a adição de sarcômeros em série aumenta o comprimento do fascículo muscular (FRANCHI; REEVES; NARICI, 2017; NARICI; MAGANARIS,

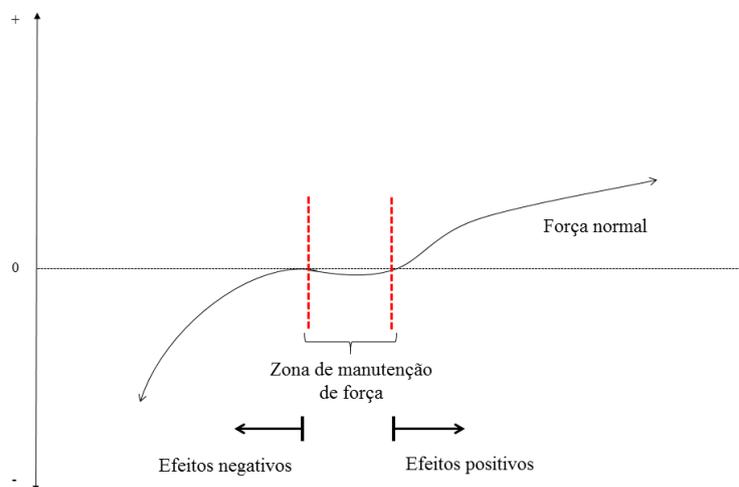
2006, 2007). Conforme já mencionado, o incremento de sarcômeros em paralelo favorece o aumento da produção máxima da força muscular, enquanto a adição de sarcômeros em série melhora a velocidade de encurtamento muscular (LIEBER; FRIDÉN, 2000).

Além disso, de acordo com a exigência do TF (i.e., método de treinamento), o sistema neuromuscular do idoso passa por diversas respostas adaptativas, que resultarão na melhora da capacidade de produzir força, incluindo a força rápida (Tabela 1), o que poderá favorecer o controle de movimentos estáticos e dinâmicos, a locomoção e o equilíbrio do indivíduo (POJEDNIC *et al.*, 2012; POWER; DALTON; RICE, 2013; TROMBETTI *et al.*, 2016). Assim como em indivíduos mais jovens, em idosos saudáveis e novatos em TF, o significativo aumento inicial (i.e., ~4 semanas de TF) na capacidade de produção de força é atribuído a um maior aporte neural (HÄKKINEN; KALLINEN; *et al.*, 1998; MOURA *et al.*, 2018; WALKER, 2021). Ademais, vale ressaltar que, em idosos treinados em TF, o desempenho de diferentes aspectos neuromusculares (i.e., aumentos na força máxima, na força rápida e no sEMG) podem se equiparar ou até superar aqueles observados em jovens não treinados (HÄKKINEN; KALLINEN; *et al.*, 1998; ORSSATTO, L.B.R. *et al.*, 2020). Contudo, para embasar a prescrição de um TF que seja próximo do que poderia ser chamado de “ideal”, é importante conhecer os mecanismos subjacentes às adaptações neurais que ocorrem durante o TF com enfoque na força rápida (GABRIEL; KAMEN; FROST, 2006; HÄKKINEN; HÄKKINEN, 1995).

2.6.3.1 Fatores neurais intrínsecos ao desenvolvimento da força muscular em resposta ao TF

O princípio da sobrecarga fundamenta o aumento na capacidade de produção de força muscular. Neste sentido, quando uma carga sobrepõe àquela do cotidiano, será “aberta” uma janela adaptativa e, conseqüentemente, o organismo se adaptará a nova demanda (Figura 17) (KOMI, 1975, 1984, 1986). O aumento na força muscular em resposta ao TF, em parte, envolve ajustes neurais específicos (i.e., plasticidade neural) (DEL VECCHIO *et al.*, 2019; FOLLAND; WILLIAMS, 2007; GABRIEL; KAMEN; FROST, 2006). De acordo com Unhjem *et al.*, (2016) e Tøien, *et al.*, (2018) a plasticidade neural dá suporte a reorganização do SNC, levando a adaptações específicas na facilitação ou na inibição de determinados padrões da circuitaria neural.

Figura 15 – Modelo hipotético do aumento, manutenção e redução na força ou na potência muscular, conforme o princípio da sobrecarga do treinamento de força.



Fonte: Adaptado de Komi (1975). Segundo o princípio da sobrecarga, a quantidade correta de estresse muscular geraria aumento da força/potência muscular, e, em contrapartida, a baixa sobrecarga ocasionaria em reduções dessas adaptações.

O aumento na capacidade de produção da força muscular em resposta ao TF é em parte mediado e regulado por fatores neurais, que levam a alterações no *drive* neural – que podem ser de origem central ou periférica (GABRIEL *et al.*, 2006; FOLLAND; WILLIAMS, 2007). Os mecanismos específicos da plasticidade neural induzida pelo TF não são ainda totalmente claros, mas parece envolver: (i) aumentos na frequência de disparos e (ii) sincronização de UMs, (iii) elevação na excitabilidade dos motoneurônios, (iv) reduções nas inibições pré-sináptica e (v) corticoespinal, (vi) aumento no *drive* eferente, e (vii) redução na co-ativação dos músculos antagonistas (HAKKINEN *et al.*, 1998; GABRIEL *et al.*, 2006; FOLLAND; WILLIAMS, 2007).

Aumentos na força da ação muscular, indicados pelo aumento na amplitude do sinal EMG, têm sido observados em adultos e idosos após um período de TF, envolvendo ações musculares isométricas (BORDE; HORTOBÁGYI; GRANACHER, 2015), concêntricas (CASEROTTI *et al.*, 2008; HÄKKINEN *et al.*, 2001; MOURA *et al.*, 2018) e excêntricas (ROIG *et al.*, 2009). A melhora na força muscular ocorre em resposta a diferentes tipos de TF, seja ele com o foco na hipertrofia (WALKER; PELTONEN; HÄKKINEN, 2015), na força

máxima (MOURA *et al.*, 2018) ou na força rápida (RADAELLI *et al.*, 2018; RAMÍREZ-CAMPILLO *et al.*, 2014). Em conjunto, essas considerações parecem estar alinhadas com a ideia de que a plasticidade neural em resposta ao TF pode ocorrer independentemente da ação muscular, em diferentes condições de TF e ainda que o indivíduo seja idoso.

Contudo, a análise da ativação muscular por meio de sEMG para inferir sobre o aporte neural tem sido alvo de críticas (FARINA, 2004; FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2014; VIGOTSKY *et al.*, 2017). Em razão disso, outra técnica para avaliação do aporte neural – i.e., a estimulação elétrica – vem sendo realizada também na população senil (HVID *et al.*, 2016; WALKER *et al.*, 2017). A estimulação elétrica é uma técnica robusta que pode ser usada também durante protocolos agudos de TF, como maneira de acompanhar os mecanismos neurais envolvidos (WALKER; HULMI; *et al.*, 2013). Um método de avaliação do aporte neural mais sensível e robusto poderá indicar com maior precisão se houve, por exemplo, um aumento na frequência de disparo de UMs de maior limiar excitatório induzido pelo TF que enfoca na força rápida. Ademais, o cálculo preciso da ativação central (via eletroestimulação transcraniana e/ou percutânea) é de grande relevância quando se examina a função muscular humana *in vivo*, sobretudo quando é usado para inferir mudanças/adaptações neurológicas ou fisiológicas (FOLLAND; WILLIAMS, 2007). Estudos prévios que analisaram os efeitos agudos e tardios dos TF enfocados na força rápida utilizaram métodos não invasivos, porém, menos robustos (e.g., CIVM, TDT e sEMG) para discriminar os mecanismos implicados nas adaptações neurais em idosos (HÄKKINEN *et al.*, 2001; HÄKKINEN *et al.*, 1998; HÄKKINEN; HÄKKINEN, 1995; MOURA *et al.*, 2018; RADAELLI, *et al.*, 2018). Por outro lado, outros estudos têm adotado avaliações mais precisas para avaliar adaptações neurais ao treinamento hipertrófico (e.g., onda-M e M_{max}) (TURPELA *et al.*, 2017; WALKER *et al.*, 2017) e ao treinamento de potência muscular (e.g., reflexo H) (HVID *et al.*, 2016) em idosos.

2.6.3.2 Treinamento de força rápida vs. treinamento força máxima

Mudanças funcionais, neurais e morfológicas distintas têm sido observadas entre os treinamentos de força rápida e de força máxima (BALSHAW *et al.*, 2016; MASSEY *et al.*, 2018). No treinamento de força rápida, o desfecho central de melhora (i.e., aumento na velocidade na produção de força muscular) parece ser determinado por adaptações neurais,

especificamente relacionadas às fases bem iniciais do desenvolvimento da força (i.e., ≤ 100 ms), o que não tem sido observado no treinamento de força máxima (BALSHAW *et al.*, 2016). Contudo, os aumentos no EMG na janela 0-150 ms e na força rápida em 150 ms tanto no treinamento de força rápida quanto no de força máxima sugerem a ocorrência de adaptações neurais em ambos os métodos de treinamento (BALSHAW *et al.*, 2016). Quanto às adaptações morfológicas, incluindo a hipertrofia muscular, estas são muito menos expressivas com o treinamento de força rápida, em comparação as promovidas pelo treinamento de força máxima (BALSHAW *et al.*, 2016; MASSEY *et al.*, 2018). Isto poderia explicar a observação de um maior aumento no torque voluntário máximo induzido por esta última modalidade de treinamento em comparação à primeira (BALSHAW *et al.*, 2016). De qualquer modo, foi sugerido que o treinamento de força rápida pode ser eficiente na melhora de aspectos neurais da força máxima (BALSHAW *et al.*, 2016).

As adaptações funcionais, neurais e hipertróficas específicas, em resposta ao TF, são naturalmente associadas às peculiaridades inerentes ao protocolo do treinamento, tais como método, volume e intensidade de treino, intervalo entre as séries, etc. (WERNBOM; AUGUSTSSON; THOMEÉ, 2007). Ao longo dos anos, pesquisadores e têm apoiado o conceito de que, comparado ao treinamento de força máxima, o treinamento de força rápida parece ser mais produtivo quanto às melhorias neuromusculares e funcionais de idosos, além de ser uma modalidade de treinamento menos exigente quanto ao tempo sob tensão, e, portanto, de maior tolerância por esses indivíduos (BALSHAW *et al.*, 2016; BYRNE *et al.*, 2016; TILLIN; PAIN; FOLLAND, 2012). De acordo com a ACSM (GARBER *et al.*, 2011), para o incremento da potência muscular em idosos, deve-se prescrever treinos de duas a três vezes/semana, com intensidades entre 20-50% de 1-RM, duas a quatro séries, entre 8 a 12 repetições e com intervalos entre dois a três minutos. Contudo, estudos que empregaram o TF visando exclusivamente ganho de potência muscular em idosos têm demonstrado uma grande variedade quanto aos protocolos de treinamento (Tabela 1).

Na Tabela 1, pode-se observar que, independentemente do volume, do tipo de exercício, do modo de exercício e da velocidade da ação muscular, 14/23 estudos verificaram melhoras em desfechos relacionados à potência muscular (TDT, impulso contrátil, potência do salto agachado e potência do salto com contramovimento) (BALACHANDRAN *et al.*, 2014; BEAN *et al.*, 2009; BEZERRA *et al.*, 2018; BUSKARD *et al.*, 2018; CASEROTTI *et al.*, 2008; HÄKKINEN *et al.*, 2001; HÄKKINEN; KALLINEN; *et al.*, 1998; HÄKKINEN;

NEWTON; *et al.*, 1998; HÄKKINEN; HÄKKINEN, 1995; HENWOOD; TAAFFE, 2005; IZQUIERDO *et al.*, 2001; MARSH *et al.*, 2009; NOGUEIRA *et al.*, 2009; RADAELLI *et al.*, 2018). Entretanto, dentre os estudos citados, apenas cinco (HÄKKINEN *et al.* 1998; IZQUIERDO *et al.*, 2001; CASEROTTI *et al.*, 2008; WALLERSTEIN *et al.*, 2012; RADAELLI *et al.*, 2018) analisaram a melhora da capacidade do músculo gerar força rápida pela análise da curva força-tempo. Desses estudos, apenas dois verificaram melhoras da TDT nas janelas breves (i.e., <100 ms) (HÄKKINEN *et al.* 1998; RADAELLI *et al.*, 2018). A avaliação da TDT, em especial as janelas mais breves, poderia fornecer informações esclarecedoras a respeito da eficácia do programa de TF direcionado para o ganho de força rápida em idosos.

Além disso, na Tabela 1, nota-se que vários estudos mostraram um aumento na força máxima (1-RM e/ou CIVM) concomitante ao aumento nas variáveis de desfecho relacionadas à potência muscular (BALACHANDRAN *et al.*, 2014; BUSKARD *et al.*, 2018; IZQUIERDO *et al.*, 2001; MARSH *et al.*, 2009; PAMUKOFF *et al.*, 2014; SAYERS; GIBSON; COOK, 2012), o que parece concordar com a ideia de que o aumento da força máxima influencia o desenvolvimento de força rápida (CORMIE; MCGUIGAN; NEWTON, 2011). Em 5/14 estudos que analisaram a sEMG, foram relatados aumentos em decorrência do treinamento (HÄKKINEN; HÄKKINEN, 1995; HÄKKINEN *et al.*, 1998; HÄKKINEN *et al.*, 2001; CORREA *et al.*, 2012; WALLERSTEIN *et al.*, 2012). O aumento na sEMG é um dos desfechos que sinalizam a neuroplasticidade mesmo no indivíduo idoso (TØIEN *et al.*, 2018; UNHJEM *et al.*, 2016).

Em uma meta-análise, Byrne *et al.*, (2016) compilaram 44 estudos que avaliaram os efeitos do treinamento na potência muscular na CF em idosos. Os autores concluíram que, nesta população, métodos de treino simples, intenção de realizar movimentos musculares o mais rápido possível, pouca carga, baixo volume e baixa frequência parecem ser componentes chaves para a elaboração de uma efetiva intervenção. Contudo, embora as evidências de que o TF dinâmico balístico possa promover benefícios neuromusculares e funcionais, e, possivelmente, ser de melhor aceitação em populações idosas (BYRNE *et al.*, 2016; BALSHAW *et al.*, 2016; BEZERRA *et al.*, 2018; RADAELLI *et al.*, 2018), até o presente momento, não há pesquisas que tenham se dedicado ao desenvolvimento de protocolos de TF isométrico não balístico especificamente em indivíduos idosos.

Tabela 1 – Estudos que envolveram programas de treinamento de força com enfoque no ganho de potência muscular em idosos. (continua).

Autores	N	Sexo	Idade (anos)	Período	Freq	Volume	Intensidade	Inter séries	Exercício	Modo exercício	Vel.	Resultados
Häkkinen; Häkkinen (1995)	18	H/M	44-73	12 sem	2x 2x 3x	3x10-15 3x4-8 4x3-6	30-40% 1-RM 40-80% 1-RM 40-80% 1-RM	n.i.	LP/EJ bi	Isoton	DL DB DB	CIVM: ↑18-36% EMG: *0,05-§0,001 TDF: *0,05-§0,001 AST: ↑10-13%
Häkkinen <i>et al.</i> , (1998)a	42	H/M	0-7	28 sem	2x 2x 2x 2x	3-4x10-15 3-5x8-12 3-5x5-6 3-5x8-12 3-5x5-6	50-70% 1-RM 50-60% 1-RM 60-70% 1-RM 50-60% 1-RM 70-80% 1-RM	n.i.	AH/EJ bi	Isoton	DL DB DL DB DL	1-RM: ↑21% (H); ↑30% (M) EMG: ↑0,05-0,001 (H e M) CIVM: ↑36% (H); ↑57% (M) TDF: ↑40% (H)/ ↑28% (M) SJ: ↑24% (H); ↑18% (M) AST: ↑5% (H); 2% n.s. (M)
Häkkinen <i>et al.</i> , (1998)b	18	H	24-65	10 sem	1x 1x 1x	3-6x8-10 3-6x3-5 3-6x6-8	8-10RM 3-5RM 15RM	n.i.	AH/EJ bi	Isoton	DL DL DB	CIVM: ↑15-16% TDF: n. sig. EMG: ↑46-60% AST: ↑8-12% ASTfibras: ↓6%
Häkkinen <i>et al.</i> , (2001)	42	H/M	40-75	24 sem	2x	3-4x10-15 3-5x8-12 3-5x5-6 3-5x8-12 3-5x5-6	50-70% 1-RM 50-60% 1-RM 60-70% 1-RM 50-60% 1-RM 70-80% 1-RM	n.i.	LP e EJ uni	Isoton	DL DB DL DB DL	1-RM: ↑27% (H); ↑26% (M) TDF: ↑21% (H); ↑22% (M) EMG: ↑0,05-0,001 (H); ↑0,05-0,001 (M) ASTfibras: n.s. (H); 0,05 (M)
Izquierdo <i>et al.</i> , (2001)	22	H	46-66	16 sem	2x	3-4x10-15 3-5x8-12 3-5x5-6 3-5x8-12 3-5x5-6	50-70% 1-RM 50-60% 1-RM 60-70% 1-RM 50-60% 1-RM 70-80% 1-RM	n.i.	LP/EJ bi	Isoton	DL DB DDL DB DL	1-RM _{AH} : ↑27-41%; 1-RM _{EJ} : ↑25% CIVM _{EJ} : ↑26% Pot 15%: Pot 60%: 37% AST: ↑11%
Henwood; Taaffe (2005)	25	H/M	60-80	8 sem	2z	3x6-8 3x6-8 3x8 3x8 3x8	65% 1-RM 70% 1-RM 35% 1-RM 55% 1-RM 75% 1-RM	n.i.	SR/RS/DO/LP/EJ/FJ	Isoton	DL DL	AST: ↑11% 1-RM _{LP} : 21,4% 60%/s: 17,2% 120%/s: 16,6%
Orr <i>et al</i> (2006)	100	H/M	63-75	10 sem	2x	3x8 3x8 3x8	20% 1-RM 50% 1-RM 80/5 1-RM	10-15 s	LP/EJ/FJ/RS/SR	Pne	DB	1-RM: ↑13% (20%), 16% (50%), 20% (80%) Pot: 14% (20%), 15% (50%), 14% (80%)
Bottaro <i>et al.</i> , (2006)	22	H	60-76	10 sem	2x	3x8-10	40% 1-RM 50% 1-RM 60% 1-RM	n.i.	LP/EJ/FJ bi	Isoton	DB/DL	1-RM: ↑26-27% 60% _{1-RM} : ↑8-31%

Freq, frequência de treino; Intervalo séries, intervalo entre as séries; H, homens; M, mulheres; Sem, semanas; Func, funcional; RM, repetição máxima; POTmáx, potência máxima; PSE, percepção subjetiva de esforço; RR, Repetições em reserva; n.i., não informado; LP, leg press; EJ, extensor de joelho; AH, agachamento Hack; SR: supino reto; RS, remada sentada; DO, desenvolvimento de ombro; FJ, flexor de joelho; FP, flexor plantar; bi, bilateral; uni, unilateral; Isoton: isotônico; Pneu: Pneumático; Isoiner, isoinercial; Din, dinâmico; Isocin: Isocinético; DB, dinâmico balístico; DL, dinâmico lento; CAE, ciclo alongamento-encurtamento; CIVM, contração isométrica voluntária máxima; EMG, atividade eletromiográfica; TDF, taxa de desenvolvimento de força; AST, área da secção transversa; SA, salto agachado; n.s., não significativo; POT, potência muscular; IMP, impulso; SCM: Salto contramovimento; PPV, pico de potência; PPV, pico de potência de velocidade; Pico de potência da força; AV, ativação voluntária; TDT, taxa de desenvolvimento de torque; TDTn, taxa de desenvolvimento de torque normalizada. *<0,05; §<0,001.

Tabela 1 – Estudos que envolveram programas de treinamento de força com enfoque no ganho de potência muscular em idosos (continua).

Autores	N	Sexo	Idade	Período	Freq	Volume	Intensidade	Inter séries	Exercício	Modo exercício	Vel.	Resultados
Onambélé <i>et al.</i> , (2008)	24	H/M		2 sem	3x	1x8 1x8 4x12 4x12	Maxpot + 20% 80% 1-RM Maxpot + 20% 80% 1-RM	5 min5 min5 min min	LP LP LP LP	Isoiner Isoton	DB DL DB DL	CIVM: 8% CIVM: 17% EMG: -25% EMG: ↑27%
Caserotti <i>et al.</i> , (2008)	65	32 T/ 33 C	60-84	2 sem	2x	4x8-10	75-80% 1-RM	n.i.	LP/EJ/FJ bi	Isoton	DB	CIVM: ↑18-28% TDF: ↑21-51% Imp: ↑42-18% CMJ: ↑10-18%
Bean <i>et al.</i> , (2009)	138	H/M	68-81	6 sem	3x	2x10	2% MC	n.i.	EJ/FJ/FP	Din	DB/DL	↑19-20%
Marsh <i>et al.</i> , (2009)	43			6 sem	3x	3x8-10 3x8-10	40-50% 1-RM 70% 1-RM 40-50% 1-RM 70% 1-RM	n.i.	LP e EJ	Pne	DB DB DL DL	1-RM _{LP} : ↑22%/ 1-RM _{EJ} : ↑19% Pot: ↑34-41% 1-RM _{LP} : ↑24%/ 1-RM _{EJ} : ↑18% Pot: ↑18-21%
Nogueira <i>et al.</i> , (2009)	20	H	69-76	10 sem	2x	3x8-10 3x8-10 3x8-10	40% 1-RM 50% 1-RM 60% 1-RM	1 min 30 s	LP/EJ/FJ bi	Isoton	DB/DL DB/DL DB/DL	1-RM: ↑26-27% 60% 1-RM: ↑7-31% AST: ↑11% (TP); 5% (TF) n.s.
Wallerstein <i>et al.</i> , (2012)	49		60-80	12 sem	2x	2×10/3x7 2×10/3x7 2×10,1x8/3x7,1x6 3×8/4x6 2×8, 2×6/2×8, 2×6 4×4/ 2×6, 2×4	70% - 30% 1-RM 75% - 35% 1-RM 75 e 80 - 40% 1-RM 80% - 40% 1-RM 80 e 85% - 40 e 45% 1-RM	3 min	LP/FJ/FP bi	Isoton	DL/ DB DL/ DB DL/ DB DL/ DB DL/ DB	1-RM: ↑34-43% CIVM: ↑22-17% TDF: ↑13-29% EMG: *0,03-*0,036 AST: ↑6,5-3,4%
Correa <i>et al.</i> , (2012)	58	M	62-72	18 sem	2x	2x15-20 3x10-12/4x8-10	90 - 45 e 50% 1-RM 15-20RM 10-12RM/8-10RM	n.i.	LP/FJ/FP bi	Isoton	DL DB/DL/CAE	1-RM: ↑20-21% EMG: ↑26-44% TDF: ↑43-52% CMJ: ↑4-25%

Freq, frequência de treino; Intervalo séries, intervalo entre as séries; H, homens; M, mulheres; Sem, semanas; Func, funcional; RM, repetição máxima; POT_{máx}, potência máxima; PSE, percepção subjetiva de esforço; RR, Repetições em reserva; n.i., não informado; LP, leg press; EJ, extensor de joelho; AH, agachamento Hack; SR: supino reto; RS, remada sentada; DO, desenvolvimento de ombro; FJ, flexor de joelho; FP, flexor plantar; bi, bilateral; uni, unilateral; Isoton: isotônico; Pneu: Pneumático; Isoiner, isoinercial; Din, dinâmico; Isocin: Isocinético; DB, dinâmico balístico; DL, dinâmico lento; CAE, ciclo alongamento-encurtamento; CIVM, contração isométrica voluntária máxima; EMG, atividade eletromiográfica; TDF, taxa de desenvolvimento de força; AST, área da secção transversa; SA, salto agachado; n.s., não significativo; POT, potência muscular; IMP, impulso; SCM: Salto contramovimento; PP, potência pico; PPV, pico de potência de velocidade; Pico de potência da força; AV, ativação voluntária; TDT, taxa de desenvolvimento de torque; TDTn, taxa de desenvolvimento de torque normalizada. *<0,05; §<0,001.

Tabela 1 – Estudos que envolveram programas de treinamento de força com enfoque no ganho de potência muscular em idosos (conclusão).

Autores	N	Sexo	Idade	Período	Freq	Volume	Intensidade	Inter séries	Exercício	Modo exercício	Vel.	Resultados
Sayers; Gibson; Cook (2012)	33	H/M	>55	12 sem	3x	3x12-14 3x8-10	40% 1-RM 80% 1-RM	n.i.	LP/EJ	Pne	DB DL	1-RM: ↑23-27% PP: *≤0,05 PPV: *≤0,05 PPF: *≤0,05 1-RM: ↑29-36%
Ramírez-Campillo <i>et al.</i> , (2014)	45	M	61-72	12 sem	3x	3x8 3x8	75% 1-RM 45, 60 e 75% 1-RM	1 min 1 min	LP/EJ/FJ bi	Isoton	DB/DL	CMJ: ↑13-23% 1-RM _{EL} : n.s.
Pamukoff <i>et al.</i> , (2014)	20	H/M	65-79	6 sem	3x	2x8-10+1falha 3x8-10	50% 1-RM 50% 1-RM	2 min 2 min	LP/EJ	isoton	DL DB	1-RM _{EL} : n.s. LP _{pot} : n.s. EJ _{pot} : n.s.
Balachandran <i>et al.</i> , (2014)	17	H/M	60-90	15 sem	2x	3x10-12 3x10-12	70% 1-RM 50% 1-RM	1-2 min	LP	Pne	DL DB	1-RM: ↑11-21% Pot _{EL} : ↑19-41%
Reid <i>et al.</i> , (2015)	52	H/M		16 sem	2x					Pne		
Hvid <i>et al.</i> , (2016)	37	H/M	80-82	12 sem	2x	3x10 3x8	70% 1-RM 80% 1-RM	n.i.	LP/FP bi	Isoton	DB	CIVM: ↑15% AST: ↑1,8% VAL: ↑1,07%
Englund <i>et al.</i> , (2017)	26	H/M		6 sem	3x	3x8 3x8	75°:s 240°:s	3 min 3 min	EJ	Isocin	DL DB	75°:s: 180°:s: 240°:s:
Radaelli <i>et al.</i> , (2018)	30	M	60-73	12 sem	2x	1x8 1x10 1x12 3x8 3x10 3x10	30% 1-RM 45% 1-RM 60% 1-RM 30% 1-RM 45% 1-RM 60% 1-RM	2 min 2 min 2 min 2 min 2 min 2 min	EJ bi	Isoton	DB DB DB DB DB DB	1-RM: ↑20-22% CIVM: ↑21-12% TDT ₀₋₅₀ : ↑20-22% TDT ₀₋₂₀₀ : ↑18-23% Imp ₀₋₅₀ : ↑19-22% Imp ₀₋₂₀₀ : ↑8-34% NTDT ₀₋₅₀ : n.s.
Buskard <i>et al.</i> , (2018)	30	H/M	62-75	12 sem	3x	2x6/3x8/3x8/3x8 2x6/2x4/Func 2x6/3x8/3x8/3x8 2x6/2x4/Func	80% 1-RM 80%-FOtm FOtm 80%-FOtm	1-2 min	LP	Pne	DL/DL DL/DB DL/DL DB/DL DB/DB DB/DL	1-RM: ↑26-27% Pot: ↑16-14%
Bezerra <i>et al.</i> (2018)	33	H/M	55-72	9 sem	3x	1-3x10-12 1-3x3-5 1x4-6	3-12 (5RM)	2 min 2 min 2 min	LP/FJ bi	Isoton	DL DL DB	5RM: 17-19% CMJ: 1,6-1,8%

Freq, frequência de treino; Intervalo séries, intervalo entre as séries; H, homens; M, mulheres; Sem, semanas; Func, funcional; RM, repetição máxima; POT_{máx}, potência máxima; PSE, percepção subjetiva de esforço;

RR, Repetições em reserva; n.i., não informado; LP, leg press; EJ, extensor de joelho; AH, agachamento Hack; SR: supino reto; RS, remada sentada; DO, desenvolvimento de ombro; FJ, flexor de joelho; FP, flexor plantar; bi, bilateral; uni, unilateral; Isoton: isotônico; Pneu: Pneumático; Isoiner, isoinericial; Din, dinâmico; Isocin: Isocinético; DB, dinâmico balístico; DL, dinâmico lento; CAE, ciclo alongamento-encurtamento; CIVM, contração isométrica voluntária máxima; EMG, atividade eletromiográfica; TDF, taxa de desenvolvimento de força; AST, área da secção transversa; SA, salto agachado; n.s., não significativo; POT, potência muscular; IMP, impulso; SCM: Salto contramovimento; PP, potência pico; PPV, pico de potência de velocidade; Pico de potência da força; AV, ativação voluntária; TDT, taxa de desenvolvimento de torque; TDTn, taxa de desenvolvimento de torque normalizada. *<0,05; §<0,001.

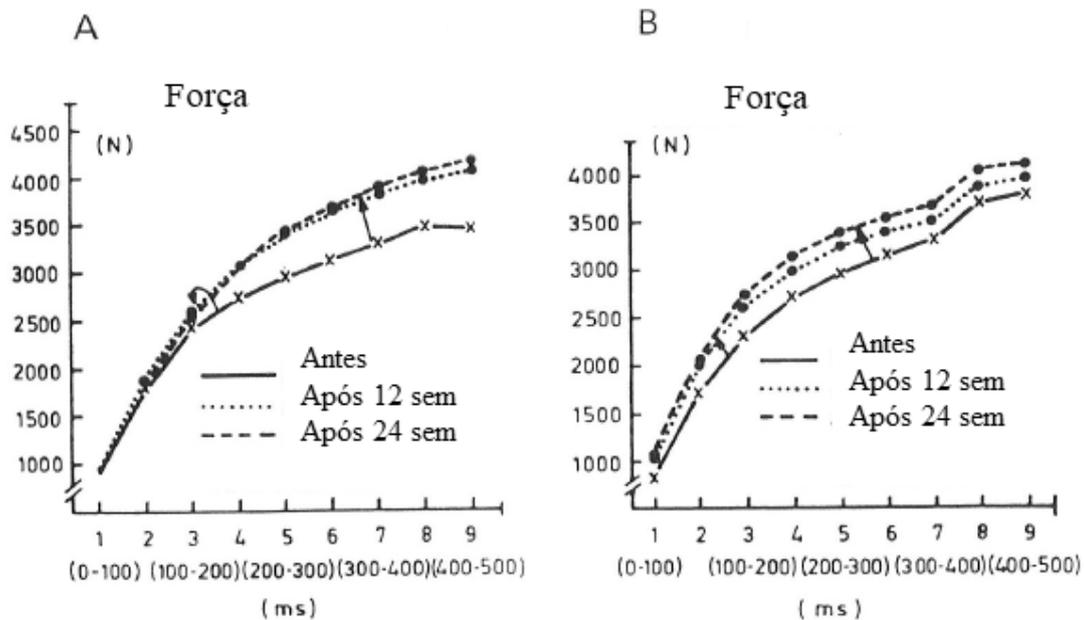
2.6.3.3 A influência do treinamento para força máxima na produção de força rápida

É evidente que atletas de levantamento (e.g., LPO, *powerlifting*) de excelência apresentam altos níveis de força máxima e de força rápida (TRICOLI *et al.*, 2005). Inequivocamente, para os idosos, os componentes de força máxima e de força rápida são igualmente fundamentais na realização de simples tarefas diárias – como atravessar a rua, subir degraus, reequilibrar-se após um escorregão (MIDDLETON; FRITZ; LUSARDI, 2015). Contudo, as capacidades de gerar força máxima e força rápida declinam ao longo dos anos (BEMBEN *et al.*, 1991; MCKINNON *et al.*, 2017), e essas reduções podem limitar o desempenho funcional nos idosos (GRANACHER; VÖLLER, 2018).

No entanto, há evidências de que a produção de força rápida pode ser aprimorada com o treinamento de força máxima (CORMIE; MCGUIGAN; NEWTON, 2011; MOURA *et al.*, 2018, 2021). Em estudos transversais, verificamos que os aumentos na força de 1-RM, na TDT (0-50, 0-100 e 0-200 ms) e nos picos de torque concêntrico e de torque excêntrico dos músculos extensores do joelho foram acompanhados de melhoras na CF de idosos após 12 semanas de TF direcionado para o ganho de força máxima (MOURA *et al.*, 2018; MOURA; RUAS; DIEFENTHAELER, 2020), o que parece estar em parte alinhado com a alta associação entre a força em 1-RM e a potência máxima em cargas leves (2,5 kg) relatada por Moss *et al.* (1997) em adultos jovens. Além disso, recentemente, concluímos que os idosos altamente treinados em TF foram mais fortes e mais rápidos comparados aos seus pares não treinados (ORSSATTO *et al.*, 2020). Em nosso estudo anterior (MOURA *et al.*, 2021), vimos que os idosos que aumentaram a força máxima, também aumentaram a força rápida, e, por outro lado, os idosos não responsivos quanto ao ganho de força não tiveram aumento na força rápida. Contudo, a aparente relação entre os ganhos de força máxima e de força rápida, no idoso, deve ser interpretada com cautela, pois o ganho da força máxima nem sempre pode estar associado a um incremento da força rápida, possivelmente devido a diferenças nas respostas adaptativas ao TF (ANDERSEN; AAGAARD, 2006; BALSHAW *et al.*, 2016; GUIZELINI *et al.*, 2018; MASSEY *et al.*, 2018). Além disso, à medida que o indivíduo se torna mais forte e experiente ao seguir um programa de TF, menor se torna a janela adaptativa (CORMIE; MCGUIGAN; NEWTON, 2011).

Conforme já mencionado anteriormente, as mudanças neurais e morfológicas distinguem-se entre os programas de TF direcionados à força máxima e à força rápida (BALSHAW *et al.*, 2016; MASSEY *et al.*, 2018). Adicionalmente, as mudanças, ao longo do tempo, na capacidade gerar força rápida (TDT ou TDF) são distintas entre os treinamentos de força máxima e de força rápida (AAGAARD *et al.*, 2002a; HÄKKINEN; HÄKKINEN, 1995) (Figura 16).

Figura 16 – Média da curva absoluta força-tempo durante a avaliação da taxa de desenvolvimento de força no exercício de pressão das pernas (*leg press*) antes e após 12 e 24 semanas de programas de treinamento de força máxima (A) e de força rápida (B).



Fonte: Adaptado de HÄKKINEN (1989).

Os gráficos a Figura 15 demonstram notória diferença nas curvas força-tempo entre os treinamentos de força máxima e de força rápida: enquanto o primeiro promove aumentos nas janelas tardias (>200 ms), o segundo desenvolve as janelas breves (<100 ms) (CORMIE; MCGUIGAN; NEWTON, 2011; HÄKKINEN, 1989). Ou seja, a curva força-tempo desloca-se para cima e direita no TF para o ganho de força máxima e para cima e esquerda no TF para o incremento da força rápida (HÄKKINEN, 1989). Com base nos achados de Cutsem *et al.* (1998), o padrão de resposta da TDT/TDF ao treinamento de força rápida parece ocorrer principalmente devido a mudanças no tempo de ativação e na frequência de disparos das UMs.

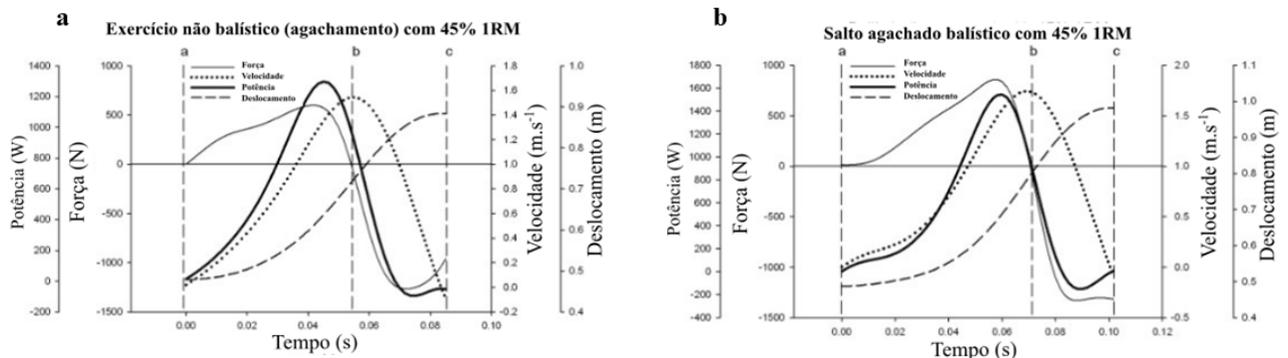
2.6.4 Treino para o desenvolvimento da força muscular rápida

O desenvolvimento da força muscular rápida de maneira eficaz, segura e não fatigante em idosos é uma questão de grande interesse para pesquisadores e diferentes profissionais da Gerontologia envolvidos com o treinamento/reabilitação (e.g., profissionais de Educação Física, Fisioterapeuta, Terapeutas ocupacional, Médicos). A velocidade da caminhada, por exemplo, serve

como indicador de fragilidade em idosos (FRITZ; LUSARDI, 2009; MIDDLETON; FRITZ; LUSARDI, 2015). Dentre os reconhecidos métodos de treinamento para o aprimoramento da força rápida estão os métodos não balístico, balístico e o ciclo alongamento-encurtamento (CAE) consecutivos (CORMIE; MCGUIGAN; NEWTON, 2011; FROST; CRONIN; NEWTON, 2010; MOIR *et al.*, 2018) – que, de maneira inapropriada, é chamado de dinâmico ou explosivo (RODRÍGUEZ-ROSELL *et al.*, 2018; WINTER *et al.*, 2016). O método balístico é apropriado para qualquer tipo de ação muscular, em que o indivíduo aplica a força o mais rápido possível, em um grande espectro articular e sem momento de desaceleração (CORMIE; MCGUIGAN; NEWTON, 2011; NEWTON; KRAEMER, 1994). No exercício balístico o indivíduo projeta algo, em movimento rápido, para uma fase aérea (MOIR *et al.*, 2017; CORMIE; MCGUIGAN; NEWTON, 2011). Já os movimentos não balísticos diferenciam-se dos balísticos e do CAE, basicamente, por se tratar de um esforço apenas concêntrico. Portanto, são movimentos em que a ação concêntrica começa sem qualquer movimento de fase excêntrica anterior, não havendo, portanto, momento de desaceleração (e.g., na parede, no chão ou em aparelho pneumático) (FROST; CRONIN; NEWTON, 2010). Por outro lado, tanto os movimentos balísticos como os não balísticos envolvem a transferência de força para um objeto, implemento ou oponente e são dependentes da geração e da transferência de força dos segmentos proximais para os segmentos distais (Figura 17)

Visto que os movimentos balísticos e não balísticos se distinguem em certas características mecânicas (Quadro 2), distintos também parecem ser seus papéis como um estímulo para adaptação de força e potência (FROST; CRONIN; NEWTON, 2010). Por induzir a: forças de pico mais altas, maior impulso (a soma das forças propulsivas), velocidades de movimento mais elevadas e fase de propulsão mais longa, os exercícios do tipo balístico impõem maiores níveis de fadiga aguda em comparação aos não balísticos (LAKE *et al.*, 2012; NATERA; CARDINALE; KEOGH, 2020; PAREJA-BLANCO *et al.*, 2014). No estudo de Lake *et al.*, (2012) foram analisadas as fases positivas (i.e., força, velocidade, potência e duração da fase de aceleração) de exercícios multiarticulares não balísticos e balísticos por meio de dois métodos: tradicional, onde se leva em conta o deslocamento da barra, e o método do impulso. Pelo método tradicional, verificou-se que a velocidade média foi 14% maior no exercício balístico em comparação ao exercício não balístico. Pelo método do impulso, observou-se que o exercício balístico tem uma fase de aceleração 8,6% maior que o exercício não balístico (Figura 17)

Figura 17 – Determinação das fases positiva e de frenagem durante exercício não-balístico e balístico.



Fonte: Adaptado de Lake *et al.*, (2012). a, Determinação da fase positiva de levantamento de exercícios não-balísticos.

Início do deslocamento positivo da barra (a); término do deslocamento máximo da barra (c); e "fase de frenagem" (período entre os pontos b e c). b, Determinação da fase positiva de levantamento do exercício balístico. Início do deslocamento positivo da barra (a); e término do deslocamento máximo da barra (c) e "fase de frenagem" (período entre os pontos b e c).

O quadro 2, apresenta os aspectos-chaves da programação de exercícios não balísticos, balísticos e CAE direcionados para o ganho da força rápida. Pode-se observar que os exercícios balísticos e o CAE são tecnicamente mais desafiadores para o sistema neuromuscular – em termos do direcionamento do movimento – em comparação aos exercícios não balísticos (NATERA; CARDINALE; KEOGH, 2020).

Quadro 2 – Aspectos centrais que integram o treino não-balístico, balístico e com sucessivas ações com ciclo alongamento-encurtamento (CAE).

Ação muscular	Direção	Implemento
<p>Não-balístico</p> <ul style="list-style-type: none"> • Sem contramovimento • Apenas ação muscular concêntrica 	<p>Linear</p> <ul style="list-style-type: none"> • Dentro do plano sagital (vertical/horizontal) 	<p>Não-reativo</p> <ul style="list-style-type: none"> • Objeto com qualidade reativas mínimas e é mais bem usado para progressões de domínio concêntrico
<p>Balístico</p> <ul style="list-style-type: none"> • Com contramovimento • Ocorre ação muscular excêntrica 	<p>Rotacional-paralelo</p> <ul style="list-style-type: none"> • Dentro do plano transversal com uma orientação paralela a uma parede e ênfase horizontal 	<p>Reativo</p> <ul style="list-style-type: none"> • Objeto com fortes qualidades reativas e é mais usada para progressões com CAE

CAE	Rotacional-perpendicular	Com cargas
<ul style="list-style-type: none"> • Saltos com contramovimento sucessivos 	<ul style="list-style-type: none"> • Dentro do plano transversal com uma orientação perpendicular a uma parede e ênfase horizontal 	<ul style="list-style-type: none"> • Impacta a velocidade da execução, porém pode resultar em adaptações da força rápida

Fonte: Adaptado de CORMIE; MCGUIGAN; NEWTON, (2011).

Os exercícios não-balísticos e balísticos podem ser executados em equipamentos comuns (e.g., isotônicos, pneumáticos, isocinéticos e *medicine ball*), desde que realizados na maior velocidade possível (BALSHAW *et al.*, 2017; LAKE *et al.*, 2012; MASSEY *et al.*, 2018; NEWTON, R.U. *et al.*, 1997; TILLIN; PAIN; FOLLAND, 2011; RADAELLI *et al.*, 2018; BEZERRA *et al.*, 2018; MOURA *et al.*, 2021) – ou, ainda, do tipo levantamento de peso olímpico (TRICOLI *et al.*, 2005). Adicionalmente, exercícios não-balísticos, balísticos e CAE podem ser executados de maneira unilateral (BALSHAW *et al.*, 2017; MASSEY *et al.*, 2018; TILLIN; PAIN; FOLLAND, 2011) ou multiarticular (LAKE, J. *et al.*, 2012; NEWTON, R.U. *et al.*, 1997; PAREJA-BLANCO *et al.*, 2014) tanto para membros inferiores quanto para membros superiores.

Na prescrição de exercícios não-balísticos e balísticos, não somente a característica dos implementos utilizados – i.e., que permitam que o indivíduo exerça a força o mais rápido possível – deve ser considerada, mas também a intensidade (carga) a ser empregada (HÄKKINEN; KOMI; ALÉN, 1985; LAKE *et al.*, 2012; MOSS *et al.*, 1997; NARICI *et al.*, 1989; NEWTON, *et al.*, 1997; SCHMIDTBLEICHER; HARALAMBIE, 1981). Existem três propostas com relação à carga ideal para o desenvolvimento da força rápida: (i) trabalho com carga alta ($\geq 75\%$ de 1-RM) (HÄKKINEN *et al.*, 1985; NARICI *et al.*, 1989; MOSS *et al.*, 1997); (ii) carga baixa (0-60% de 1-RM) (SCHMIDTBLEICHER; HARALAMBIE, 1981) ou (iii) a combinação de cargas altas e baixas (NEWTON; KRAEMER, 1994).

Entretanto, a relação F-V em idosos, aparentemente, parece acompanhar a curva proposta por Hill (1938; Figura 12), a qual mostra uma relação inversa entre a carga e a velocidade da ação muscular. Por exemplo, idosos testados em exercícios balísticos dinâmicos, no qual foi avaliada a taxa de desenvolvimento de velocidade, em aparelho isocinético no modo isotônico, apresentaram picos de velocidade entre 401-402 %/s na condição sem carga; 290-292 %/s a 25% da CIVM e 169-170 %/s a 50% da CIVM (VAN DRIESSCHE *et al.*, 2018a). Em conformidade com esses resultados, alguns trabalhos relataram, em indivíduos jovens, distintas adaptações na velocidade, na proporção inversa da carga utilizada no treinamento balístico (HÄKKINEN *et al.*, 1985; NARICI *et al.*, 1989; MOSS *et al.*, 1997); contudo, essas diferenças podem não ser sempre observadas em idosos (VAN ROIE *et al.*, 2013). Em um estudo de Van Roie *et al.*, (2013), 56 idosos foram alocados em três grupos, segundo a carga a ser utilizada durante 12 semanas de treinamento de membros inferiores

(*leg press* e extensão do joelho): 20%, 20% (+40%) ou 80% de 1-RM. De acordo com os autores, em todos os grupos, houve um incremento na CIVM nos ângulos de 120 e 150°, enquanto que o pico de torque dinâmico a $180^\circ \cdot s^{-1}$ aumentou naqueles que treinaram a 20 e 80% de 1-RM. Entretanto, o pico de velocidade não se alterou em nenhum dos grupos.

Devido às características da curva F-V (Hill, 1938), diferentes autores apoiam a utilização de uma carga ótima (CORMIE; MCGUIGAN; NEWTON, 2011; MCBRIDE *et al.*, 2002; WILSON *et al.*, 1993). Contudo, a programação do treino utilizando a carga-ótima não parece ser mais vantajosa em relação aos outros métodos de programação de carga (LINDBERG *et al.*, 2021), visto que algumas tarefas diárias exigem a geração de força rápida, sem carga adicional, ao passo que outras necessitam da produção de força rápida, com carga adicional. Por exemplo, em nosso estudo anterior (Da SILVA *et al.*, 2018), 20 idosos fisicamente ativos realizaram cinco testes funcionais, sendo que dois deles avaliavam a velocidade da marcha – o teste de velocidade de caminhada de 6 m (BUTLER *et al.*, 2009) e o teste de levantar e transportar por 7 m uma carga de 4,5 kg (BENNELL; DOBSON; HINMAN, 2011). Nossos resultados mostraram que os idosos percorreram a distância de 6 m a uma velocidade média de $1,86 \text{ m/s}^2$ e, na tarefa para carregar um objeto, alcançaram uma velocidade média de $0,87 \text{ m/s}^2$. Logo, para a realização das AVDs é importante que idosos sejam capazes produzir força rápida sob ambas as condições: com e sem imposição de carga.

Vale ressaltar ainda que, no estudo com idosos mencionado anteriormente (VAN ROIE *et al.*, 2013), o volume programado foi igual para os três grupos e, desse modo, a distribuição do número de repetições nos grupos com carga baixa (20 e 20+40%) ficou extensa (10-100 repetições), o que, possivelmente, tornou as sessões de treino fatigantes para aqueles indivíduos. A fadiga induzida pelo exercício, desde que bem monitorada, induz a hipertrofia muscular (SCHOENFELD *et al.*, 2015); porém, por outro lado, a realização de protocolos potencialmente fatigantes (NATERA; CARDINALE; KEOGH, 2020) pode ter influenciado negativamente a resposta da potência muscular dos idosos avaliados por Van Roie *et al.* (2013).

Além da característica do implemento e a carga a ser utilizada na prescrição do TF não-balístico e balístico, outra importante variável a ser controlada é a velocidade de execução do movimento (CORMIE; MCGUIGAN; NEWTON, 2011; HAFF; NIMPHIUS, 2012). Com relação a isto, duas propostas distintas têm sido adotadas: (i) a velocidade teria de ser a mais próxima da máxima (CAIOZZO; PERRINE; EDGERTON, 1981; COYLE *et al.*, 1981; MCBRIDE *et al.*, 2002; MOFFROID; WHIPPLE, 1990) e (ii) a intenção de agir o mais rápido possível (BEHM; SALE, 1993; DUNCAN *et al.*, 1989; MOURA *et al.*, 2018; REID *et al.*, 2014). Apesar das claras diferenças conceituais, nenhum desses trabalhos citados analisou comparativamente as duas condições (i.e., velocidade próxima da máxima vs. intenção de agir o mais rápido possível) em idosos, não treinados e/ou idosos treinados.

A prescrição do TF com foco no ganho da força rápida para idosos tem sido recomendada por diferentes autores (CADORE *et al.*, 2018; ORSSATTO *et al.*, 2019). Embora os exatos mecanismos que conduzem à adaptação ao TF envolvendo exercícios não-balísticos e balísticos não estejam ainda claramente estabelecidos, propõe-se que fatores neurais estejam envolvidos (CORMIE; MCGUIGAN; NEWTON, 2010, 2011; HAFF; NIMPHIUS, 2012). No entanto, métodos de TF direcionados para o aumento da força máxima levam também a adaptações no *drive* neural, na taxa de ativação neural e na coordenação intermuscular da TDT em idosos (GUIZELINI *et al.*, 2018; ORSSATO *et al.*, 2020). Apesar disso, o aumento na força máxima não parece estar relacionado ao aumento nas fases iniciais (i.e., < 100 ms) da TDT (ANDERSEN; AAGAARD, 2006; GUIZELINI *et al.*, 2018). Ademais, supõe-se que as adaptações neuromusculares associadas ao treinamento não-balístico e balístico poderiam promover maiores aumentos da TDT em comparação as induzidas pelo TF com enfoque na força máxima (CORMIE *et al.*, 2011; HAFF; NIMPHIUS, 2012).

Uma consideração chave para o desenvolvimento em longo prazo da capacidade máxima de produção de força de um idoso é a necessidade da integração de várias técnicas de TF, como o treinamento balístico (CADORE *et al.*, 2018). Nesse sentido, exercícios não balísticos podem ser de especial interesse, em vista do menor potencial de induzir à fadiga, em comparação aos exercícios balísticos (NATERA; CARDINALE; KEOGH, 2020). Contudo, é importante ressaltar que, até o presente momento, não há relatos sobre os efeitos agudos mecânicos e perceptíveis (e.g., PSE) do exercício não balístico na população idosa. O conhecimento dos efeitos agudos, a integração entre diversos métodos de treino permite a variação dentro dos meso/micro-ciclos de potência, enquanto ainda mantém a especificidade, que teoricamente leva à maior melhora na força rápida em idosos em longo prazo (FRAGALA *et al.*, 2019). Portanto, dentro dessa perspectiva, a prescrição do TF para idosos requer um repertório variado de exercícios não-balísticos seguros e não fatigantes (LAKE *et al.*, 2012). Alguns exemplos de exercícios não-balísticos e balísticos que podem ser implementados no treino de idosos estão demonstrados na figura 18.

Figura 18 – Exemplos de exercícios balísticos (painel superior) e não-balísticos (painel inferior).



Fonte: Adaptado de EXOS *online education*. A, meio agachamento para pressão do peitoral (começo). B, meio agachamento para pressão do peitoral (meio). C, meio agachamento para pressão do peitoral (final). D, passe feito do peitoral com *medicine ball* contra a parede (posição). E, passe feito do peitoral com *medicine ball* contra a parede (distância estabelecida). F, passe feito do peitoral com *medicine ball* contra a parede (começo). G, passe feito do peitoral com *medicine ball* contra a parede (final). Fonte: Adaptado de Hendrey *et al.* (2018). H, salto com as duas pernas. I, *push-offs* do dedo do pé de uma perna “flexão plantar balística” (ou bilateral onde não for possível completar único). J, saltos estacionários alternando pernas. K, progredindo para saltos e trote em minitrampolim. L, rápida flexão do quadril (início a 10° da extensão do quadril). M, saltando da perna parética para pousar na perna não parética, com assistência de um trilho ou pedestal, para auxiliar a fase de vôo.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 CARACTERIZAÇÃO GERAL DO ESTUDO

De modo geral, o estudo foi de natureza aplicada devido a seu objetivo de gerar conhecimentos de cunho prático, com o intuito de resolver um problema pontual, dentro de uma problemática quantitativa e assim permita a comparação com futuros estudos. Assim sendo, ele poderá fornecer conhecimentos que poderão auxiliar na compreensão de possíveis mecanismos envolvidos na resposta da força rápida a um tipo específico de exercício em idosos. O estudo utilizou procedimentos técnicos empíricos para descrever os tipos de protocolos empregados (SILVA *et al.*, 2011). O desenho randomizado cruzado, em lugar do desenho com grupos paralelos, foi escolhido para a aplicação dos protocolos de exercício, tanto no estudo de familiarização, quanto no experimental (1ª e 2ª fase), uma vez que a variabilidade intraindividual é menor do que a interindividual, requerendo, portanto, um menor número de participantes no estudo. Contudo, as limitações do desenho cruzado (e.g., maior taxa de abandono, instabilidade da condição do paciente e um potencial efeito *carryover*) poderiam ser esperadas no estudo (RUBIO-AURIOLES *et al.*, 2012). O estudo de familiarização foi realizado em 10 dias não consecutivos (dia 1 a dia 51), constituindo-se em uma fase preliminar para as subseqüentes etapas experimentais do estudo (1ª e 2ª fase) (Figura 19). A 1ª e 2ª fase do estudo duraram 19 dias e foi constituído de dois dias de testes com exercícios isométricos não balísticos, separados por um período de *washout* de 17 dias (Figura 23). O período de *washout* teve como objetivo eliminar qualquer resíduo neuromuscular da sessão de exercício prévio (AHTIAINEN *et al.*, 2003) (Figura 23). Além disso, foram realizadas análises de sensibilidade estatísticas para verificar possíveis efeitos adversos da sessão anterior. A duração de toda a fase experimental do estudo foi de 72 dias (Figura 19).

3.1.1 Local do estudo e população estudada

O estudo foi conduzido na UFSC, localizada na cidade de Florianópolis, Santa Catarina, durante o período de dezembro de 2019 a março de 2020. Período este que teve o final antecipado devido ao início das medidas restritivas da pandemia da COVID-19. A população estudada foi constituída por homens idosos, residentes em Florianópolis, sendo ela composta por, aproximadamente, oito mil indivíduos (IBGE, 2017). As entrevistas e as avaliações do nível de atividade física e morfológicas ocorreram no Laboratório de Biomecânica (BIOMECA), as avaliações da composição corporal foram feitas no Laboratório de Antropometria e os testes neuromusculares

de familiarização e do estudo principal (1ª e 2ª fase) foram aplicados no Laboratório de Esforço Físico (LAEF). Todas as avaliações foram realizadas por investigadores treinados.

3.1.2 Recrutamento e elegibilidade

O recrutamento de voluntários foi feito por meio de anúncios em sites, televisão, rádios e redes sociais. Para aqueles interessados, foi enviado um *link* para o preenchimento de um formulário de inscrição online (Apêndice C). A seleção dos participantes foi realizada de maneira intencional e não probabilística, conforme os seguintes critérios de inclusão e de exclusão apresentados no Quadro 3. Além disso, foram excluídos os participantes que (i) apresentassem algum desconforto nas avaliações isocinéticas e/ou nos procedimentos de eletroestimulação; (ii) faltassem algum dia de avaliação ou (iii) ultrapassasse o tempo estabelecido entre cada visita (i.e., 72 h) no estudo pré-experimental.

Vinte e três indivíduos se voluntariaram para participar do estudo. Desses, 13 preencheram todos os critérios de elegibilidade.

Quadro 3 – Critérios utilizados para seleção dos voluntários.

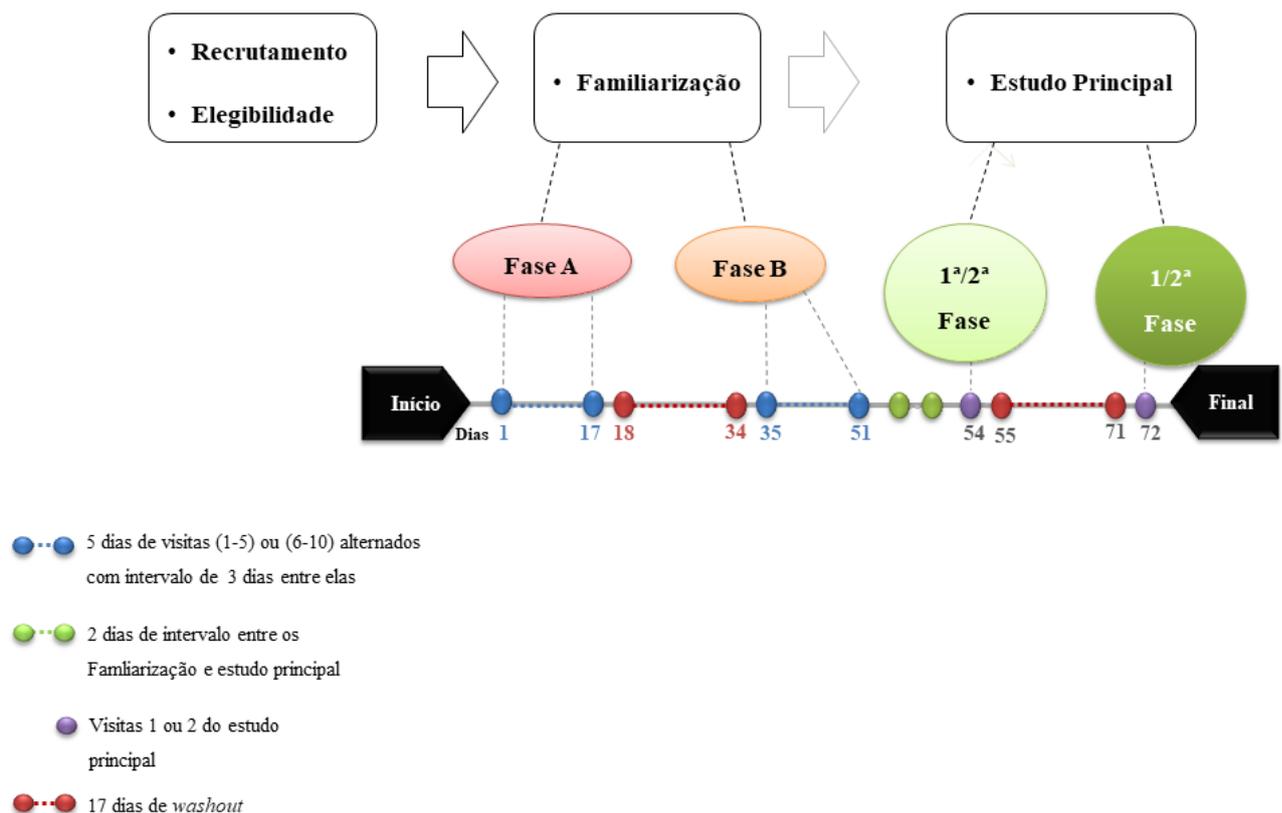
INCLUSÃO	EXCLUSÃO
Homens	Possuir problemas musculoesqueléticos graves (i.e., fibromialgia, osteoporose, artrite)
Entre 60-75 anos de idade	Cardiovasculares e/ou pulmonares (i.e., hipertensão, arritmia cardíaca, DPOC, asma, bronquite)
Índice de massa corporal ≤ 37 kg/m ²	Fazer reposição de hormônios anabólicos
Realizar ≥ 150 min de atividades física moderadas-intensas por semana ou ≥ 75 min de atividade física vigorosa (i.e., corrida, caminhada, dança e ciclismo)	Utilizar medicamentos e/ou suplementos nutricionais ergogênicos ou ergolíticos
Não praticar exercícios de força de maneira sistematizada nos últimos seis meses	Utilização de marcapasso
	Locais de infecção
	Coágulos sanguíneos
	Fumantes

3.1.3 Procedimentos éticos da pesquisa

O estudo foi realizado de acordo com as diretrizes e normas da Resolução 510/16 do Conselho Nacional de Saúde/Ministério da Saúde (BRASIL, 2016) e a Declaração de Helsinki (WORLD MEDICAL ASSOCIATION, 2013). Os voluntários participaram do estudo somente após a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) (Apêndice A), por meio do qual foram informados acerca do propósito, benefícios e riscos da pesquisa.

Todas as informações ligadas à identidade dos participantes foram mantidas sob sigilo, na sala do pesquisador principal, tendo acesso às mesmas, somente os autores do estudo. A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), sob o número: 2.572.250 e CAAE 84199318.6.0000.0121 (Anexo A).

Figura 19 – Representação esquemática das etapas do estudo



Fonte: Acervo do autor.

3.1.4 Cálculo do tamanho da amostra

Para o estudo de familiarização, a estimativa do tamanho da amostra foi baseada em um poder de 80%, de modo que uma diferença de tratamento pudesse ser detectada para uma

probabilidade de 5% e um tamanho de efeito de 0,20 para a família de testes estatístico F (Anova de dois fatores, com medidas repetidas, e interação entre e dentro). O *software* livre utilizado foi *G*Power* 3.1 (Dusseldorf, Alemanha), o qual produziu o tamanho total da amostra de 8 participantes; porém, tendo-se em vista possíveis perdas e desistências, considerou-se um acréscimo de maior que 20% (n=13).

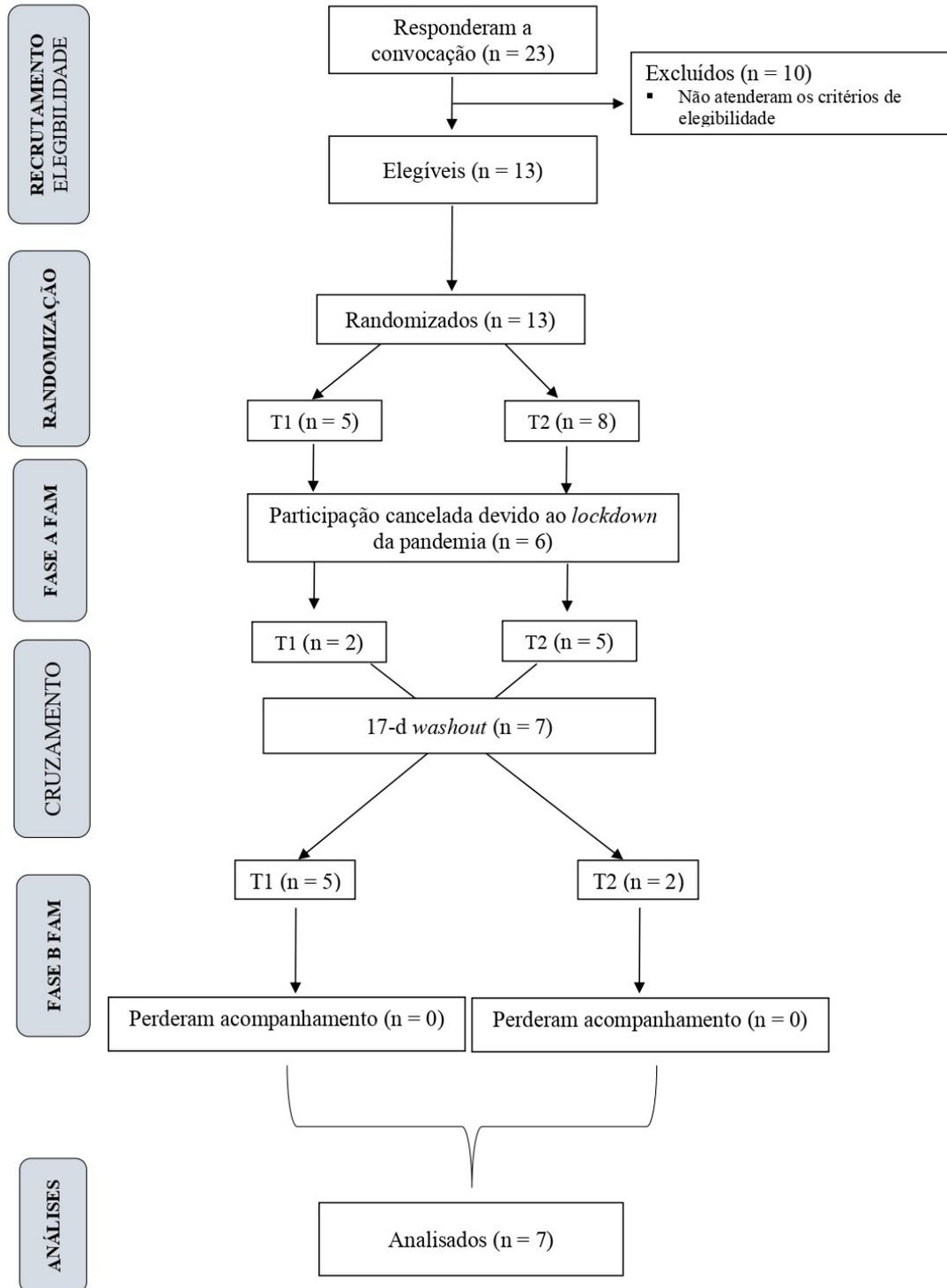
Já para 1ª e 2ª fase do estudo os cálculos foram realizados com base nos valores de outros estudos (VAN CUTSEM *et al.*, 1998; 2005; KRUGER *et al.*, 2019), a estimativa do tamanho da amostra foi calculada assumindo-se um poder de 80%, de modo que uma diferença de tratamento pudesse ser detectada para uma probabilidade de 5%, um tamanho de efeito de 0,20 para a família de testes estatístico F (Anova de dois fatores, com medidas repetidas, e interação entre e dentro).

Para as análises de variância de dois fatores com medidas repetidas (ANOVA de dois fatores com medidas repetidas) entre as sessões (2 sessões (alto ou baixo volume) vs 5 tempos (pré, imediatamente pós, 1, 3 e 8 min pós), para a variável TDT, foi utilizado o maior η^2 observado entre os grupos avaliados no estudo de Kruger *et al.*, (2019). Já para a análise de variância com medidas repetidas de duas vias (ANOVA de dois fatores com medidas repetidas) entre as sessões (2 sessões (alto ou baixo volume) vs 2 tempos (pré e imediatamente pós) foi utilizado o maior desvio padrão da amplitude da onda-M observado por Van Cutsem *et al.*, (1998). Dessa maneira, para as variáveis TDT e onda-M, estimou-se um total de 12 e 14 sujeitos para o estudo (1ª e 2ª fase). O cálculo do tamanho da amostra foi realizado empregando-se o *software G*Power* 3.1 (Dusseldorf, Alemanha).

3.1.5 Participantes do estudo

Infelizmente, dentre os 13 voluntários selecionados, apenas sete iniciaram e completaram o estudo, uma vez que todos os procedimentos de coleta de dados foram suspensos, devido ao início das medidas restritivas da pandemia da COVID-19 (Figura 20).

Figura 20 – Fluxograma dos participantes do estudo de familiarização.



T1, Protocolo de avaliação da taxa de desenvolvimento de torque (TDT), durante uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM). T2, Protocolo de avaliação da taxa de desenvolvimento de torque (TDT), durante 80% da CIVM.

As características dos participantes do estudo são apresentadas na tabela 2.

Tabela 2 – Características descritivas dos participantes do estudo I (n=7).

	Média	DP	CV (%)
Idade (anos)	65,0	3,7	5,7
Massa corporal (kg)	73,3	10,9	14,8
Estatura (m)	1,66	0,05	3,1
IMC (kg/m²)	26,6	4,4	16,6
IPAQ (min)	3112	2654	85,3
Gordura corporal (%GC)	25,6	12,5	48,8
Área de secção transversa do quadríceps (AST_{QM}, cm³)	178	26	14,8

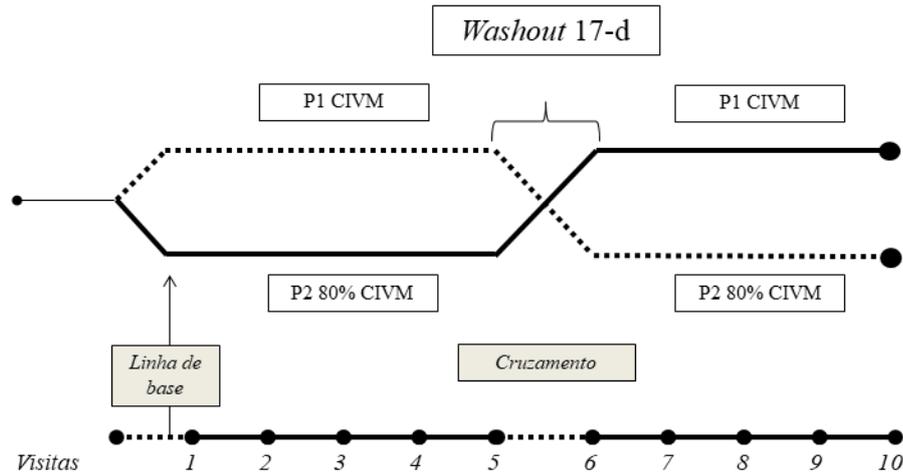
IMC, índice de massa corporal. IPAQ, questionário de nível de atividade física.

3.1.6 Delineamento dos estudos

Familiarização. Os protocolos de exercício isométrico não balístico, – i.e., P1 e P2 – foi realizada em duas fases de cinco dias não consecutivos: fase A (visitas 1-5) e fase B (visitas 6-10), havendo entre elas 17 dias de *washout*. Anteriormente ao início do estudo, os participantes foram alocados randomicamente, segundo uma sequência aleatória gerada por computador, para iniciar a fase A, realizando o P1 ou o P2. Na fase B, foi feito o cruzamento dos protocolos de exercício isométrico P1 e P2 (Figuras 19 e 21). O procedimento de alocação foi feito por um avaliador externo.

Em virtude da programação diária dos participantes, um grupo realizava os testes pela manhã e o outro grupo pela tarde, sempre nos mesmos horários – entre 07:00-10:00 h e 15:00-18:00 h, respectivamente. As sessões aconteciam sempre nos mesmos dias da semana e à temperatura ambiente (~25° C).

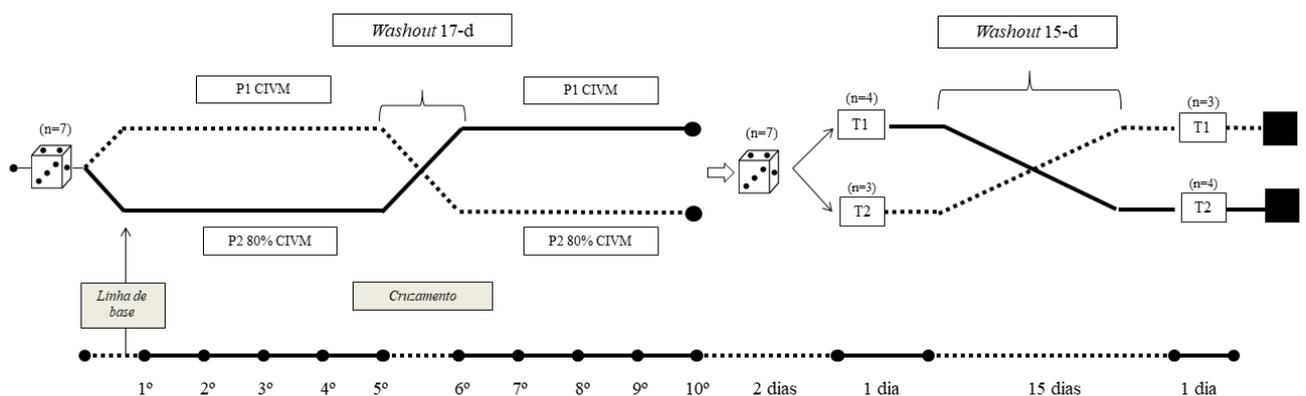
Figura 21 – Delineamento esquemático do estudo de familiarização.



Fonte: Acervo do autor. P1 CIVM, protocolo isométrico não balístico 1 (realizado na contração isométrica voluntária máxima). P2 80% CIVM, protocolo isométrico não balístico 2 (realizado a 80% da contração isométrica voluntária máxima).

1ª e 2ª fase do estudo. Após a etapa de familiarização, os participantes foram alocados randomicamente para realizar um de dois protocolos de exercício de força isométrico não balístico, denominados segundo o volume de exercícios, como: alto volume (T1) ou baixo volume (T2). A alocação dos participantes foi realizada por um avaliador externo ao estudo, que utilizou uma sequência aleatória gerada por computador. Na primeira visita do estudo (dia 54), a qual ocorreu após dois dias consecutivos do término do período de familiarização, os participantes das sessões T1 e T2 realizaram os respectivos protocolos de exercício de força isométrico não balístico. Na segunda visita (dia 72), foi feito o cruzamento dos protocolos T1 e T2 (Figuras 19 e 25). As sessões de T1 e T2 ocorriam e sempre nos mesmos dias da semana e à temperatura ambiente ($\sim 25^{\circ}\text{C}$), porém, devido a programação diária dos participantes, um grupo fazia os testes pela manhã e o outro grupo pela tarde, entre 07:00-10:00 h e 15:00-18:00 h, respectivamente.

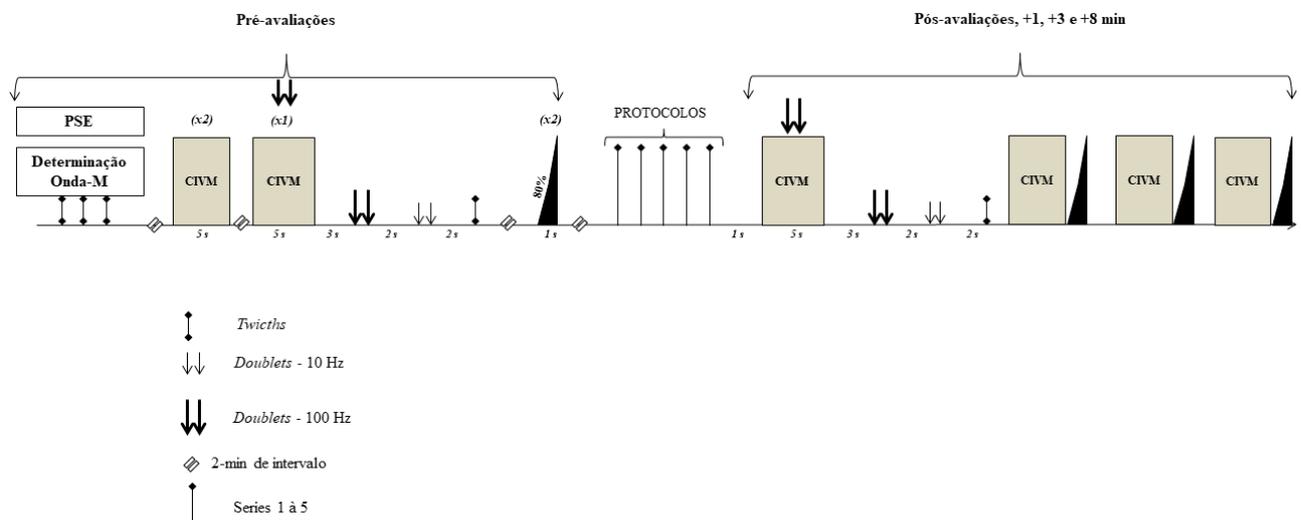
Figura 22 – Desenho experimental do estudo principal.



Fonte: Acervo do autor.

Após os aquecimentos geral e específico, os voluntários realizaram (i) uma avaliação da PSE; (ii) determinação do estímulo para aquisição da onda-M + três CIVMs + três variedades de estímulos elétricos + duas contrações a 80% da CIVM; (iii) sessão T1 ou T2 + PSE, após cada série das sessões; e (iv) uma CIVM + três variedades de estímulos elétricos + PSE imediatamente após as sessões; e (v) uma CIVM + uma contração a 80% da CIVM. A sequência de eventos da 1ª fase do estudo pode ser visualizada na Figura 32.

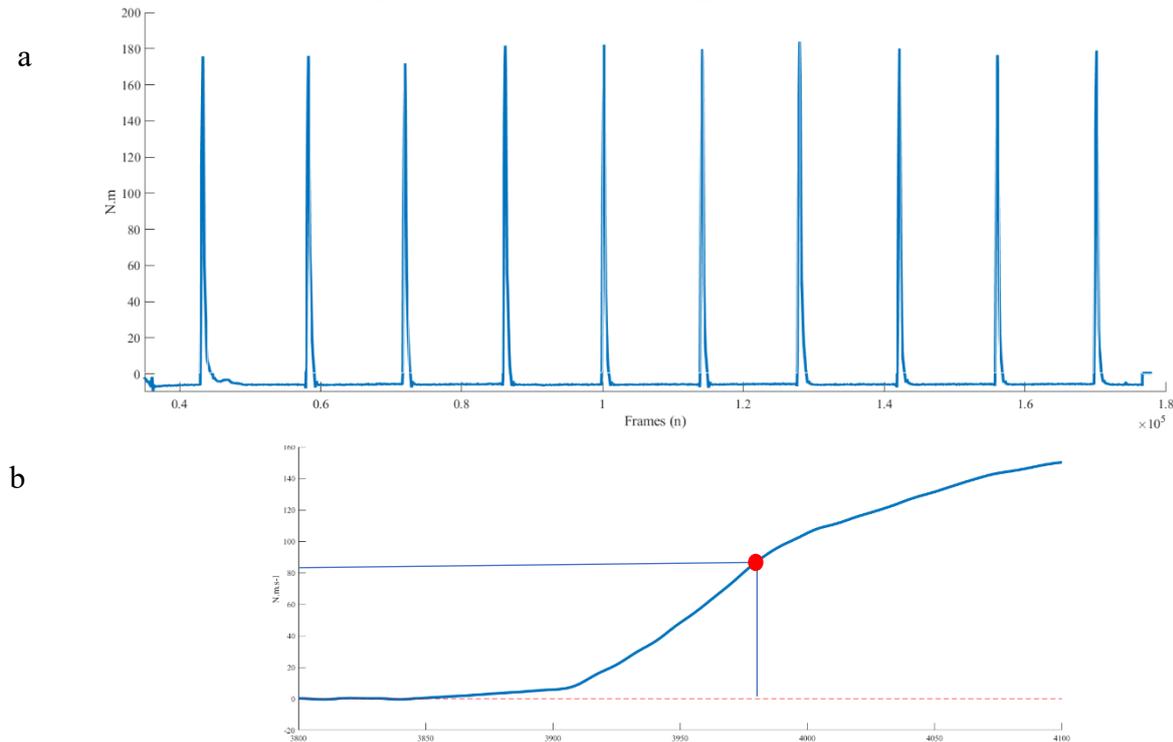
Figura 23 – Procedimentos experimentais do estudo



Fonte: Acervo do autor.

A 2ª fase do estudo teve como objetivo o monitoramento dos níveis de fadiga associados a realização dos protocolos de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes (i.e., T1 e T2) que serão descritas na em sequência (Figura 24).

Figura 24 – Controle de carga durante o estudo.



Fonte: Acervo do autor. (a) Representação gráfica de um participante desempenhando dez contrações não balísticas.

(b) Ponto de detecção manual para o cálculo da TDT_{pico} .

O monitoramento da fatigabilidade de performance foi feito por meio da determinação das variáveis mecânicas ($PT_{80\%}$, TDT_{pico} e $Imp_{80\%}$), o volume e da intensidade das sessões T1 e T2, do índice de fadiga das séries e repetições e de variáveis de fatigabilidade percebida. Com relação à fatigabilidade percebida, o monitoramento foi feito por meio da comparação da PSE entre as séries de cada sessão.

3.1.7 Coletas de dados

Os procedimentos da familiarização foram realizados em 10 dias não consecutivos (i.e., 10 visitas ao laboratório) (Figura 19 e Quadro 4). Na primeira visita, os voluntários trouxeram o atestado médico, participaram de uma entrevista de anamnese (Apêndice B), assinaram o TCLE e responderam ao questionário internacional de atividade física (IPAQ). Após isto, eles foram convidados a realizar a primeira avaliação da área secção transversa do quadríceps femoral (AST_{QM}) (i.e., EFOV, do inglês *extended field of view*) pela ultrassonografia. Subsequentemente, os participantes tiveram o primeiro dia de familiarização com os protocolos de exercício isométrico não balístico 1 (P1) ou 2 (P2). Na segunda visita, os participantes fizeram uma avaliação da composição corporal e a segunda avaliação morfológica, seguida do segundo dia de familiarização com o P1 ou P2. Nas demais visitas (3-10), os participantes realizavam apenas os protocolos

isométricos não balísticos (Quadro 4). Os intervalos entre as 10 visitas foram de 72 h, podendo se estender, em casos impossibilidade do participante, até 96 h, no máximo. Todos os participantes foram instruídos a manter as atividades físicas habituais durante todo o estudo, exceto nas 72 h anteriores aos dias com protocolos o exercício, durante as quais eles deveriam abster-se de exercícios de força vigorosos.

Quadro 4 – Sequência dos procedimentos do estudo de familiarização.

Visita 1	Visita 2	Visita 3-10
Atestado médico Anamnese TCLE IPAQ AST _{QM} P1 ou P2	Massa corporal % gordura corporal Estatura AST _{QM} P1 ou P2	P1 ou P2

TCLE, termo de consentimento livre e esclarecido. IPAQ, questionário internacional de atividade física. AST_{QM}, área de secção transversa do quadríceps femoral. P1, protocolo isométrico não balístico 1. P2, protocolo isométrico não balístico 2.

3.1.7.1 Avaliação do nível de atividade física

Para a avaliação do nível de atividade física, os indivíduos responderam ao Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ - versão longa) (Anexo A), validado em população brasileira (MATSUDO *et al.*, 2012).

3.1.7.2 Avaliações morfológicas

Ao chegar ao laboratório, os participantes eram solicitados a deitar em posição supina por 20 min sobre uma maca, a fim de permitir que as mudanças de fluidos se estabilizassem. Posteriormente, permanecendo o participante na mesma posição, foram demarcadas as linhas para a obtenção das imagens do músculo quadríceps femoral. Foi marcada uma linha do ponto central da patela até a face medial da espinha íliaca ântero-superior (50% a partir deste ponto) para obter imagens dos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL) e vasto intermédio (VI) (WALKER *et al.*, 2016).

As imagens via ultrassonografia (US) de plano axial de modo B (Logiq 7, número de software 6.1.0, GE Co., Ltd., Boston, Massachusetts, EUA) foram coletadas com uma sonda de

matriz linear de 10 MHz (50 mm de largura) em modo panorâmico (*expanded field of vision*, EFOV). Um transdutor foi apoiado sobre a pele do avaliado, sendo aplicada uma pressão mínima e consistente, para evitar a compressão do músculo. Um gel de transmissão foi colocado no transdutor para a melhora o acoplamento acústico. As digitalizações foram adquiridas em duas visitas (1 e 2, Figura 19), com um intervalo de 72 h entre as mesmas.

Os participantes foram instruídos a relaxar os músculos da coxa durante as medições (o pé foi apoiado contra um suporte para evitar a rotação lateral do quadril). As análises digitais foram mensuradas e posteriormente analisadas usando software de digitalização publicamente disponível (ImageJ 1.41, Wayne Rasband, National Institutes of Health, Bethesda, MD). A avaliação da confiabilidade e reprodutibilidade das imagens foi realizada entre as duas visitas (CV: $7,7\pm 3,4\%$, ETM: $7,2\pm 3,3\text{ cm}^2$ e MMC: $2,0\pm 0,9\text{ cm}^2$).

3.1.7.3 Composição corporal

A avaliação da composição corporal dos participantes incluiu mensurações de massa corporal, estatura e percentual de gordura e índice de massa corporal (IMC). Um investigador experiente e treinado pelo núcleo de cineantropometria e desempenho humano (NUCIDH-UFSC) realizou todas as medidas de composição corporal. A massa corporal foi avaliada por meio de balança digital com uma resolução de 0,1 kg (Sohenne[®], Nassau, Alemanha), e a estatura foi medida por meio de um estadiômetro com uma resolução de 0,1 cm (Sanny[®], São Paulo, Brasil). Posteriormente, o %GC foi estimada via ADP (*air displacement plethysmography*) usando o BodPod[®] (COSMED, Inc BodPod[®], Chicago, IL) na mesma semana dos exames de ultrassom. Os participantes se reportaram ao Laboratório de Avaliação Nutricional entre 06h00 e 09h00 em jejum, verificado por questionário, e completaram a avaliação no BodPod. A fim de minimizar o erro potencial devido ao ar isotérmico preso nas roupas e no cabelo, todos os participantes usavam roupas esportivas justas e gorros. O volume de gás torácico foi medido em todos os participantes de acordo com a recomendação do fabricante.

3.1.7.4 Volume e da intensidade das sessões T1 e T2

O cálculo do volume total (VT) de cada sessão foi realizado de acordo com Figueiredo *et al.*, (2017), ou seja, $VT = (\text{número de repetições} \times \text{número de séries} \times \text{intensidade da carga de treino})$ (N ou kg) (FIGUEIREDO *et al.*, 2017). Já a intensidade das sessões foi calculada pela razão do VT sobre o número de repetições realizadas (fórmula 3).

Intensidade = (VT/n^{reps}) (HAFF, 2010).

3.1.8 Variáveis dependentes

3.1.8.1 Contração isométrica voluntária máxima

Dois avaliadores experientes realizaram todas as medições usando um dinamômetro isocinético calibrado diariamente (*Biodex System 4, Biodex Medical Systems, Shirley, NY, EUA*). Os participantes realizaram um aquecimento geral de 5 a 10 min em um cicloergômetro (Familiarização e estudo principal) (*Ergo fit, modelo ergocycle 167, Pirmasens, Alemanha*). Posteriormente, os participantes foram firmemente afixados por tiras inelásticas em torno do tronco, quadris, coxas e tornozelos. As avaliações foram realizadas para os extensores do joelho (do membro avaliado na familiarização) no dinamômetro isocinético, em um ângulo de flexão estática do joelho de 70° e ângulo do quadril de 85° (0° = extensão total do joelho e quadril em posição neutra) (Familiarização e estudo principal).

Anteriormente ao teste de CIVM, foi executado um pré-condicionamento com 10 repetições submáximas de extensão e flexão concêntricas unilaterais do joelho ($120^\circ \cdot s^{-1}$), e, após 60 s de descanso, foram realizados esforços isométricos progressivamente submáximos de 3 s a 30, 50, 70, 90 e 100% de extensão do joelho, seguida de flexão (Familiarização e estudo principal). Em seguida, os voluntários realizaram três CIVMs com duração de 5 s e um intervalo de 120 s entre cada tentativa. O maior valor encontrado entre as três contrações (PT) foi utilizado nas análises (Estudo principal).

3.1.8.1.1 Protocolos de avaliação da taxa de desenvolvimento de torque máxima e submáxima

Nos dias das visitas da familiarização, os participantes tiveram 2 min de intervalo antes de iniciar os protocolos de exercício não balístico protocolo 1 (P1) ou protocolo 2 (P2). No P1, foram executadas cinco CIVMs (CV 5%) de extensão unilateral do joelho de 5 s cada (2 min de descanso entre as tentativas). Os voluntários foram instruídos a realizar a tarefa “o mais rápido e mais forte possível”, logo após um sinal luminoso (BEMBEN; CLASEY; MASSEY, 1990) para o protocolo da avaliação da taxa de desenvolvimento de torque máxima (TDT) (TDT_{100%}) (AAGAARD *et al.*, 2000)

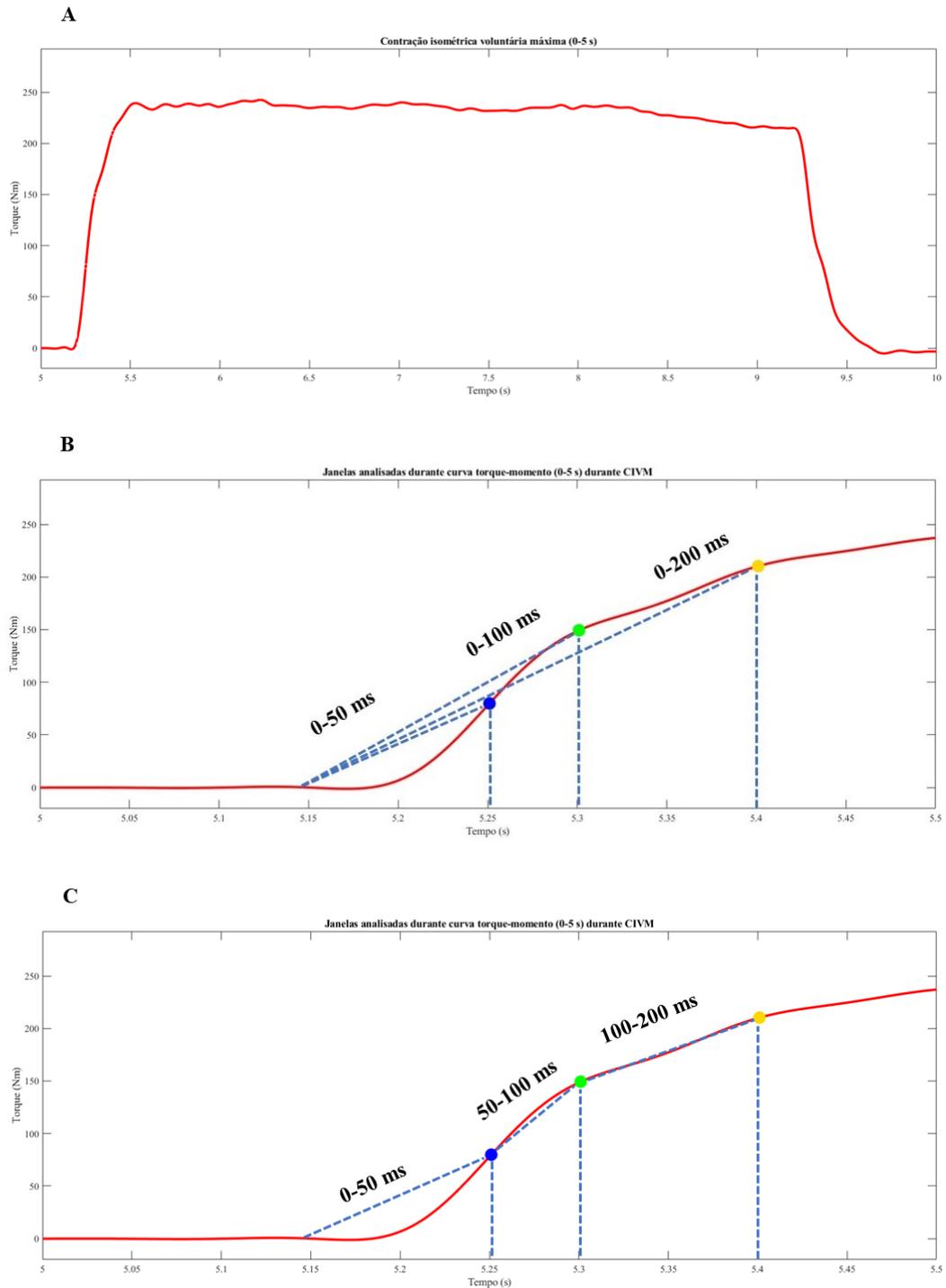
O P2 consistiu em 10 extensões unilaterais do joelho a 80% da CIVM de 1 s cada (20 s de descanso entre as tentativas), para os quais os participantes foram instruídos a produzir força “o mais rápido e o mais forte possível”, com ênfase no “rápido”, a partir de um sinal luminoso (MAFFIULETTI *et al.*, 2016). O controle da intensidade de P2 foi realizado com a demonstração

gráfica via computador, demonstrados com duas linhas horizontais, o nível de torque utilizado foi a 80% da CIVM para o protocolo da avaliação da taxa de desenvolvimento de torque submáxima (TDT_{80%}) (MAFFIULETTI *et al.*, 2016). As avaliações de ambos os protocolos (máximo e submáximo) foram realizadas para os extensores do joelho (do membro avaliado na familiarização) no dinamômetro isocinético, em um ângulo de flexão estática do joelho de 70° e ângulo do quadril de 85° (0° = extensão total do joelho e quadril em posição neutra) (Familiarização e estudo principal).

Os maiores valores calculados a partir da inclinação da curva torque-tempo (TDT: 0-50, 0-100, 50-100, 0-200, 100-200) foram utilizados nas análises para a determinação da TDT_{100%} e TDT_{80%} (Figura 29 e 30). Inicialmente, os valores da linha de base foram obtidos pela subtração do peso da perna do sinal inicial, e as tentativas de contração isométricas voluntárias com o início de torque ativo anterior acima de 1 N·m e antes de 100 ms foram excluídas para análise posterior. O PT foi definido como o maior valor de torque obtido nas tentativas de contrações. A TDT_{100%} e a TDT_{80%} foram calculadas a partir da curva torque-tempo (i.e., $\Delta\text{torque}/\Delta\text{tempo}$) em diferentes períodos de tempo (0-50, 0-100, 0-200, 50-100 e 100-200 ms) (TILLIN *et al.*, 2010; MAFFIULETTI *et al.*, 2016). Além disso, para determinar o impulso contrátil máximo e submáximo (Imp_{100%} e Imp_{80%}), a área sob a curva de torque-tempo em diferentes períodos (0-50, 0-100, 0-200, 50-100 e 100-200 ms) em relação ao início da contração foi calculada (AAGAARD *et al.* 2002).

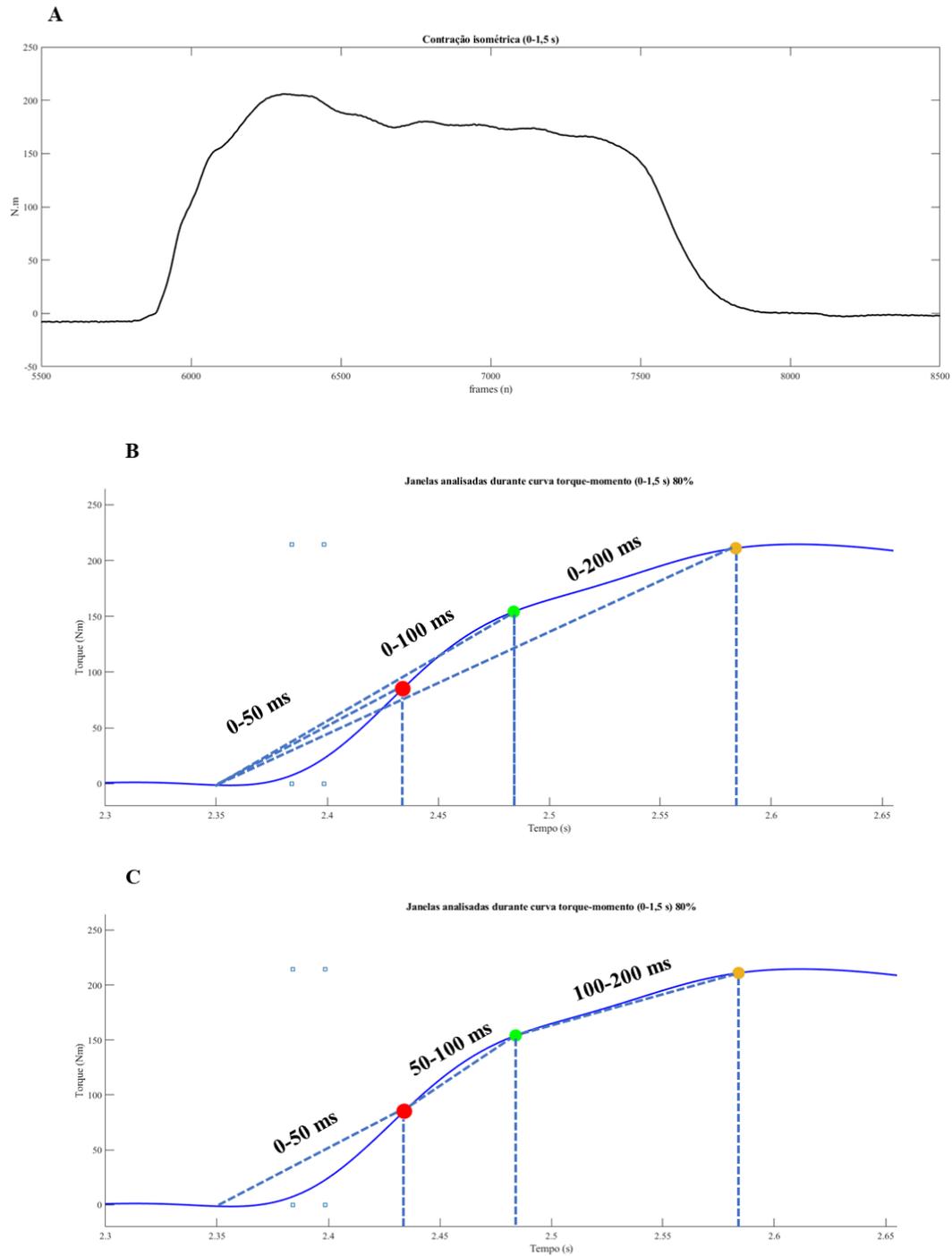
Os participantes foram instruídos a iniciar a avaliação das TDTs a partir de uma posição de repouso e sem contramovimento. O *feedback* visual on-line foi exibido durante todo o procedimento para garantir que não ocorresse qualquer contramovimento. No caso de ação de contramovimento em qualquer das tentativas, o valor era excluído das análises. O início da contração muscular foi identificado de maneira manual, pelo próprio investigador, e foi definida como o ponto no tempo em que a curva começava a apresentar uma deflexão (TILLIN *et al.*, 2010; MAFFIULETTI *et al.*, 2016). Para identificação manual foi utilizado em ambiente computacional (MATLAB 6.5, Mathworks, Natick, Massachusetts, EUA), para visualizar os registros de torque em uma escala padronizada (x: 300 ms e y: 0,5 N). O sinal de torque foi gravado em uma frequência de amostragem de 2000 Hz, com resolução de 14 bits, utilizando o *software* MiotecSuite 10 (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, Porto Alegre, Brasil). Todas as análises subsequentes foram realizadas no sinal de torque escalonado, filtrado e corrigido pela gravidade. O processamento de sinal incluiu a filtragem com um filtro *Butterworth* recursivo passa-baixa de quarta ordem e uma frequência de corte de 150 Hz (THOMPSON, 2019).

Figura 25 – Ilustração de uma curva torque-momento de um voluntário durante a CIVM para a determinação da taxa de desenvolvimento de torque ($TDT_{100\%}$).



Fonte: Acervo do autor. Painel A, figura ilustrativa dentro de ambiente matemático de um participante durante a realização de uma CIVM. Painel B, ilustração das janelas consecutivas analisadas para os cálculos da taxa de desenvolvimento de torque ($TDT_{100\%}$) e impulso contrátil ($Imp_{100\%}$). Painel C, ilustração das janelas não consecutivas analisadas para os cálculos da taxa de desenvolvimento de torque ($TDT_{100\%}$) e impulso contrátil ($Imp_{100\%}$).

Figura 26 – Ilustração de uma contração isométrica de 1,5 s a 80% da CIVM de um participante.



Fonte: Acervo do autor. Painel A, figura ilustrativa dentro de ambiente matemático de um participante durante a realização de uma contração isométrica a 80% da CIVM. Painel B, ilustração das janelas consecutivas analisadas para os cálculos da taxa de desenvolvimento de torque ($TDT_{100\%}$) e impulso contrátil ($Imp_{100\%}$). Painel C, ilustração das janelas não consecutivas analisadas para os cálculos da taxa de desenvolvimento de torque ($TDT_{80\%}$) e impulso contrátil ($Imp_{80\%}$).

3.1.8.2 Protocolos de exercícios isométricos balísticos de alto e de baixo volumes

Os protocolos de exercícios isométricos não balísticos de alto (T1) e de baixo volumes (T2) foram realizados no mesmo no dispositivo isocinético de extensão unilateral do joelho (perna de preferência do avaliado) utilizado no estudo de familiarização (*Biodex System 4, Biodex Medical Systems, Shirley, NY, EUA*).

No T1, os participantes realizaram 10 x 10 contrações isométricas não balísticas e, no T2, realizaram 5 x 10 contrações isométricas não balísticas. Em ambos os protocolos, as cargas foram iguais ($\geq 80\%$ da CIVM) e o tempo sob tensão foi equalizado (1 a 1,5 s) (Tabela 4). Durante cada contração, os participantes foram encorajados verbalmente e acompanhados por meio de um monitor. Um disparo sonoro era efetuado para sinalizar o momento em que o participante devia estender o joelho "o mais rápido e mais forte possível", com ênfase na parte "rápida" por até 1,5 s a partir de um estado relaxado (MAFFIULETTI *et al.*, 2016). Após cada repetição isométrica, o voluntário tinha 5 s para voltar ao estado relaxado, e, a cada disparo sonoro, ele executava novamente a ação "o mais rápido e mais forte possível", com ênfase no "rápido". Ao final das 10 repetições, os voluntários tinham um intervalo de 2 min de recuperação passiva (Tabela 3). Durante todas as repetições de cada sessão (T1 ou T2), os participantes foram instruídos e monitorados para não realizar qualquer contramovimento (flexão do joelho antes da extensão do joelho). A posição inicial do joelho foi fixada em 70° (0° = extensão total) para ambas as sessões (T1 e T2).

Tabela 3 – Protocolos utilizados nas sessões de treino isométrico balísticos.

Grupo	Séries	Reps.	%CIVM	I.S. (min)	I.R. (s)	TST (s)
T1	10	10	80	2	5	1 a 1,5
T2	5	10	80	2	5	1 a 1,5

T1, volume alto isométrico balístico. T2, volume baixo isométrico balístico. Reps, Repetições; I.S., intervalo entre as séries. I.R., Intervalo entre as repetições. TST, tempo sob tensão muscular.

3.1.8.2 Procedimentos de estimulação elétrica

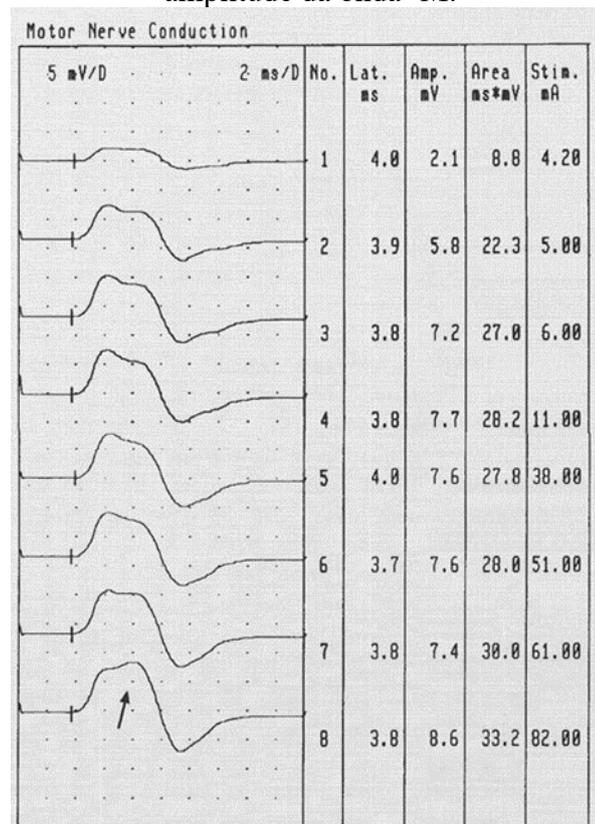
Em pesquisas que avaliam as manifestações de fadigabilidade, os procedimentos de estimulação elétrica no músculo servem para quantificar a fadigabilidade periférica, ou seja, a nível muscular (GANDEVIA, 2001). Desse modo, o nervo femoral foi estimulado eletricamente com pulsos de onda quadrada (duração de 0,1 ms) para provocar contrações de pulso simples e facilitar os compostos potenciais de ação muscular (onda-M).

Nas visitas 1 e 2, um anodo (área 97,5 cm²; 13 x 7,5 cm; ValuTrode, Axelgaard, Fallbrook, Ca, EUA) foi colado sob a pele na prega glútea do sujeito. O catodo, uma sonda de

estimulação adaptada sob medida (área circular de 5 cm², ValuTrode, Axelgaard, Fallbrook, Ca, EUA), foi colado sob a pele sobre o nervo femoral situado no triângulo femoral. A localização precisa do cátodo foi determinada como a posição que provocou a maior resposta de contração para uma corrente elétrica submáxima.

De forma progressiva, um único pulso retangular de 1 ms foi fornecido por um estimulador de corrente constante (Modelo DS7AH, Digitimer Ltd, Reino Unido) até que um platô de torque involuntário fosse observado. Depois disso, 25% adicionais de corrente de estimulação foram adicionados à corrente identificada para produzir torque involuntário máximo. A partir da resposta da onda-M (amplitude pico-a-pico do sinal EMG do pulso simples ou *single twitch*) potencializado pelas CIVMs foi definida a máxima onda-M (*Mmax*) A figura 26, evidencia quais foram os critérios adotados para definir as amplitudes máximas e mínimas da *Mmax*.

Figura 27 – Exemplos de ondas-M nos músculos tenares evocadas pela estimulação do nervo mediano no punho com intensidades de estímulo crescentes. Inicialmente, a amplitude aumentou com o aumento da intensidade do estímulo (traços 1-4). A amplitude da onda M estável com aumentos adicionais de intensidade (traços 4-7) indica que o *Mmax* foi atingido. Outro grande aumento na corrente de estimulação (8) também estimulará o nervo ulnar e alterará a forma e a amplitude da onda -M.



Fonte. Cortesia do *Human neurophysiology laboratory* (Canada).

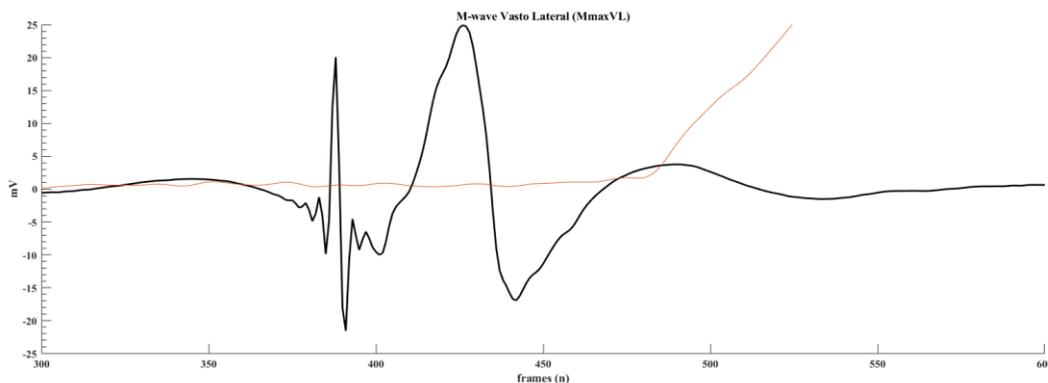
O começo da curva para verificação do início da variação do *twitch* em função do tempo também foi realizado de maneira manual. O início da onda-M foi identificado de maneira manual e

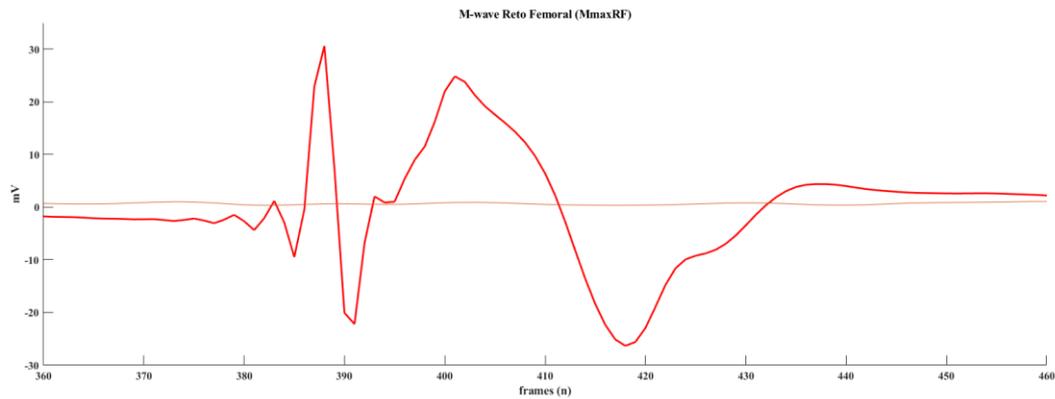
definido como deflexão (positivo ou negativo) da linha de base após o começo do artefato da estimulação elétrica (TILLIN *et al.*, 2010). Para identificação manual foi utilizado em ambiente computacional (MATLAB 6.5, Mathworks, Natick, Massachusetts, EUA). para visualizar os registros de torque em uma escala padronizada (x: 300 ms e y: 0,5 N) (Figura 27).

Adicionalmente, dois estímulos consecutivos supramáximos (*doublets*) foram estimulados sob o nervo femoral em estado de repouso com atraso de 10 ms. A partir dessa avaliação, foram mensurados o torque involuntário máximo produzido durante os *doublets* de 100 e de 10 Hz (TDb10Hz e TDb100Hz). Foram realizados séries de *twitchs* e *doublets* de maneira randomizada, após a avaliação da CIVM. Os torques involuntários (TDb10Hz e TDb100Hz) foram analisados para quantificar o índice de fadiga por frequências (TDb10Hz/TDb100Hz) (TOMAZIN *et al.*, 2008). A estimulação elétrica também foi realizada durante o platô da CIVM, e, 2 s após o término da contração, três pulsos (Db100, Db10 e *twitch*) – previamente randomizados – com intervalos de 3 s foram realizados para avaliar ativação voluntária (AV) (MERTON, 1954). A AV foi medida a partir do torque adicional produzido pela contração sobreposta e do torque máximo da subsequente contração em repouso (PDb100), usando a equação 1 de Bellemare e Bigland-Ritchie (1984).

$$AV (\%) = \left[1 - \left(\frac{Db100Hzsobreposto}{Db100Hzpós} \right) \right] * 100$$

Figura 28 – Ilustração gráfica da aquisição da máxima onda dos músculos vasto lateral (quadro superior) e reto femoral (quadro inferior).





Fonte: Acervo do autor.

3.1.8.3 Eletromiografia de superfície

A atividade eletromiográfica de superfície (sEMG) foi avaliada nos músculos vasto lateral (VL) e reto femoral (RF) do quadríceps femoral (do membro avaliado na familiarização) durante as contrações voluntárias de 5 s. Foi utilizado um sistema de eletromiografia de quatro canais Miotool 400 (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda., Porto Alegre, Brasil) com 14 bits de resolução, com modo de rejeição comum com taxa de 126 dB e uma impedância de entrada de 10 G Ω . Eletrodos de Ag/AgCl (Kendall Meditrace, Canadá) com diâmetro de 22 mm, colocados em configuração bipolar, foram fixados sobre o ventre dos músculos avaliados, e um eletrodo de referência foi fixado em uma estrutura óssea (tíbia). Anteriormente a colocação dos eletrodos na pele, o local foi cuidadosamente limpo com álcool para reduzir a impedância, os pelos removidos e foi realizada abrasão da área para retirar as células mortas. Foi utilizado um multímetro (Fluke[®] 115, Everett, WA, USA) e a impedância aceitável foi de até 3.000 Ohms (NARICI *et al.*, 1989). Tais procedimentos para coletas seguiram conforme proposto pela *International Society of Electromyography and Kinesiology* (KONRAD, 2005). O posicionamento dos eletrodos foi registrado em uma folha de acetato individual para garantir a mesma colocação nas sessões T1 e T2.

3.1.8.4 Controle de carga utilizadas em T1 e T2

Diferentes métodos foram utilizados para quantificar o nível de fadiga neuromuscular induzido por cada série das sessões T1 e T2. O primeiro método foi por meio do declínio do torque indicado para cada participante alcançar durante as séries T1 e T2 (i.e., 80% da CIVM). Posteriormente, a partir da análise da curva torque-momento a 80% da CIVM de cada participante, calculou-se as variáveis mecânicas da taxa de inclinação da curva torque-momento (TDT_{80%}). A taxa de desenvolvimento pico (TDT_{pico}) correspondeu a taxa de inclinação calculada na região mais íngreme da curva torque-momento (0-1,5 s) (MAFFIULETTI *et al.*, 2016). Das curvas obtidas

durante as repetições nas sessões T1 e T2, foram calculados os índices de redução nos maiores valores das cinco primeiras e cinco últimas repetições, relativos a sua máxima fase de aceleração.

Antes de realizar o cálculo da TDT_{pico} , os valores da linha de base foram obtidos pela subtração do peso da perna do sinal inicial e o início da contração muscular foi identificado de maneira manual, pelo próprio investigador, sendo definida como o ponto no tempo em que a curva torque-momento começava a apresentar uma deflexão (TILLIN *et al.*, 2010; MAFFIULETTI *et al.*, 2016). Para identificação manual foi utilizado em ambiente computacional (*MATLAB* 6.5, *Mathworks*, Natick, Massachusetts, EUA). para visualizar dos registros de torque em uma escala padronizada (x: 300 ms e y: 0,5 N). Já a variável $Imp_{80\%}$, foi utilizada para determinar o impulso contrátil submáximo da área sob a curva de torque-tempo (0-200 ms) em relação ao início da contração foi calculada (AAGAARD *et al.* 2002).

O sinal de torque foi gravado em uma frequência de amostragem de 2000 Hz, com resolução de 14 bits, utilizando o *software* MiotecSuite 10 (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, Porto Alegre, Brasil). Todas as análises subsequentes foram realizadas no sinal de torque escalonado, filtrado e corrigido pela gravidade. O processamento de sinal incluiu a filtragem com um filtro *Butterworth* recursivo passa-baixa de quarta ordem e uma frequência de corte de 150 Hz (THOMPSON, 2019).

3.1.8.1.1 Índice de fadiga entre as repetições e sessões

O índice de fadiga (IF) relativo aos T1 e T2 foi determinado, para cada um dos protocolos, com base na mudança nos valores do $PT_{80\%}$ entre a série inicial e a final (SAMPAIO *et al.*, 2020). Assim, o IF foi calculado pela subtração do $PT_{80\%}$ inicial do $PT_{80\%}$ final, dividido pelo $PT_{80\%}$ final e multiplicado por 100 (fórmula 2):

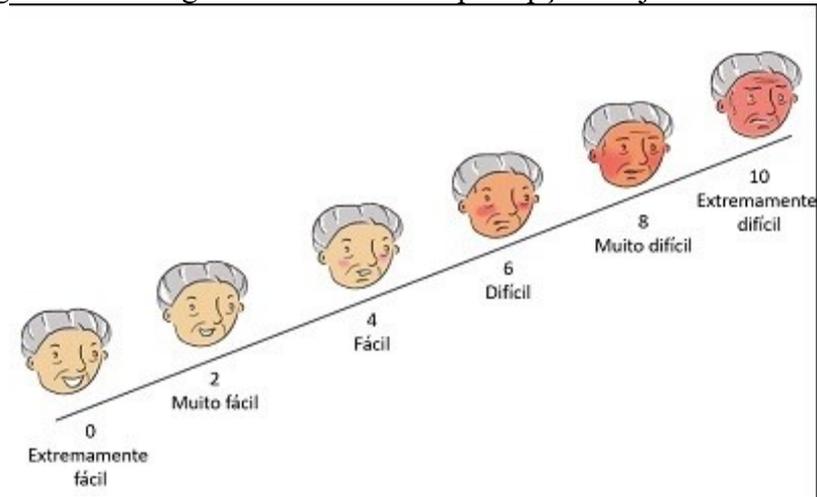
$$FI = ((PT \text{ final} - PT \text{ inicial} / PT \text{ final}) \times 100).$$

3.1.8.5 Percepção subjetiva de esforço

Nos protocolos de exercício isométrico não balístico T1 e T2, a percepção subjetiva de esforço (PSE) foi avaliada 10 min antes da sessão, após cada série e imediatamente após a sessão, utilizando-se a escala de PSE. O instrumento de avaliação de PSE em exercícios resistidos para população idosa (OMNI-GSE) (DA SILVA-GRIGOLETTO *et al.*, 2013) foi utilizado para a avaliação do nível de fadiga entre as séries das sessões T1 e T2. Assim, ao final de cada série, uma escala de esforço com seis categorias era mostrada ao participante (Figura 31), sendo-lhe

perguntado: “Qual foi o grau dificuldade dessa série que o senhor acabou de realizar, considerando “0” como “extremamente fácil”, e “10” como “extremamente difícil”? Dessa forma, o participante atribuía uma categoria nominal e de pontuação para o nível de esforço percebido em cada série da sessão T1 ou T2 (2ª fase). Adicionalmente, os valores médios de PSE foram calculados para cada sessão nos momentos 10 minutos pré e imediatamente após (pós, 1ª fase) (DA SILVA-GRIGOLETTO *et al.*, 2013).

Figura 29 – Categorias das escalas de percepção subjetiva de esforço.



Fonte: Escala adaptada de OMNI-GSE de Da Silva-Grigoletto *et al.* (2013).

3.1.9 Procedimentos técnicos para controle das variáveis de desfecho

No presente estudo, métodos de controle de qualidade foram empregados para contribuir na confiabilidade dos dados obtidos. Neste sentido, além do controle metodológico das variáveis independentes, considerou-se a validade interna e a externa dos resultados o que atribui ao estudo a extensão das inferências, quando levados em conta os métodos, a representatividade da amostra e a natureza da amostra referente ao público-alvo (AKOBENG, 2008).

3.1.9.1 Validade interna

Para evitar erros sistemáticos ou aleatórios, critérios metodológicos foram aplicados para minimizar erros nas conduções e nas análises do estudo. Para favorecer a representatividade da amostra, os voluntários foram recrutados por diversos meios de comunicação (anúncios em sites, televisão, rádios e redes sociais). Para favorecer a homogeneidade da amostra, a experiência em exercício dos voluntários foi avaliada por meio de anamnese e do questionário IPAQ. Para iniciar os

períodos de familiarização e experimental foi feita a randomização da amostra por um pesquisador externo a pesquisa.

Para reduzir erros advindos de métodos que avaliaram o desempenho e a familiarização, foram empregadas análises de consistência e de confiabilidade das mensurações repetidas bem como métodos estatísticos. Adicionalmente, durante os períodos das sessões de exercício isométrico não balístico, a ordem da aplicação dos *doublets* foi randomizada por um pesquisador externo a pesquisa.

3.1.9.2 Validade externa

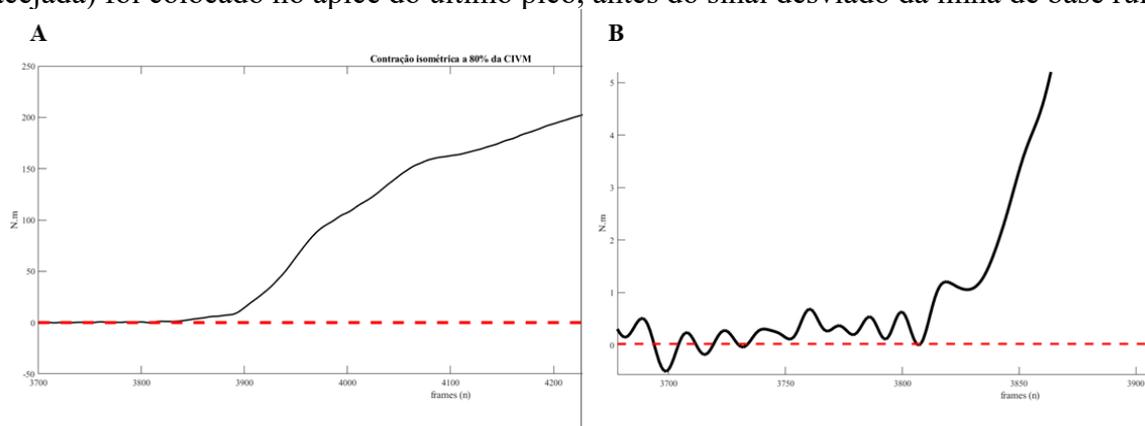
A fim de assegurar a possibilidade de que os resultados do estudo sejam generalizados para uma população mais ampla, alguns procedimentos foram adotados. Para controle do ambiente do estudo, todos os voluntários passaram por período de 10 dias – previamente ao início do estudo – por uma familiarização/ambientação quanto a: comandos, ações musculares, ajustes da cadeira e controle da temperatura ambiente. Além disso, todos participantes foram igualmente motivados durante os protocolos de familiarização e experimental pelo mesmo avaliador. Durante o processo de aprendizagem e no período experimental, os dias e os horários de cada voluntário foram anotados para controle de efeitos circadianos. Houve randomização de todas as etapas (familiarização e período experimental), a qual foi realizada por um pesquisador externo a pesquisa. Além disso, o histórico de experiência em exercícios físicos foi avaliado por meio de preenchimento de anamnese e questionário IPAQ. Essa anamnese fez um breve levantamento histórico sobre os hábitos de exercícios físicos durante três fases da vida (adolescência, adulta e velhice). Ademais, nenhum dos idosos selecionados poderia estar engajado em programa de exercícios resistidos por, no mínimo, seis meses prévios ao início das coletas. Por fim, após responderem os questionários, o grupo de idosos da presente tese estava há quatro anos prévio ao começo do estudo.

Foram realizadas avaliações de extensores de joelho nos modos isométrico máximo e submáximo no aparelho isocinético *Biodex*[®]. Adicionalmente, avaliou-se os níveis de atividade neuromuscular por meio de aparelho de sEMG (*Miotec Equipamentos Biomédicos*[®]) e eletroestimulações do nervo femoral superficial (*Digitimer*[®]). Todos os dados apresentados advêm de duas distintas sessões de exercício resistido isométrico unilateral com um intervalo de 15 dias entre elas, conforme utilizado por outros autores (AHTIAINEN *et al.*, 2003). Os voluntários eram confortavelmente acomodados durante todos os procedimentos.

3.1.10 Processamento e tratamento das variáveis

O início da contração muscular (i.e., torque) foi identificado de maneira manual, pelo próprio investigador, e foi definido como o ponto no tempo em a curva começou a apresentar uma deflexão (TILLIN *et al.*, 2012), conforme demonstrado na Figura 22. A identificação manual no começo da contração muscular tem sido considerada mais sensível e acurada em comparação com algoritmos matemáticos (TILLIN *et al.*, 2010), de modo que, os 60 ms prévios ao início da contração podem ser melhor diagnosticados. O sinal de torque foi gravado em uma frequência de amostragem de 2000 Hz, com resolução de 14 bits, utilizando o *software* MiotecSuite 10 (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, Porto Alegre, Brasil). Todas as análises subsequentes de CIVM, 80% CIVM, TDT100 e 80%, Imp100 e 80% normTDT100 e 80%, foram realizadas no sinal de torque escalonado, filtrado e corrigido pela gravidade. O processamento de sinal incluiu a filtragem com um filtro *Butterworth* recursivo passa-baixa de quarta ordem e uma frequência de corte de 150 Hz (THOMPSON, 2019).

Figura 30 – Ilustração esquemática da detecção do ponto de alicive inicial da curva (quadro esquerdo) de torque dos extensores do joelho durante contração voluntária a 80% da CIVM. Os gráficos estão exibidos na escala a qual o sinal do início do sinal manual foi detectado (quadro a direita). As linhas pontilhadas em vermelho são ampliações do sinal dentro da caixa da linha tracejada e ilustram a escala pela qual o investigador confirmou que o início do sinal (linha tracejada) foi colocado no ápice do último pico, antes do sinal desviado da linha de base ruído.



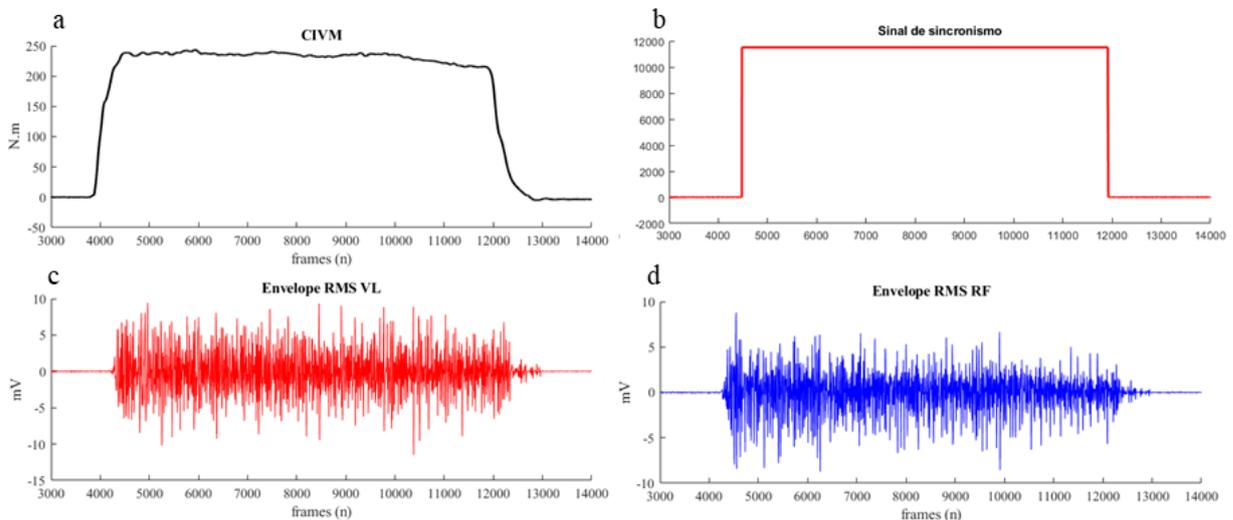
Fonte: Acervo do autor. A, ilustração dentro de ambiente matemático para verificação de contramovimento prévio ao início da contração. B, escala aumentada dentro de ambiente matemático para identificação do começo da contração muscular.

Já para as análises do sEMG, os sinais foram filtrados *off-line*, usando um filtro digital *Butterworth* recursivo do tipo passa banda 20-500 Hz de quinta ordem. Os valores *root mean square* (RMS) foram analisados como um índice da atividade muscular total do quadríceps e individualmente. Sendo assim, durante o platô de força (usualmente 500-1.500 ms) das ações musculares isométricas para VL e RF foram analisados.

A atividade neural envolveu a identificação do primeiro aparecimento do sEMG (isto é, primeiro músculo ativo detectado dos dois sinais sEMG), por meio de uma inspeção visual (TILLIN

et al., 2010). O início da sEMG foi definido como o último pico, ou antes, do sinal ser desviado da linha de base. A sincronicidade entre o aparelho isocinético e o eletromiográfico foi realizado por meio de sinal luminoso, com auxílio do *software MiotecSuite 10* (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, Porto Alegre, Brasil). Para identificação manual foi utilizado em ambiente computacional (MATLAB 6.5, Mathworks, Natick, Massachusetts, EUA). para visualizar os registros de torque em uma escala padronizada (x: 300 ms e y: 0,5 N) (Figura 28).

Figura 31 – Ilustração do momento de detecção do platô de força para realizar o cálculo RMS (500-1500 ms).



Fonte. Acervo do autor. (a) contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de 5 segundos, (b) sinal de sincronismo entre torque e sinal elétrico dos músculos, (c) sinal sEMG bruto do músculo vasto lateral de um participante do presente estudo, (d) sinal sEMG bruto do músculo reto femoral de um participante do presente estudo.

3.1.6 Análises estatísticas

Estudo de familiarização. A análise de normalidade e esfericidade dos dados foi verificada pelos testes de Shapiro-wilk e Mauchly, respectivamente. Em quando não havia concordância perante os testes, os dados passavam por transformação logarítmica. Uma ANOVA *one-way* e o teste post-hoc de Bonferroni foram aplicados para detectar diferenças significativas entre os cinco dias avaliados, quanto aos valores médios de torque no P1 e no P2. Para detectar diferenças significativas nos valores médios da TDT (0-50, 0-100, 50-100, 0-200 e 100-200 ms) e do impulso contrátil (0-50, 0-100, 50-100, 0-200 e 100-200 ms) entre os cinco dias, no P1 e no P2, e entre o P1 e o P2, em cada dia, uma ANOVA de modelo misto (2 protocolos x 5 dias) e o teste post-hoc de Bonferroni foram aplicados. O nível de significância adotado foi 5% ($p < 0,05$).

Para variáveis simétricas, o tamanho do efeito TE d de Cohen (d) e o intervalo de confiança de 95% (IC 95%) foram estimados conforme os critérios de (HOPKINS, 2006),

utilizando uma ferramenta disponível *online* (<http://www.sportsci.org/2006/wghcontrial.htm>). O TE d de Cohen foi interpretado como: trivial ($< 0,20$), pequeno ($0,20$ a $0,59$), moderado ($0,60$ a $1,19$), grande ($1,20$ a $2,0$) e muito grande ($> 2,0$) (HOPKINS, 2009). Para variáveis assimétricas, o TE delta (δ) de Cliff e o IC 95% foram calculados por meio de ferramenta disponível *online* (<https://www.biorxiv.org/content/10.1101/073999v2.supplementary-material>). O TE δ de Cliff foi interpretado como: negligível ($<0,147$), pequeno ($0,148 - 0,32$), médio ($0,33 - 0,474$) e forte ($>0,474$) (ROMANO *et al.*, 2006).

Para avaliar a confiabilidade e reprodutibilidade dos dados oriundos de P1 e P2 foram utilizadas as planilhas disponíveis (HOPKINS, 2006) (<https://sportsci.org/2017/wghtrend.htm>). Onde foram calculados o coeficiente intra-classe ($CIC_{3,1}$), erro técnico de medida absoluto (ETM_{abs}), percentual do erro técnico (%ETM), regressões múltiplas e análise de Bland-Altman. Para análise de confiabilidade, foi adotado o seguinte critério segundo Koo e Li (2016) onde 0,75-1,00 (forte); 0,40-0,74 (médio); ou $<0,40$ (fraco). Já para %ETM o critério adotado para considerar a avaliação minimamente reprodutível de 15% (HAFF *et al.*, 2015). Além disso, foi calculada a mínima mudança detectável (MMD) para os tamanhos 0,2, 0,6 e 1,2, utilizando as planilhas disponibilizadas por (HOPKINS, 2017) (<https://sportsci.org/2017/wghtrend.htm>).

1ª fase do estudo. A análise de normalidade, homogeneidade e esfericidade dos dados foram verificadas pelos testes de Shapiro-wilk, Levene e Mauchly. Em caso da não observância de concordância perante os testes, os dados sofreram transformação logarítmica, e, caso fosse verificado a permanência de não normalidade/esfericidade, os dados eram analisados por testes não paramétricos. As figuras foram apresentadas como gráficos de violino, que, além de conter mais informações e de maneira simples, demonstram como foi a distribuição dos dados (HINTZE; NELSON, 1998; SOANCATL AGUILAR *et al.*, 2017). Para avaliar a confiabilidade e reprodutibilidades dos dados do estudo I oriundos de T1 e T2 foram utilizados: o coeficiente intra-classe, erro técnico de medida absoluto (ETM_{abs}), percentual do erro técnico (%ETM, %CV) e análise de Bland-Altman. Para análise de confiabilidade, foi adotado o seguinte critério segundo Koo e Li (2016) onde 0,75-1,00 (forte); 0,40-0,74 (médio); ou $<0,40$ (fraco). Já para %ETM o critério adotado para considerar a avaliação minimamente reprodutível de 15% (HAFF *et al.*, 2015). Além disso, foi calculada a mínima mudança detectável (MMD) para os tamanhos 0,2, 0,6 e 1,2, utilizando as planilhas disponibilizadas por (HOPKINS, 2017) (<https://sportsci.org/2017/wghtrend.htm>).

Os valores finais de (PT, RMS, TDT₁₀₀, normTDT₁₀₀, Imp₁₀₀) no pós-exercício imediato e na recuperação (1, 3 e 8 min após) foram relativizados pela medida máxima de linha de base coletadas no início de cada sessão (pré). Os efeitos dos estímulos elétricos no torque máximo do

TDb100, do TDb10 e do *Tsimples*, no M_{max} , na AV e no $T_{1/2r}$ foram analisados via ANOVA de dois fatores e medidas repetidas (2 sessões de treino x 2 tempos [pré vs. pós]). Os efeitos agudos das sessões de T1 e T2 foram analisados utilizando uma ANOVA (2 sessões de treino x 4 tempos [%pós, %1 min, %3 min e %8 min]), para detectar diferenças nos valores relativos da PT, RMS, TDT₁₀₀, normTDT₁₀₀, Imp₁₀₀ entre T1 e T2. (3) Os efeitos tardios foram avaliados via ANOVA (2 sessões de treino x 3 tempos), para verificar diferenças nos valores absolutos da TDT₈₀, normTDT₈₀ e Imp₈₀. Quando valores significativos ($p < 0,05$) ocorriam em qualquer das análises, o teste *post-hoc* de Bonferroni foi utilizado para verificar diferenças de valores. Para cálculo do tamanho do efeito da ANOVA foi utilizado o *eta* parcial quadrático (η_p^2) (trivial ($\leq 0,01$), médio ($\geq 0,06$) e grande ($\geq 0,14$)) (COHEN, 1992).

Na comparação do TE entre e intragrupos, para variáveis simétricas, o *d* de Cohen (*d*) e o intervalo de confiança de 95% (IC 95%) foram estimados conforme os critérios de (HOPKINS, 2006), utilizando uma ferramenta disponível *online* (<http://www.sportsci.org/2006/wghcontrial.htm>). O TE *d* de Cohen foi interpretado como: trivial ($< 0,20$), pequeno (0,20 a 0,59), moderado (0,60 a 1,19), grande (1,20 a 2,0) e muito grande ($> 2,0$) (HOPKINS *et al.*, 2009). Para variáveis assimétricas, o TE delta (δ) de Cliff e o IC 95% foram calculados por meio de ferramenta disponível *online* (<https://www.biorxiv.org/content/10.1101/073999v2.supplementary-material>). O TE δ de Cliff foi interpretado como: negligível ($< 0,147$), pequeno (0,148 – 0,32), médio (0,33 – 0,474) e forte ($> 0,474$) (ROMANO *et al.*, 2006).

2ª fase do estudo. Os dados são apresentados como média \pm desvio padrão (DP) e intervalo de confiança (IC 95%). As figuras são apresentadas como gráficos de violino. Somente uma figura é apresentada como gráfico de linhas e pontos para dar dimensão temporal a análise final. A análise de normalidade, homogeneidade e esfericidade dos dados foram verificadas pelos testes de Shapiro-wilk, Levene e Mauchly. A confiabilidade das respostas de cada para PSE, PT_{80%}, TDT_{80%}, normTDT_{80%} e Imp_{80%} de cada sessão de exercício isométrico não balístico (T1 e T2) foi avaliado calculando a correlação intra-classe Coeficiente (ICC_{3,1}) da primeira repetição. Os critérios de interpretação adotados foram: 0,75-1,00 (forte); 0,40-0,74 (médio); ou $< 0,40$ (fraco) (KOO; LI, 2016). Para complementar a confiabilidade análise, uma análise de variância de dois fatores (ANOVA *two way*) foi usada para comparar TDT e IMP da primeira repetição entre T1 e T2.

A PSE foi comparada entre o valor de linha de base (PSE no fim da primeira série de cada sessão) e a PSE do final de cada série, de cada sessão, usando uma ANOVA de uma via (ANOVA *one-way*) para comparar os resultados entre cada sessão dentre suas séries. Para comparar os efeitos de fadigabilidade entre as sessões foram utilizados os valores de linha de base de cada sessão (PSE

fim da primeira série) com os valores de PSE na metade de cada sessão (T1 = 5ª série, T2 = 3ª série) e final de cada sessão (T1 = 10ª série, T2 = 5ª série). Para isso, uma ANOVA de dois fatores (ANOVA two-way) de medidas repetidas foi utilizada para comparar duas sessões (T1 e T2) x três (tempos: basal, meio e final de cada série).

As comparações entre as duas sessões de desfechos $PT_{80\%}$, TDT_{pico} e $Imp_{80\%}$ foram testadas usando uma ANOVA de dois fatores (ANOVA *two-way*) de medidas repetidas sessões (T1 e T2) vs tempo (1ª série, meio = 3 ou 5ª série e final = 5 ou 10ª série). Para este propósito, os valores $PT_{80\%}$, TDT_{pico} , e $Imp_{80\%}$ foram calculados separadamente para cada série concluída durante cada protocolo. Já para verificar qualquer mudança da TDT_{pico} e $Imp_{80\%}$ durante as repetições ao longo das sessões de T1 e T2, foram realizadas ANOVAs de medidas repetidas para cada sessão.

4 RESULTADOS

RESULTADOS CAPÍTULO I CONTROLE METODOLÓGICO

O Apêndice C contém os valores dos testes de normalidade e esfericidade para os resultados da seção de controle metodológico do presente trabalho. O Apêndice D e E contém os valores descritivos, os tamanhos dos efeitos (IC95%) das comparações entre e dentro dos dias de familiarização da TDT e Imp voluntário nos protocolos (P1 e P2).

4.1 RESULTADOS DA FAMILIARIZAÇÃO

Principais achados

1. As janelas breves de TDT (i.e., 0-50, 50-100 e 0-100 ms) demonstraram maiores valores durante P2;
2. As análises demonstram maior reprodutibilidade, confiabilidade e sensibilidade para P2.

4.1.1 REPRODUTIBILIDADE E CONFIABILIDADE DO PROTOCOLO DE FAMILIARIZAÇÃO

Os resultados das ANOVAs não demonstraram diferenças significativas entre os valores de torque do primeiro ao quinto dia de familiarização nos protocolos P1 (CIVM) e P2 (80% da CIVM) (P1, $F=0,131$, $p=0,970$; P2, $F=0,519$, $p=0,722$). Os valores de média e desvio padrão, ETM_{abs} e %ETM dos cinco dias estão demonstrados na tabela 4. Todas as variáveis apresentaram MMC (0,2) menores que o ETM_{abs} .

Tabela 4 – Valores de média e desvio padrão, coeficiente intraclasse, erro técnico de medida absoluto, erro técnico percentual e menor mudança considerável com três pesos (“trivial” 0,2; “moderado” 0,6 e “grande” 1,2) do pico de torque (PT) realizadas em cinco dias de familiarização nos protocolos 1 e 2.

Protocolo	Média±DP	CIC	ETM_{abs}	ETM (%)	MMC_(0,2)	MMC_(0,6)	MMC_(1,2)
P1	PT (N·m)	(3,1)					
d1	174 ± 32	0,99	11,2	8,1	6,58	19,74	39,48
d2	184 ± 25	0,62	20,2	12,6	5,04	15,12	30,24
d3	180 ± 29	0,96	7,5	4,3	5,92	17,76	35,52
d4	176 ± 24	0,94	8,7	4,8	4,96	14,88	29,76
d5	179 ± 29	0,91	10,7	6,4	5,90	17,52	35,04
P2							
d1	121 ± 44	0,95	10,9	7,9	8,88	26,52	53,28
d2	127 ± 22	0,54	24,0	22,7	4,58	13,74	27,48
d3	126 ± 14	0,66	14,0	10,3	2,92	8,76	17,52
d4	133 ± 20	0,76	12,0	9,3	4,1	12,3	24,6
d5	135 ± 12	0,76	14,2	10,6	2,54	7,62	15,24

DP, desvio padrão. CIC_{3,1}, coeficiente intraclasse. ETM_{abs}, erro técnico de medida absoluto. %ETM, erro técnico percentual. MMC, menor mudança considerável. P1, protocolo de exercício 1 realizado na CIVM. P2, protocolo de exercício 2. d, dia.

Os testes de CIC demonstraram alta e média confiabilidade a partir do terceiro dia de avaliações tanto para P1 quanto para P2 (0,96 e 0,66 respectivamente). O ETM_{abs} médio foi 12,8 N·m (P1) e 16,7 N·m (P2). O %ETM foi de 7,7% (P1) e 14,1% (P2). O tamanho do efeito (TE) para CIVM e 80% P1 apresentaram valores de triviais a moderados entre os dias de familiarização. Já na comparação entre os protocolos nos seus respectivos dias a P1 demonstrou valores de TE médio a grande em comparação com os valores de P2 (apêndice D para maiores detalhes).

A ANOVA de modelo misto demonstrou interação (protocolo x dia) somente para o intervalo 0-50 ms da TDT (F=3,249, p=0,029). Nesse intervalo, o P2 demonstrou maiores valores no dia 1 (371 N·m·s⁻¹, 81%, p=0,002) e no dia 3 (410 N·m·s⁻¹, 72%, p=0,001). Já nas janelas 0-100 e 50-100 da TDT, houve diferenças significativas entre os protocolos. O P2 apresentou maiores valores que o P1 em ambas as janelas ([0-100 ms] F=6,129, 100 N·m·s⁻¹, 11%, p=0,048; [50-100 ms] F=8,620, 225 N·m·s⁻¹, 21%, p=0,026). Não houve diferenças significativas nas janelas 0-200 e 100-200 ms da TDT ([0-200 ms], p=0,906; [100-200 ms] p=0,461).

As análises de confiabilidade e reprodutibilidade das TDT (método manual) demonstraram que o intervalo de tempo 0-50 ms demonstrou estabilidade somente a partir do terceiro dia de testes, enquanto os intervalos (0-100, 50-100 e 0-200 ms) demonstraram estabilidade a partir do segundo dia de testes. No entanto, a precisão e a exatidão (<15%) foram satisfatórias nas análises de todas as janelas da TDT independentemente do protocolo, exceto a janela 0-50 ms no P1. A janela 100-200 ms demonstrou estabilização somente a partir do terceiro dia em ambas as intensidades (Tabela 5 e

6; vide apêndice E para maiores detalhes). Adicionalmente, todas as variáveis apresentaram MMC (0,2) menores que o ETM_{abs} .

Tabela 5 – Valores de média e desvio padrão, coeficiente intraclassa, erro técnico de medida absoluto, erro técnico percentual e menor mudança considerável com três pesos (“trivial” 0,2; “moderado” 0,6 e “grande” 1,2) da taxa de desenvolvimento de torque avaliada em 5 dias de familiarização no protocolo 1.

Janela TDT	P1	CIC_(3,1)	ETM_{abs}	ETM(%)	MMC_(0,2)	MMC_(0,6)	MMC_(1,2)
0-50 ms	N·m·s⁻¹						
d1	431 ± 335	0,96	73,0	40,1	66,7	200,1	400,2
d2	728 ± 592	0,30	418,9	61,9	118,4	355,3	710,5
d3	566 ± 434	0,66	343,8	44,3	88,0	263,9	527,9
d4	787 ± 442	0,73	264,9	47,9	88,5	265,4	530,9
d5	684 ± 390	0,91	163,5	19,7	78,1	234,2	468,4
0-100 ms							
d1	756 ± 262	0,87	113,3	42,2	52,5	157,6	315,2
d2	964 ± 291	0,35	234,5	32,5	58,4	175,1	350,3
d3	952 ± 296	0,94	93,7	10,7	59,4	178,1	356,3
d4	877 ± 239	0,90	107,3	15,5	48,0	143,9	287,9
d5	853 ± 274	0,97	63,8	8,0	54,9	164,6	329,3
50-100 ms							
d1	946 ± 367	0,33	237,7	46,6	73,5	220,5	441,0
d2	1021 ± 260	0,45	252,5	32,0	52,1	156,3	312,6
d3	1066 ± 270	0,70	161,1	20,7	54,1	162,2	324,4
d4	1039 ± 242	0,56	186,5	23,5	48,4	145,2	290,4
d5	1066 ± 196	0,93	75,9	8,7	39,3	117,9	235,8
0-200 ms							
d1	633 ± 298	0,97	66,7	15,3	59,7	179,2	358,4
d2	780 ± 270	0,71	177,4	32,1	54,2	162,5	325,0
d3	769 ± 285	0,95	83,8	11,3	57,0	171,1	342,1
d4	622 ± 127	0,54	163,9	21,1	25,6	76,7	153,5
d5	666 ± 120	0,45	98,60	18,6	24,0	72,0	144,0
100-200 ms							
d1	555 ± 208	0,94	64,0	15,9	41,7	125,0	250,0
d2	620 ± 139	0,46	140,0	32,7	27,8	83,5	167,0
d3	619 ± 185	0,39	134,9	24,6	37,1	111,2	222,5
d4	542 ± 179	0,97	43,4	8,6	35,9	107,8	215,6
d5	618,0 ± 191	0,95	53,3	8,7	38,3	114,8	229,7

TDT, taxa de desenvolvimento de torque. DP, desvio padrão. CIC_{3,1}, coeficiente intraclassa. ETM_{abs}, erro técnico de medida absoluto. %ETM, erro técnico percentual. MMC, menor mudança considerável. d, dia.

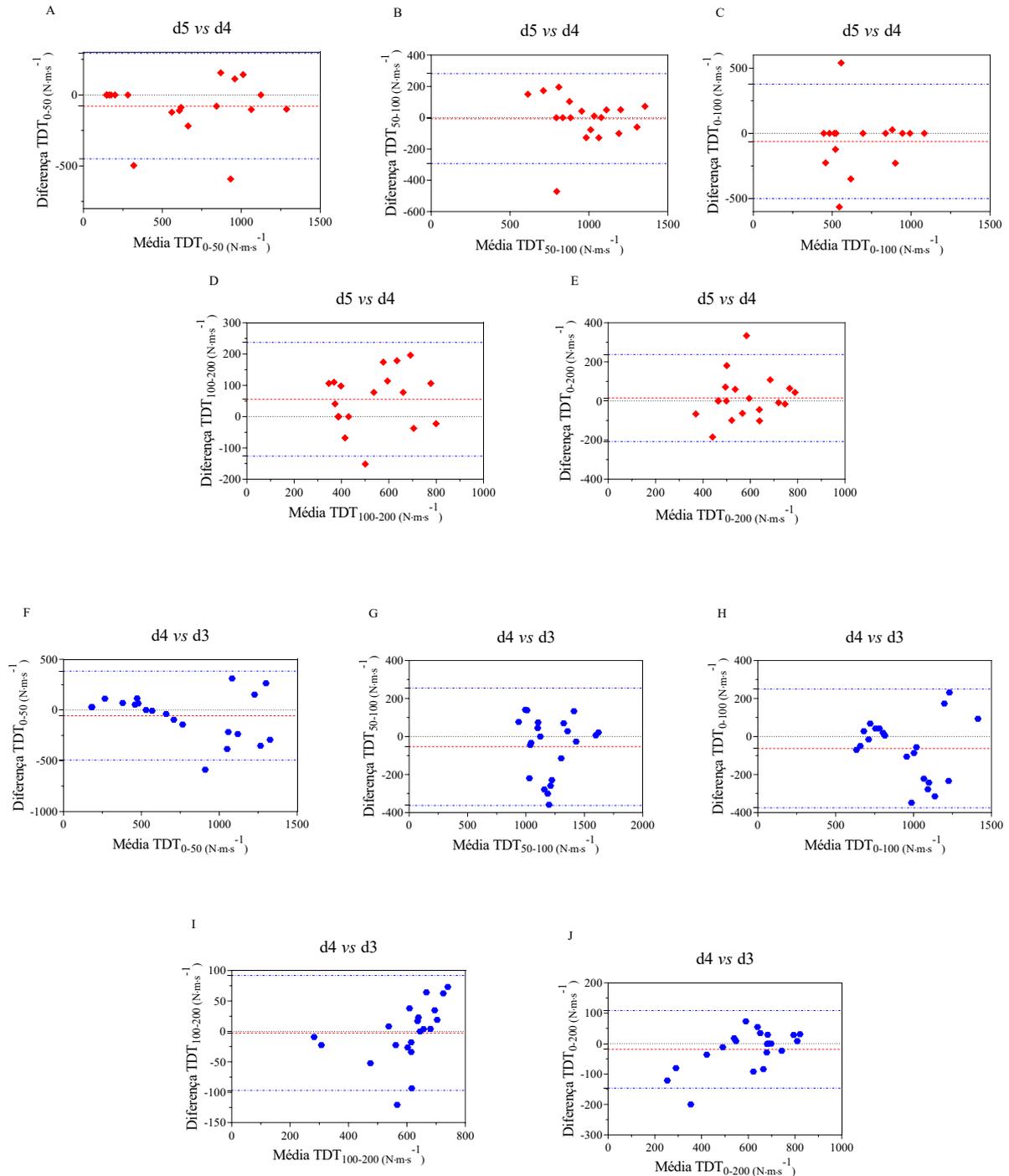
Tabela 6 – Valores de média e desvio padrão, coeficiente intraclasse, erro técnico de medida absoluto, erro técnico percentual e menor mudança considerável com três pesos (“trivial” 0,2; “moderado” 0,6 e “grande” 1,2) da taxa de desenvolvimento de torque avaliada em cinco dias de familiarização no protocolo 2.

Janela TDT	P2	CIC_(3,1)	ETM_{abs}	ETM(%)	MMC_(0,2)	MMC_(0,6)	MMC_(1,2)
0-50 ms	N·m·s⁻¹						
d1	802,9±350	0,97	71,7	17,7	70,1	210,4	420,8
d2	918,5±522	0,77	250,1	33,1	104,5	313,5	627,0
d3	979,9±526	0,97	123,2	16,5	105,3	316,0	631,9
d4	831,1±405	0,82	241,5	30,1	81,2	243,5	487,0
d5	853,8±423	0,99	30,2	4,2	84,7	254,2	508,4
0-100 ms							
d1	962 ± 296	0,93	97,6	16,3	59,2	177,7	355,3
d2	979 ± 324	0,78	173,9	23,2	64,9	194,6	389,3
d3	1081 ± 306	0,91	122,2	12,6	61,2	183,7	367,4
d4	954 ± 260	0,81	149,5	14,8	52,1	156,4	312,8
d5	932 ± 215	0,84	115,8	10,8	43,1	129,3	258,6
50-100 ms							
d1	1175 ± 305	0,99	71,0	5,9	60,0	180,1	360,2
d2	1258 ± 330	0,24	283,5	30,5	66,2	198,5	397,1
d3	1289 ± 190	0,79	146,2	14,0	38,0	114,1	228,2
d4	1258 ± 223	0,72	126,4	10,8	44,7	134,2	268,3
d5	1289 ± 259	0,85	114,8	9,0	51,8	155,5	311,0
0-200 ms							
d1	672 ± 176	0,98	38,7	16,0	35,3	105,9	211,8
d2	743 ± 129	0,74	91,5	18,6	25,9	77,8	155,6
d3	665 ± 121	0,83	63,6	11,4	24,2	72,7	145,4
d4	636 ± 183	0,90	63,3	17,8	36,7	110,0	220,1
d5	747 ± 104	0,30	130,1	31,2	20,9	62,6	125,2
100-200 ms							
d1	553 ± 123	0,97	35,2	10,9	24,7	74,0	148,1
d2	645 ± 170	0,20	160,1	29,0	34,1	102,2	204,4
d3	653 ± 70	0,44	104,2	16,7	14,0	42,1	84,2
d4	673 ± 109	0,94	29,9	5,0	21,9	65,7	131,4
d5	634± 113	0,69	71,1	10,6	22,6	67,9	135,7

TDT, taxa de desenvolvimento de torque. DP, desvio padrão. CIC_{3,1}, coeficiente intraclasse. ETM_{abs}, erro técnico de medida absoluto. %ETM, erro técnico percentual. MMC, menor mudança considerável. d, dia.

Na verificação de concordância, a Figura 34 demonstra os gráficos de Bland-Altman das TDT entre os dias de avaliação que obtiveram o menor viés e os limites de concordância do P1 e do P2. Os vieses e os limites de concordância entre os dias estão demonstrados nos Apêndices F e H. De maneira geral, somente o P1 apresentou viés maior que 2% no intervalo de tempo 0-50 ms para TDT_{100%}.

Figura 32 – Comparações Bland-Altman demonstrando as diferenças das três melhores contrações na taxa de desenvolvimento de torque (TDT) durante protocolo um (P1) entre o quarto e quinto dia de avaliações e durante protocolo dois (P2) entre o terceiro e quarto dia de avaliações.



Fonte: Acervo do autor. Losango vermelho, três melhores TDT durante Protocolo um (P1). Círculo azul, três melhores TDT durante Protocolo dois (P2). d, dia.

Nas análises do impulso contrátil (Imp), a ANOVA de modelo misto sugeriu que o P2 apresentou maiores valores em comparação ao P1 na janela 50-100 ms ($F=13,207$, $0,654 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{s}$, 21% , $p=0,011$). As demais janelas não demonstraram diferenças significativas entre os protocolos ou dias ($p>0,05$).

As análises de confiabilidade e reprodutibilidade das janelas do Imp_{100%} (P1) e Imp_{80%} (P2) indicaram maior precisão e exatidão no P2, em comparação ao P1, nos intervalos de tempo 0-50 e 0-100 ms (Tabelas 7 e 8). Nos demais intervalos de tempo (50-100, 0-200 e 100-200 ms), o P1 (tabela 7) mostrou maior precisão quando comparado ao P2 (Tabela 8). Entretanto, ambos os protocolos apresentaram maiores valores de ETM_{abs} em comparação ao MMC (0,2), para as janelas de tempo: 0-50, 0-100 e 50-100 ms (Tabelas 7 e 8).

Tabela 7 – Valores de média e desvio padrão, coeficiente intraclassa, erro técnico de medida absoluto, erro técnico percentual e menor mudança considerável com três pesos (“trivial” 0,2; “moderado” 0,6 e “grande” 1,2) do impulso contrátil avaliado em 5 dias de familiarização no protocolo 1.

Janela Imp	P1	CIC_(3,1)	ETM_{abs}	ETM(%)	MMC_(0,2)	MMC_(0,6)	MMC_(1,2)
0-50 ms	N·m·s						
d1	0,40±0,19	0,90	0,07	26,6	0,0	0,1	0,2
d2	0,79±0,71	0,18	0,48	63,06	0,1	0,4	0,9
d3	0,81±0,68	0,90	0,28	33,88	0,1	0,4	0,8
d4	0,83±0,63	0,95	0,19	25,54	0,1	0,4	0,8
d5	0,76±0,61	0,94	0,20	25,80	0,1	0,4	0,7
0-100 ms							
d1	0,40±0,19	0,92	0,47	50,60	0,0	0,1	0,2
d2	0,79±0,71	0,18	0,48	63,06	0,1	0,4	0,9
d3	0,81±0,68	0,90	0,28	33,88	0,1	0,4	0,8
d4	0,83±0,63	0,95	0,19	25,54	0,1	0,4	0,8
d5	0,79±0,61	0,94	0,20	25,80	0,1	0,4	0,7
50-100 ms							
d1	2,25±0,92	0,77	0,61	49,8	0,2	0,6	1,1
d2	3,25±1,63	0,46	1,04	36,39	0,3	1,0	2,0
d3	3,24±1,62	0,95	0,48	13,36	0,3	1,0	1,9
d4	3,28±1,32	0,96	0,39	18,30	0,3	0,8	1,6
d5	3,11±1,26	0,97	0,31	9,23	0,3	0,8	1,5
0-200 ms							
d1	12,35±3,88	0,80	2,23	28,18	0,8	2,3	4,7
d2	16,27±5,56	0,26	4,25	32,57	1,1	3,3	6,7
d3	15,67±5,16	0,90	2,19	12,98	1,0	3,1	6,2
d4	15,41±4,09	0,94	1,53	11,08	0,8	2,5	4,9
d5	14,94±4,04	0,94	0,95	6,31	0,8	2,4	4,8
100-200 ms							
d1	9,76±2,92	0,79	1,61	24,72	0,6	1,8	3,5
d2	12,23±12,27	0,21	2,93	31,14	2,5	7,4	14,7
d3	12,27±3,73	0,96	1,00	8,84	0,7	2,2	4,5
d4	11,31±2,36	0,79	1,69	13,55	0,5	1,4	2,8
d5	11,02±2,36	0,97	0,55	4,84	0,5	1,4	2,8

Imp, impulso contrátil. DP, desvio padrão. CIC_{3,1}, coeficiente intraclassa. ETM_{abs}, erro técnico de medida absoluto.

%ETM, erro técnico percentual. MMC, menor mudança considerável. d, dia.

Tabela 8 – Valores de média e desvio padrão, coeficiente intraclassa, erro técnico de medida absoluto, erro técnico percentual e menor mudança considerável com três pesos (“trivial” 0,2; “moderado” 0,6 e “grande” 1,2) do impulso contrátil avaliado em cinco dias de familiarização no protocolo 2.

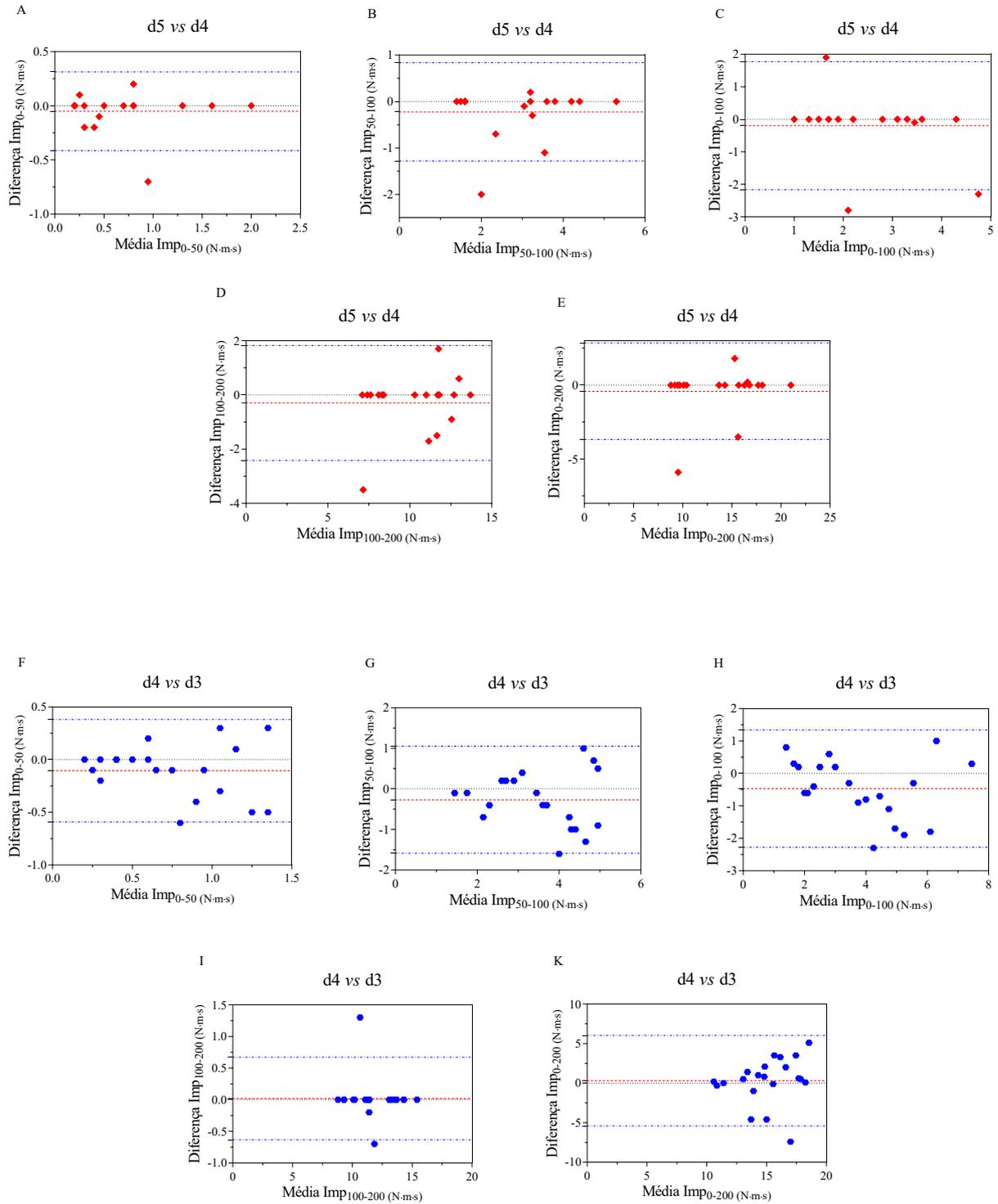
Janela Imp 0-50 ms	P2 N·m·s	CIC_(3,1)	ETM_{abs}	ETM(%)	MMC_(0,2)	MMC_(0,6)	MMC_(1,2)
d1	0,77±0,33	0,96	0,11	10,65	0,1	0,2	0,4
d2	0,94±0,56	0,73	0,28	31,06	0,1	0,3	0,7
d3	0,91±0,54	0,98	0,12	13,40	0,1	0,3	0,6
d4	0,82±0,42	0,85	0,23	23,58	0,1	0,3	0,5
d5	0,87±0,47	0,97	0,10	18,22	0,1	0,3	0,6
0-100 ms							
d1	0,77±0,33	0,94	0,44	18,0	0,1	0,2	0,4
d2	0,94±0,56	0,73	0,28	31,1	0,1	0,3	0,7
d3	0,91±0,54	0,98	0,12	13,4	0,1	0,3	0,6
d4	0,82±0,42	0,85	0,23	23,6	0,1	0,3	0,5
d5	0,84±0,47	0,97	0,10	18,2	0,1	0,3	0,6
50-100 ms							
d1	3,47±1,11	0,96	0,19	6,10	0,2	0,7	1,3
d2	3,87±1,61	0,67	0,90	28,39	0,3	1,0	1,9
d3	3,84±1,38	0,97	0,35	11,08	0,3	0,8	1,7
d4	3,59±1,14	0,91	0,48	11,62	0,2	0,7	1,4
d5	3,59±1,24	0,96	0,33	13,31	0,2	0,7	1,5
0-200 ms							
d1	16,03±4,39	0,99	0,60	5,27	0,9	2,6	5,3
d2	17,19±5,11	0,58	3,42	26,18	1,0	3,1	6,1
d3	15,82±2,94	0,64	2,83	18,43	0,6	1,8	3,5
d4	16,08±3,26	0,26	2,76	17,56	0,7	2,0	3,9
d5	17,26±3,37	0,74	1,96	12,53	0,7	2,0	4,0
100-200 ms							
d1	11,82±3,23	0,99	0,45	7,35	0,6	1,9	3,9
d2	12,91±2,84	0,51	2,31	25,81	0,6	1,7	3,4
d3	12,68±1,94	0,76	1,40	12,77	0,4	1,2	2,3
d4	11,96±2,35	0,40	1,77	16,84	0,5	1,4	2,8
d5	13,25±2,23	0,47	1,79	17,12	0,4	1,3	2,7

Imp, impulso contrátil. DP, desvio padrão. CIC_{3,1}, coeficiente intraclassa. ETM_{abs}, erro técnico de medida absoluto.

%ETM, erro técnico percentual. MMC, menor mudança considerável. d, dia.

A Figura 35 apresenta os gráficos de Bland-Altman do Imp dos menores índices de viés dos dias de avaliação P1 e P2. Os vieses e os limites de concordância entre os dias estão demonstrados nos Apêndices G e I. De maneira geral, somente o P1 apresentou o viés maior que 2% no intervalo de tempo 0-50 ms para Imp.

Figura 33 – Comparações Bland-Altman demonstrando as diferenças no impulso contrátil (Imp) durante protocolo um (P1) entre o quarto e quinto dia de avaliações e durante protocolo dois (P2) entre o terceiro e quarto dia de avaliações.



Losango vermelho, Protocolo um (P1). Círculo azul, Protocolo dois (P2). d, dia.

RESULTADOS CAPÍTULO II
EFEITOS NEUROMUSCULARES AGUDOS E SUBAGUDOS DO TREINAMENTO
DE FORÇA RÁPIDA MUSCULAR EM IDOSOS

4.2 RESULTADOS DA 1ª FASE DO ESTUDO

Principais achados

1. As análises não demonstraram diferenças estatísticas para as variáveis de resposta aos estímulos elétricos e mecânicos;
2. Contudo, as comparações dos TEs demonstraram resultados interessantes que sugerem presença de fadiga durante sessão de exercício não balístico de alto volume.

4.2.1 REPRODUTIBILIDADE E CONFIABILIDADE DA 1ª FASE DO ESTUDO

A reprodutibilidade das variáveis PT e RMS foi avaliada, na condição sem fadiga, nas sessões de exercício isométrico não balístico de alto volume (T1) e de baixo volume (T2), por meio da determinação do $CIC_{3,1}$, ETM_{abs} , $\%ETM$ e MMC dos sete participantes do estudo. As análises demonstraram média a alta reprodutibilidade para a maioria das variáveis como demonstra a tabela 9. Adicionalmente, a maioria das variáveis apresentaram MMC (0,2) menores que o ETM_{abs} .

Tabela 9 – Valores de média e desvio padrão, coeficiente intraclasse, erro técnico de medida absoluto, erro técnico percentual e menor mudança considerável com três pesos (“trivial” 0,2; “moderado” 0,6 e “grande” 1,2) das variáveis avaliadas previamente as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volume, realizadas em pares na condição sem fadiga.

	T1	T2	CIC	ETM	ETM	MMC	MMC	MMC
	Média ± DP	Média ± DP	(3,1)	abs	(%)	(0,2)	(0,6)	(1,2)
PT (N·m)	188 ± 38	201 ± 37	0,86	17,82	9,5	7,52	22,56	45,12
RMSvl (mV·s)	2,9 ± 1,1	2,7 ± 1,0	0,99	0,34	3,6	0,20	0,60	1,20
RMSrf (mV·s)	1,8 ± 0,6	1,8 ± 0,7	0,88	0,33	15,0	0,12	0,36	0,72
M _{max} VL (mV)	33 ± 16,6	44 ± 15,4	0,87	8,88	20,6	3,08	9,24	18,48
M _{max} RF (mV)	35 ± 9,9	36 ± 11,2	0,67	7,10	23,3	1,98	5,94	11,88
TDb100 (N·m)	72 ± 23,4	77 ± 25,8	0,98	5,20	6,4	4,68	14,04	28,08
TDb10 (N·m)	61 ± 25,7	60 ± 27,2	0,94	9,31	13,6	5,14	15,42	30,84
Tsimples (N·m)	41 ± 24,7	44 ± 28,5	0,98	6,13	10,4	4,94	14,82	29,64
TDT ₀₋₅₀ (N·m·s ⁻¹)	456 ± 341	478 ± 254	0,91	103,51	33,3	50,96	152,88	305,76
TDT ₀₋₁₀₀ (N·m·s ⁻¹)	775 ± 378	740 ± 323	0,99	55,14	10,7	89,38	268,14	536,28
TDT ₅₀₋₁₀₀ (N·m·s ⁻¹)	1029 ± 446	1024 ± 462	0,89	209,08	24,8	64,66	193,98	387,96
TDT ₀₋₂₀₀ (N·m·s ⁻¹)	811 ± 293	651 ± 205	0,70	166,18	24,9	41,08	123,24	246,48
TDT ₁₀₀₋₂₀₀ (N·m·s ⁻¹)	711 ± 156	628 ± 132	0,75	89,18	13,3	26,48	79,44	158,88
Imp ₀₋₅₀ (N·m·s)	0,5 ± 0,3	0,5 ± 0,2	0,82	0,09	30,6	0,04	0,12	0,24
Imp ₀₋₁₀₀ (N·m·s)	3,2 ± 1,5	3,1 ± 1,3	0,96	0,40	14,5	0,26	0,78	1,56
Imp ₅₀₋₁₀₀ (N·m·s)	2,7 ± 1,4	2,6 ± 1,2	0,98	0,31	9,5	0,24	0,72	1,44
Imp ₀₋₂₀₀ (N·m·s)	14 ± 5,1	13 ± 5,1	0,99	1,00	11,1	1,02	3,06	6,12
Imp ₁₀₀₋₂₀₀ (N·m·s)	11 ± 3,6	10 ± 3,7	0,97	0,95	12,8	0,72	2,16	4,32

T1, sessão de exercício isométrico balístico de alto volume. T2, sessão de exercício isométrico balístico de baixo volume. DP, desvio padrão. CIC_{3,1}, coeficiente intraclasse. ETM_{abs}, erro técnico de medida absoluto. %ETM, erro técnico percentual. MMC, menor mudança considerável. PT, pico de torque. RMS, *root mean square*. VL, vasto lateral. RF, reto femoral. M_{max}, amplitude máxima da onda muscular. TDb100, torque máximo *doublet* 100 Hz. TDb10, torque máximo *doublet* 10 Hz, *Ttwitch*, torque máximo *twitch* simples. TDT, taxa de desenvolvimento de torque. Imp, impulso contrátil.

4.2.2 RESPOSTAS À ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

A Tabela 10 apresenta os resultados da ANOVA, TE intragrupo (pós vs. pré) e significância para as respostas das variáveis aos estímulos elétricos antes e imediatamente após as sessões T1 e T2. Os TEs e IC 95% são apresentados nos Apêndices J e K. Não foram observados efeitos do tempo, da sessão ou interação em nenhuma das variáveis ($p > 0,05$), exceto para a AV (efeito da sessão $P < 0,002$). As distribuições das respostas neuromusculares aos estímulos elétricos duplos (*doublets*) e simples (*twitch*) e a amplitude M_{max}, nos músculos VL e RF, antes e após as sessões de T1 e T2, estão demonstradas nas Figuras 36 e 37, respectivamente. Por não atender os critérios de normalidade e esfericidade, a variável TDb100 foi analisada por teste não-paramétrico (Friedman com teste post hoc para o teste de Friedman via sintaxe) e não demonstrou diferença entre os tempos ou entre as sessões ou interação ($p > 0,05$). Os valores da TDb100 foram $63,7 \pm 31,4$

N·m e $52,5 \pm 22,8$ N·m no pré e no pós, respectivamente, no T1; e $82,0 \pm 14,4$ N·m e $72,5 \pm 11,6$ N·m no pré e no pós respectivamente, no T2.

Entretanto, na sessão T1, os valores foram menores no pós vs. pré, com efeitos médios, para o *Tsimples*, o TDb10, o TDb 100 e o TDb100/TDb10 ($\delta = -0,35$ IC95%: 0,78; 0,31, $d = -0,64$ IC95%: -1,67; 0,39, $\delta = -0,33$ IC95%: -0,82; 0,42 e $d = 0,96$ IC95% -3,26; 1,35, respectivamente). Ainda no T1, os valores do $T_{1/2r}$ foi maior no pós vs. pré, com um efeito médio ($d = 0,67$ IC95%: -2,43; 3,46). Na sessão T2, os valores do TDb100 e do $T_{1/2r}$ foram menores no pós vs. pré, com efeitos médios ($\delta = -0,33$ IC95%: -0,81; 0,40 e $d = -0,96$ IC95%: -2,40; 0,48, respectivamente). Ainda no T2, valores do M_{maxRF} foram maiores no pós vs. pré, com um efeito forte ($\delta = 0,70$ IC95%: -0,22; 0,96) (Apêndice J).

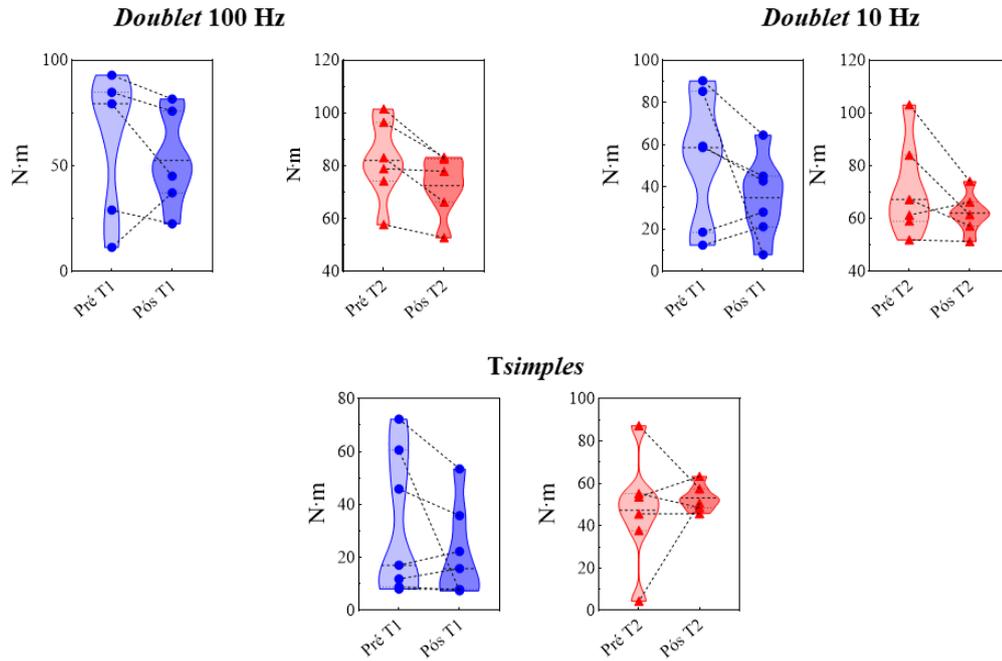
Na comparação dos valores absolutos de T1 vs. T2 após as sessões (Figura 38 e Apêndice @2?), os valores foram menores no T1, com efeito médios, para TDb10 e M_{maxVL} ($d = 0,93$ IC95%: -0,70; 2,56 e $d = -1,09$ IC95%: -1,19; 3,37, respectivamente) e fortes para *Tsimples*, TDb100 e M_{maxRF} ($\delta = 0,83$ IC95%: 0,13; 0,98, $\delta = -0,60$ IC95%: -0,92; 0,22 e $\delta = -0,70$ IC95%: -0,96; 0,22, respectivamente). Os valores foram menores no T1 foram maiores para o $T_{1/2r}$, com um efeito médio ($d = -1,13$ IC 95% -9,45; 7,20). Os efeitos foram pequeno e negligível para, respectivamente, TDb100/TDb10 ($d = 0,16$ IC95%: -1,10; 1,43) e AV ($\delta = -0,12$ IC95% -0,74; 0,60).

Tabela 10 – Valores de média, desvio padrão e intervalo de confiança do torque máximo do *doublet* a 10 Hz e do estímulo único, da ativação voluntária, da amplitude máxima da onda-M dos músculos vasto lateral e reto femoral e do tempo de meio relaxamento entre os momentos pré e imediatamente após (pós) as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volume.

Variáveis	T1		T2		ANOVA de 2 fatores	F	η_p^2	p-valor
	Média ± DP	95% CI	Média ± DP	95% CI				
TDb10 (N·m)								
Pré	54 ± 30	28 – 79	71 ± 17	45 – 101	Tempo	3,907	0,303	0,079
Pós	35 ± 18	20 – 49	62 ± 8	45 – 78	Sessão	4,196	0,318	0,071
					Tempo vs Sessão	0,247	0,027	0,631
Tsimples (N·m)								
Pré	32 ± 25	8 – 55	47 ± 25	21 – 77	Tempo	0,229	0,022	0,642
Pós	21 ± 16	9 – 33	53 ± 6	38 – 67	Sessão	4,874	0,328	0,052
					Tempo vs Sessão	1,094	0,099	0,320
AV (%)								
Pré	84 ± 6	71 – 91	88 ± 10	75 – 95	Tempo	1,227	0,133	0,312
Pós	83 ± 11	64 – 101	77 ± 18	58 – 95	Sessão	0,229	0,901	0,649
					Tempo vs Sessão	3,530	0,240	0,113
M_{maxVL} (mV)								
Pré	33,6 ± 16,6	22 – 45	44,5 ± 17,2	27 – 56	Tempo	0,090	0,005	0,588
Pós	31,0 ± 14,8	19 – 42	50,9 ± 1,1	34 – 64	Sessão	4,311	0,249	0,103
					Tempo vs Sessão	0,506	0,027	0,486
M_{maxRF} (mV)								
Pré	31,6 ± 14,8	20 – 42	39,3 ± 9,4	25 – 53	Tempo	0,100	0,006	0,756
Pós	30,8 ± 13,5	20 – 41	36,3 ± 14,9	22 – 50	Sessão	1,235	0,064	0,281
					Tempo vs Sessão	0,467	0,008	0,543
TDb100/TDb10								
Pré	0,9 ± 0,2	0,4 – 1,1	0,9 ± 0,3	0,8 – 1,5	Tempo	0,176	0,013	0,898
Pós	0,8 ± 0,4	0,6 – 1,1	1,2 ± 0,3	0,9 – 1,5	Sessão	0,019	0,006	0,683
					Tempo vs Sessão	0,021	0,008	0,948
T_{1/2r} (ms)								
Pré	50 ± 7	41 – 66	54 ± 11	40 – 62	Tempo	0,048	0,003	0,836
Pós	64 ± 22	43 – 85	39 ± 6	20 – 58	Sessão	2,939	0,308	0,131
					Tempo vs Sessão	5,405	0,016	0,341

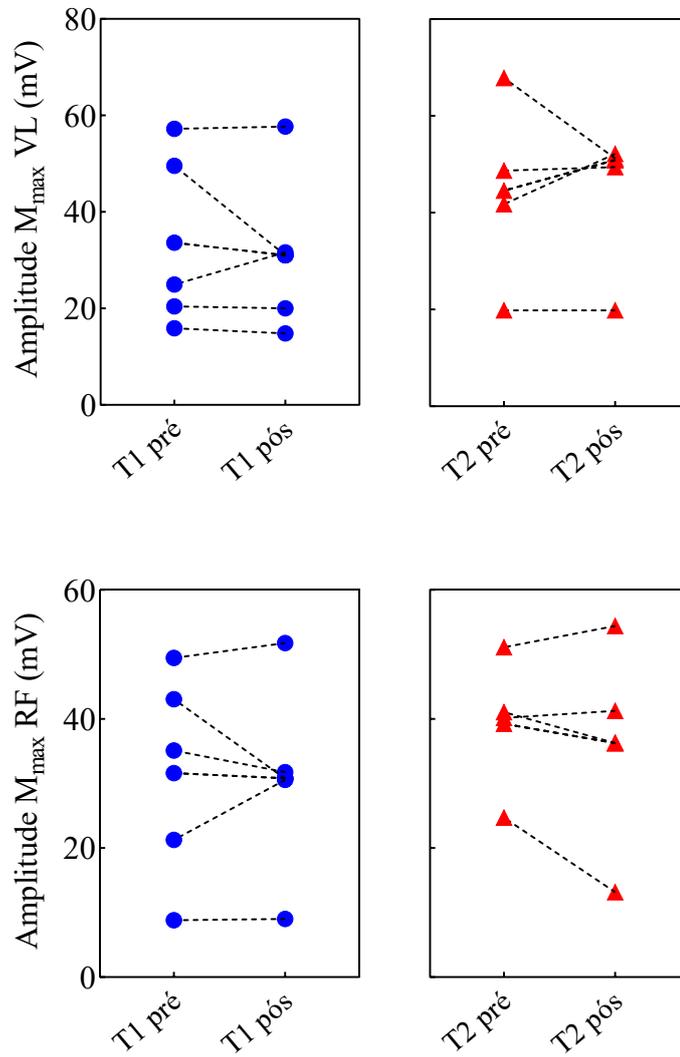
T1, sessão de exercício isométrico não balístico de alto volume. T2, sessão de exercício isométrico não balístico de baixo volume. η_p^2 , *partial eta squared*. TDb 10, pico de torque do *doublet* potencializado a 10 Hz. Tsimples, estímulo único. AV, ativação voluntária. M_{maxVL}, amplitude máxima da onda-M do músculo vasto lateral. M_{maxRF}, amplitude máxima da onda-M do músculo reto femoral. TDb 100, pico de torque do *doublet* potencializado a 100 Hz. T_{1/2r}, tempo de meio relaxamento. #Diferente do Pré (p<0,05).

Figura 34 – Gráficos violino apresentando as respostas neuromusculares involuntárias individuais (N=7) aos estímulos dos *doublets* 100 Hz, *doublets* 10 Hz e *Tsimples* nos momentos pré e imediatamente após (pós) as sessões de exercício isométrico não balístico T1 e T2.



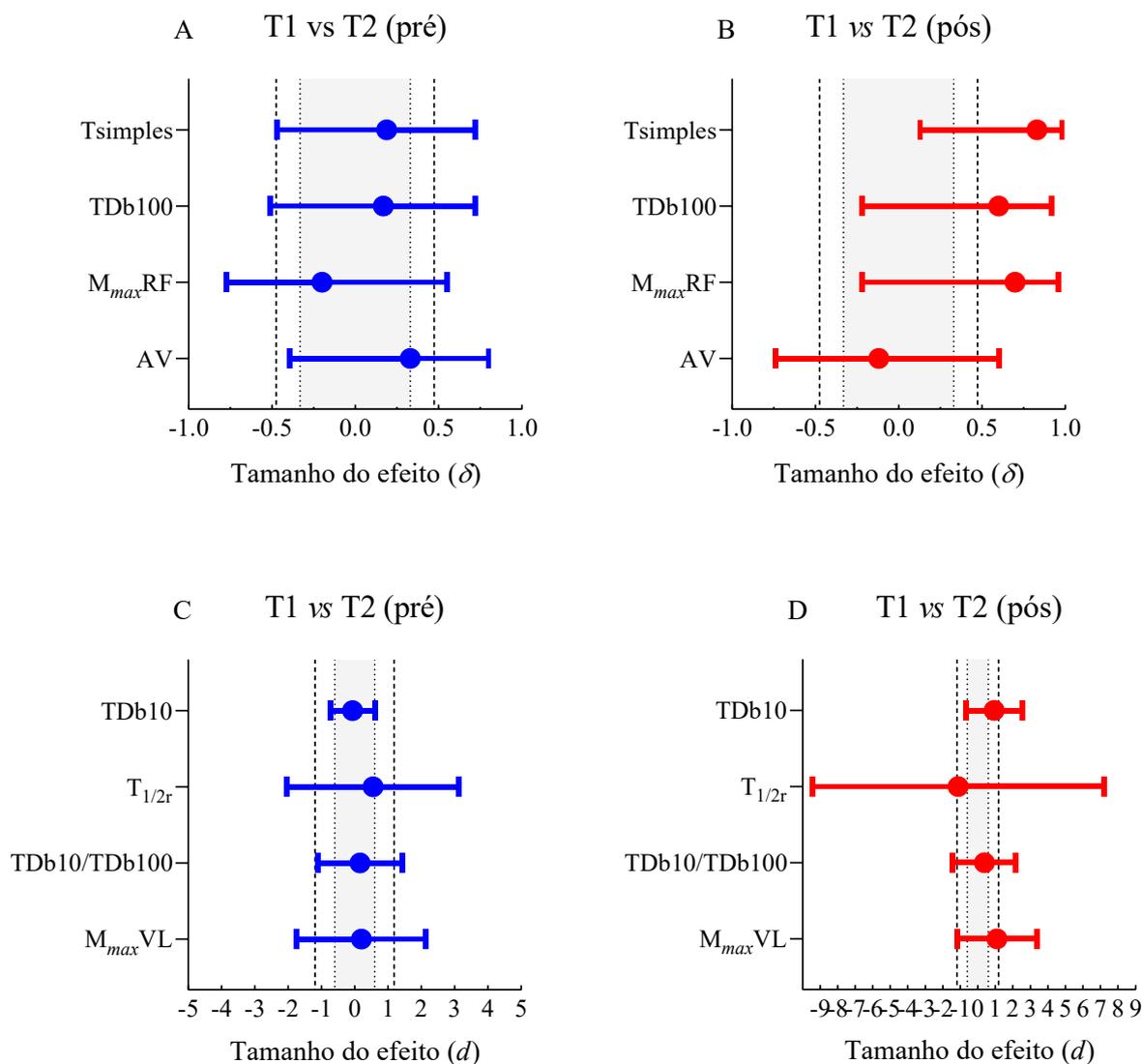
Fonte: Acervo do autor.

Figura 35 – Respostas individuais ao estímulo elétrico da amplitude da máxima onda muscular (M_{max}) dos músculos vasto lateral (VL) e reto femoral (RF) nos momentos pré e imediatamente após (pós) as sessões de exercício isométrico não balístico T1 e T2



Fonte: Acervo do autor

Figura 36 – Gráfico floresta com os respectivos tamanhos de efeito e IC 95% das comparações dos valores absolutos das respostas a estímulos elétricos imediatamente após (pós) exercício entre as sessões T1 e T2.



Fonte: Acervo do autor. IC 95%, intervalo de confiança de 95%. T1, sessão de exercício não balístico de alto volume. T2, sessão de exercício não balístico de baixo volume. A linha vertical pontilhada representa o valor de tamanho de efeito médio de acordo com a classificação d de Cohen adaptada por Hopkins *et al.*, (2009) ou efeito médio de Cliff (δ). A, comparações de TE (δ) entre as sessões T1 e T2 no momento pré. B, comparações de TE (δ) entre as sessões T1 e T2 no momento imediatamente após. C, comparações de TE (d) entre as sessões T1 e T2 no momento pré. D, comparações de TE (d) entre as sessões T1 e T2 no momento imediatamente após.

4.2.3 EFEITOS DAS SESSÕES DE EXERCÍCIO ISOMÉTRICO NÃO BALÍSTICO SOBRE O DESEMPENHO NEUROMUSCULAR

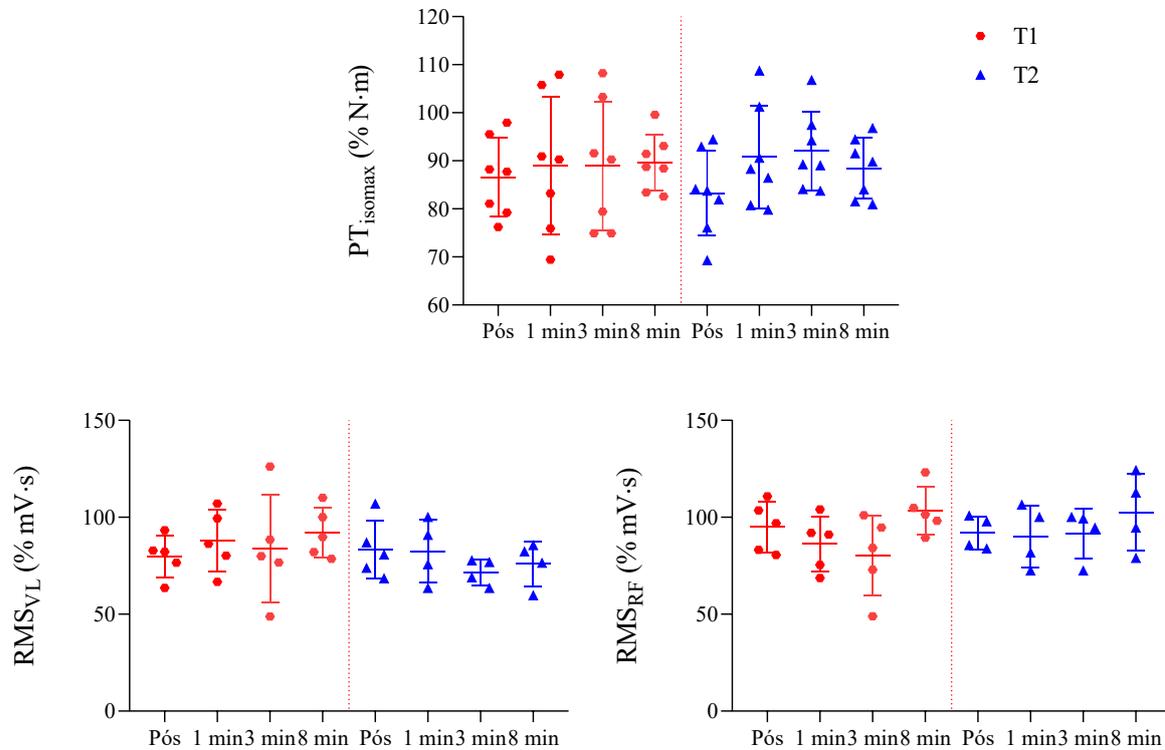
A tabela 11 e a Figura 39 apresentam os valores descritivos, e os resultados da ANOVA, e as respostas individuais, respectivamente, para os valores relativos (% do percentual do pré-exercício) das variáveis de desempenho neuromuscular (PT e RMS), imediatamente (pós) e 1, 3 e 8 min após as sessões T1 e T2. Não foram observadas diferenças significativas entre as sessões ou entre os momentos ou interação para todas as variáveis ($p > 0,05$, Tabela 11 e Figura 39).

Tabela 11 – Valores descritivos e comparações dos valores relativos¹ do pico de torque e do RMS nos momentos 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volume.

Variáveis	T1		T2		ANOVA de 2 Fatores	F	η_p^2	p-valor
	Média ± DP	95% CI	Média ± DP	95% CI				
PT (%)								
Pós	86 ± 8	79 – 93	83 ± 8	75 – 93				
1 min	89 ± 14	78 – 99	90 ± 10	80 – 101	Tempo	0,311	0,027	0,817
3 min	88 ± 13	80 – 97	92 ± 8	83 – 100	Sessão	0,985	0,138	0,211
8 min	89 ± 5	84 – 94	88 ± 6	83 – 93	Tempo vs Sessão	0,842	0,071	0,481
RMS_{VL} (%)								
Pós	79 ± 10	71 – 88	77 ± 8	67 – 86				
1 min	87 ± 15	75 – 101	82 ± 16	66 – 96	Tempo	1,602	0,211	0,224
3 min	83 ± 27	67 – 102	71 ± 6	50 – 90	Sessão	2,987	0,332	0,135
8 min	92 ± 13	80 – 104	76 ± 21	62 – 88	Tempo vs Sessão	0,967	0,139	0,430
RMS_{RF} (%)								
Pós	95 ± 13	81 – 107	91 ± 8	78 – 107				
1 min	86 ± 14	68 – 101	90 ± 15	73 – 110	Tempo	2,378	0,254	0,099
3 min	80 ± 20	61 – 93	91 ± 12	76 – 113	Sessão	0,610	0,092	0,465
8 min	103 ± 12	90 – 120	102 ± 19	82 – 116	Tempo vs Sessão	1,435	0,193	0,266

¹Expressos como valores relativos ao pré (máximo). T1, sessão de exercício isométrico não balístico de alto volume. T2, sessão de exercício isométrico não balístico de baixo volume. DP, desvio padrão. IC 95%, intervalo de confiança de 95%. η_p^2 , partial eta squared. CIVM, contração isométrica voluntária máxima. RMS_{VL}, root mean square no músculo vasto lateral. RMS_{RF}, root mean square no músculo reto femoral. #Diferente do minuto 3 (p<0,05).

Figura 37 – Respostas individuais (N=7) do pico de torque (PT) durante contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e do *root mean square* (RMS) nos músculos vasto lateral (VL) e reto femoral (RF) nos momentos imediatamente (pós) e 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico T1 e T2.

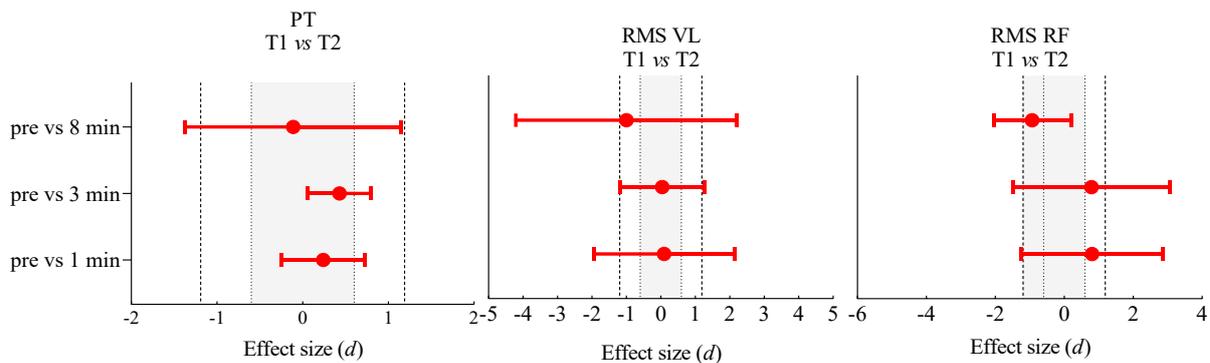


Fonte: Acervo do autor. Pico de torque (PT). CIVM, contração isométrica voluntária máxima. RMS, *root mean square*. VL, músculo vasto lateral. RF, músculo reto femoral. T1, sessão de exercício não balístico de alto volume. T2, sessão de exercício não balístico de baixo volume.

A Figura 40 e o Apêndice M mostram os TEs e IC 95% das comparações entre as sessões T1 e T2, quanto aos valores relativos (expressos como % do pré) da PT (%PT_i) e do RMS (%RMS) nos músculos VL e RF em 1, 3 e 8 min após o exercício. Os TEs para o %PT foram triviais ou pequenos com relação a todos os momentos após o T1 e entre as sessões. No entanto, no T2, os valores foram maiores, com efeitos médios, em 1 e 3 min em comparação a imediatamente após (pós) a sessão ($d = 0,60$ IC95%: -0,46; 1,65 e $d = 0,80$ IC95%: 0,00; 1,60, respectivamente). Para o %RMS_{VL}, os valores aumentaram no T1 em 8 min em comparação ao pós, com um efeito médio ($d = 1,02$ IC95%: -0,13; 2,17). Para o %RMS_{RF}, em comparação ao pós, os valores no T1 diminuíram em 3 min e, em seguida aumentaram em 8 min, com efeitos médios ($d = -1,19$ IC95% -2,31; -0,07 e $d = 0,76$ IC95%: -1,56; 2,17, respectivamente). No T2, os valores do %RMS_{RF} foram maiores em 8 min vs. pós, com um efeito médio ($d = 0,91$ IC95%: -1,63; 3,45). Os valores do %RMS_{VL} foram maiores no T1 vs. T2 em 8 min, com um efeito médio ($d = -1,00$ IC95%: -4,21; 2,21). Para o %RMS_{RF}, em comparação ao T2, os valores no T1 foram menores em 1 e 3 min e maiores em 8 min

com efeitos médios ($d = 0,81$ IC95%: -1,25; 2,87, $d = 0,79$ IC95%: -1,47; 3,05 e $d = -0,93$ IC95%: -2,05; 0,20).

Figura 38 – Gráficos em floresta com os tamanhos de efeitos e IC 95% das comparações entre as sessões T1 e T2, com relação aos valores relativos (% do pré) do PT e do RMS nos músculos VL e RF em 1, 3 e 8 min após o exercício.



Fonte: Acervo do autor. IC 95%, intervalo de confiança de 95%. T1, sessão de exercício não balístico de alto volume. T2, sessão de exercício não balístico de baixo volume. A linha vertical pontilhada representa o valor de tamanho de efeito médio de acordo com a classificação de Cohen adaptada por Hopkins *et al.*, (2009).

Os Apêndices N, O e P mostram os valores descritivos (expressos como % do pré-exercício) e os resultados da ANOVA para os valores das variáveis $TDT_{100\%}$, $normTDT_{100\%}$ e $Imp_{100\%}$, respectivamente, imediatamente (pós) e 1, 3 e 8 min após as sessões T1 e T2. Adicionalmente, os TEs concernentes às comparações intragrupo entre os valores em 1, 3 e 8 min e no pós-exercício estão apresentados no Apêndice Q. Ressalta-se que um participante foi excluído das análises por ter feito contramovimento (-6 ± 2 N·m) antes do primeiro aclave da curva e, portanto, os resultados reportam a seis participantes. Não foram observadas diferenças significativas ($p > 0,05$) quanto ao efeito do tempo ou da sessão com relação a todas as janelas temporais analisadas para a $TDT_{100\%}$ (Apêndice M e Figuras 41 a-d), a $normTDT_{100\%}$ (Apêndice N e Figuras 42 a-d) e o $Imp_{100\%}$ (Apêndice P e Figuras 43 a-d). Entretanto, no T2, a $TDT_{100\%}$ diminuiu na comparação em 3 min vs. pós na janela 50-100 ms, com um efeito médio ($d = -1,02$ IC 95%: -0,75; 2,79). Nas janelas 100-200 ms, a $TDT_{100\%}$ aumentou 3 min e diminuiu 8 min em comparação ao pós ($d = 0,36$ IC 95%: -0,47; 0,43 e $d = -0,36$ IC 95%: -0,84; 0,43, respectivamente). Para a $normTDT_{100\%}$, os valores aumentaram em 1 min vs. pós, na janela 0-50 ms, no T1, com um efeito médio ($d = 0,60$ IC 95%: 0,09; 1,11). Em ambas as sessões, os efeitos foram triviais/negligíveis ou pequenos em todas as janelas o $Imp_{100\%}$.

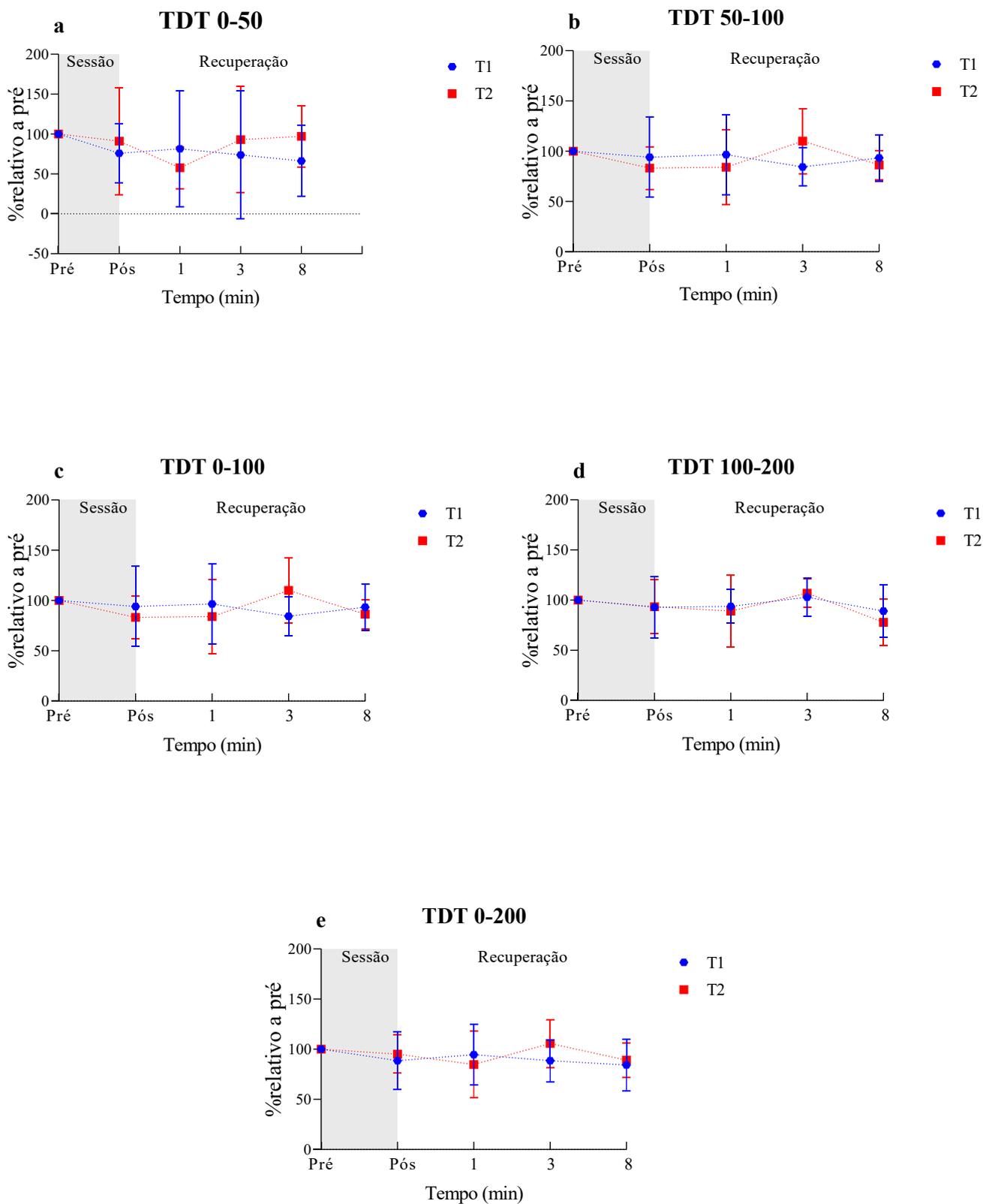
Os Apêndices O e Q apresentam os TEs e IC 95% das comparações entre as sessões T1 e T2, com relação aos valores, expressos como um percentual do pré-exercício, da $TDT_{100\%}$, da $normTDT_{100\%}$ e do $Imp_{100\%}$ em 1, 3 e 8 min após o exercício. Para a $TDT_{100\%}$, os valores no T1

foram menores que no T2, em 3 min, nas janelas 0-100, 0-200 e 50-100 ms, com efeitos médios ($d = 0,65$ IC95%: -0,19; 1,48, $d = 0,91$ IC95%: -0,68; 2,50 e $d = 0,98$ IC95%: -0,43; 2,39, respectivamente); e, em 8 min, na janela 0-100 ms, com um efeito médio ($\delta = 0,70$ IC95%: -1,16; 2,57). Nas janelas 0-50 e 100-200 ms, os TEs foram triviais ou pequenos.

Para a $\text{normTDT}_{100\%}$, os valores foram menores no T1 vs. T2 no pós, nas janelas 0-50 e 0-200 ms, com efeitos médios ($d = 0,95$ IC95%: 0,72; 2,62 e $d = 0,11$ IC95%: -0,84; 2,46, respectivamente) e, em 8 min, nas janelas 0-50, 0-100 e 0-200 ms, com efeitos muito grande ($d = 5,07$ IC95%: 1,09; 9,05), médio ($d = 0,70$ IC95%: -0,72; 2,13) e médio ($d = 0,78$ IC95%: -0,55; 2,10), respectivamente. Em 1 min, os valores da $\text{normTDT}_{100\%}$, na janela 50-100 ms, foram maiores no T1 vs. T2, com um efeito médio ($d = -0,95$ IC95%: -2,37; 0,47).

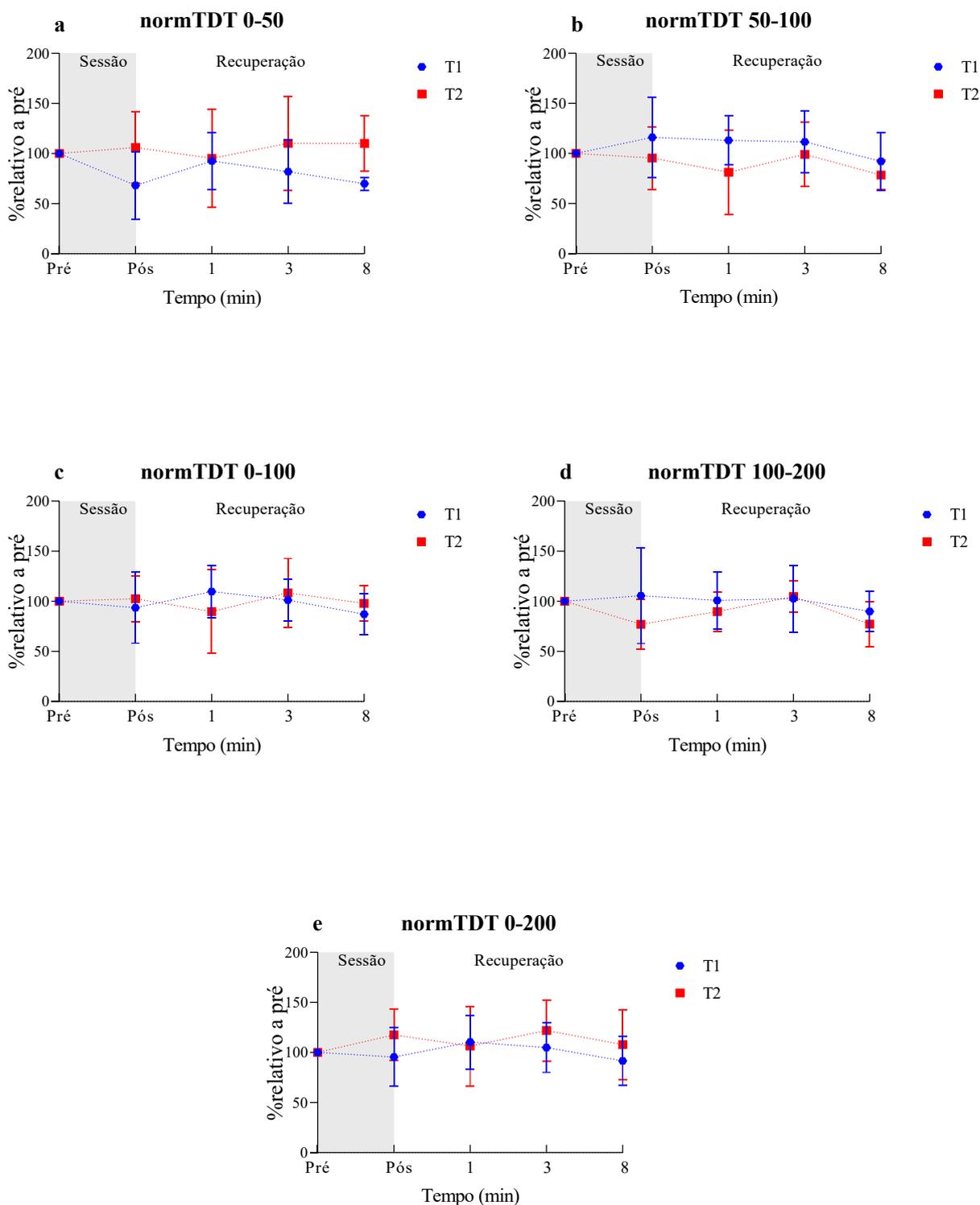
Os valores do $\text{Imp}_{100\%}$ foram maiores no T1 vs. T2 em 3 min, nas janelas 0-200 e 100-200 ms, com efeitos médios ($d = -0,72$ IC95%: -0,48; 1,92 e $d = -0,99$ IC95%: -0,79; 2,77, respectivamente). Em 8 min, os valores do $\text{Imp}_{100\%}$ foram menores no T1 vs. T2, na janela 0-50, com um efeito forte ($\delta = 0,47$ IC95%: -0,33; 0,87).

Figura 39 – Taxa de desenvolvimento de torque durante a CIVM ($TDT_{100\%}$) nos momentos pré e imediatamente (pós) e 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico T1 e T2.



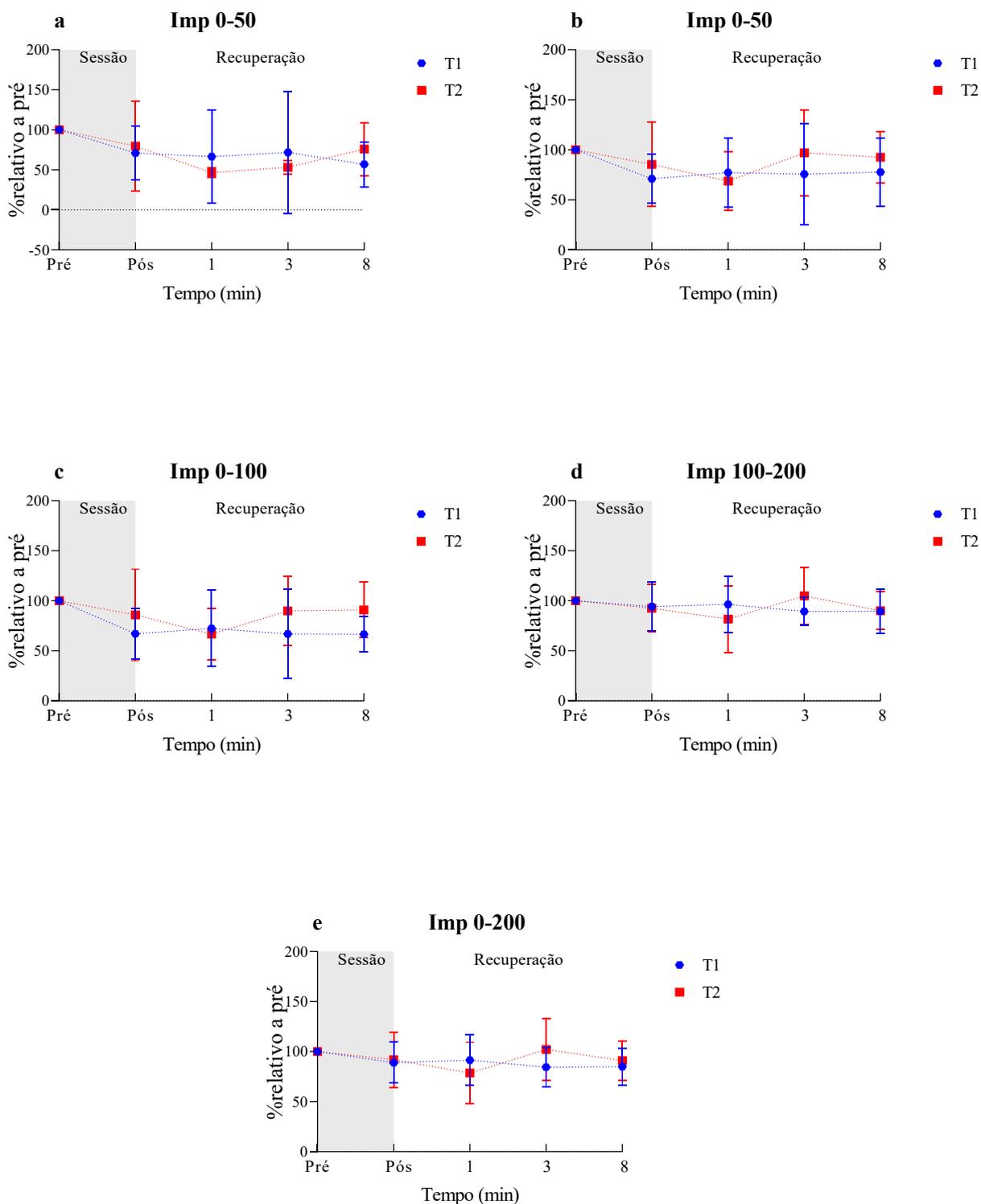
CIVM, contração isométrica voluntária máxima.

Figura 40 – Gráficos de linhas sobre a resposta da taxa de desenvolvimento de torque durante a CIVM normalizada ($\text{normTDT}_{100\%}$) entre os momentos pré, pós, 1, 3 e 8 minutos das sessões de volume de treino isométrico balístico alto (T1) e baixo (T2).



CIVM, contração isométrica voluntária máxima.

Figura 41 – Gráficos de linhas do impulso contrátil (Imp_{100%}) durante a CIVM nos momentos pré e imediatamente (pós) e 1, 3 e 8 min as sessões de exercício isométrico não balístico T1 e T2



CIVM, contração isométrica voluntária máxima.

Os Apêndices S, T e U mostram os valores descritivos e os resultados da ANOVA para os valores absolutos das variáveis $TDT_{80\%}$, $normTDT_{80\%}$ e $Imp_{80\%}$, respectivamente, no pré e 1, 3 e 8 min após as sessões T1 e T2. Adicionalmente, os TEs das comparações intragrupo entre os valores em 1, 3 e 8 min *vs.* no pré-exercício foram apresentados no Apêndice V. Ressalta-se que um participante foi excluído das análises por ter feito contramovimento ($-6 \pm 2 \text{ N}\cdot\text{m}$) antes do primeiro declive da curva e, portanto, os resultados reportam a seis participantes.

Não foram observadas diferenças significativas quanto ao efeito do tempo com relação às janelas 50-100, 0-200 e 100-200 ms da $TDT_{80\%}$ ($p > 0,05$). No entanto, houve efeito de interação para os intervalos de tempo 0-50 e 0-100 ms. Em 3 min após as sessões, a $TDT_{80\%}$ foi significativamente menor no T1 comparado T2 ($p < 0,05$), com um efeito forte ($-378 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$, $\Delta\% = -49\%$, $\delta = -0,67$ IC 95%: $-0,12$; $0,94$), na janela 0-50 ms, e grande ($-385 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$, $\Delta\% = -39\%$, $d = 1,34$ IC 95%: $0,61$; $2,06$), na janela 0-100 ms ($p > 0,05$). Além disso, os valores da $TDT_{80\%}$ diminuíram em 1 min *vs.* pré, nas janelas 0-50, 0-100, 0-200 ms, com efeitos médios ($\delta = -0,39$ IC95%: $-0,82$; $0,32$, $d = -0,71$ IC95%: $-1,29$; $-0,12$ e $d = -0,73$ IC95%: $-1,97$; $0,51$, respectivamente), e, em 3min, nas janelas 0-50, 0-100 ms, com efeitos forte e médio ($\delta = -0,50$ IC95%: $-0,88$; $0,29$, $d = -0,90$ IC95%: $-1,60$; $-0,20$, respectivamente). Na janela 50-100 ms, foi maior em 1, 3 e 8 min *vs.* pré, com efeitos médio ou forte ($\delta = 0,39$ IC95%: $-0,35$; $0,83$, $\delta = 0,44$ IC95%: $-0,31$; $0,86$ e $\delta = 0,56$ IC95%: $-0,21$; $0,90$, respectivamente).

A $normTDT_{80\%}$ não apresentou mudanças significativas em nenhuma das janelas temporais avaliadas ($p > 0,05$). No entanto, em relação ao pré, os valores foram menores em 3 min *vs.* pré em 3min, na janela 0-50, com um efeito médio ($\delta = -0,39$ IC95% $-0,82$; $0,32$) e maiores, em 1 e 8 min, nas janelas 100-200 e 0-200 ms, respectivamente, com efeitos médios ($d = 0,51$ IC95%: $-1,29$; $2,30$ e $\delta = 0,33$ IC95%: $-0,39$; $0,80$, respectivamente). Além disso, os valores da $normTDT_{80\%}$ foram menores no T1 *vs.* T2 em 3 min, na janela 0-50 ms, com um efeito forte ($\delta = 0,60$ IC95%: $-0,19$; $0,92$ e em 8 min, na janela 50-100 ms, com um efeito médio ($d = 0,71$ IC95%: $-0,40$; $1,82$).

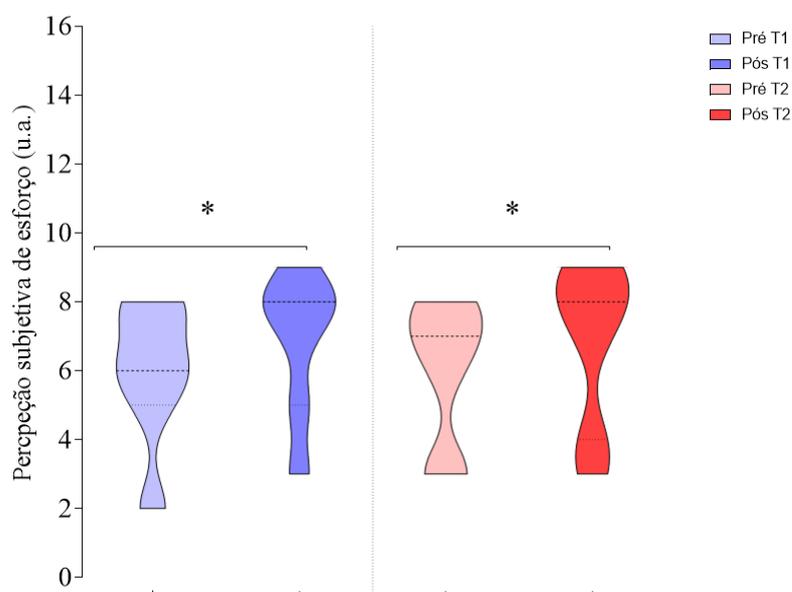
O $Imp_{80\%}$ mostrou interação para as janelas 0-50 e 0-100 ms. Em 3 min após as sessões, o $Imp_{80\%}$ no T1 foi significativamente menor comparado ao T2 ($p < 0,05$), com um efeito forte, na janela 0-50 ms ($-0,37 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$, $\Delta\% = -46\%$, $\delta = -0,63$ IC 95%: $-0,92$; $0,09$), e médio, na janela 0-100 ($-2,54 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$, $\Delta\% = -60\%$, $d = -1,16$ IC 95%: $-1,95$; $-0,37$). Além disso, nas janelas 0-50 e 0-100 ms, o $Imp_{80\%}$ no T1 mostrou reduções significativas. Na janela 0-50 ms, os valores do $Imp_{80\%}$ no T1 foram significativamente menores em 1, 3 e 8 min em comparação ao pré, com TEs fortes ($\Delta\% = -54\%$, $p = 0,023$, $\delta = -0,72$ IC 95%: $-0,95$; $-0,03$ $-0,72$, $\Delta\% = -59\%$, $p = 0,013$, $\delta = -0,78$ IC 95%: $-0,96$; $-0,09$ e $\Delta\% = -33\%$, $p = 0,048$, $\delta = -0,47$ IC 95%: $-0,85$; $0,23$, respectivamente). Na janela 0-100 ms, o $Imp_{80\%}$ no T1 foi significativamente menor em 1 e 3 min *vs.* pré, com efeitos médios ($\Delta\% = -47\%$, $p = 0,001$, $d = -0,73$ IC 95%: $-1,12$; $-0,34$ e $\Delta\% = -37\%$, $p = 0,002$, $d = -0,98$ IC 95%: $-1,72$; $-0,25$,

respectivamente) e tendeu a ser menor em 8 min, com um efeito pequeno ($\Delta\% = -23\%$, $p=0,058$, $d = -0,59$ IC 95%: -1,50; 0,31). Adicionalmente, na janela 0-200 ms, o $\text{Imp}_{80\%}$ mostrou efeito do momento no T1 ($p < 0,05$), onde foi significativamente menor em 1 e 3 min vs. pré, com TEs médios ($\Delta\% -6$ e -7% e $p=0,023$, $d = -0,91$ IC 95%: -1,89; 0,08 e $d = -1,01$ IC 95%: -1,80; -0,22, respectivamente). Na janela 50-100, o $\text{Imp}_{80\%}$ foi menor em 1 e 3 min, com efeitos médios ($d = -0,86$ IC 95%: -1,43; -0,29 e $d = -1,05$ IC 95%: -1,60; -0,49, respectivamente). No T2, o $\text{Imp}_{80\%}$ não se alterou significativamente em nenhuma das janelas temporais ($\Delta\% -10$ e -7% e $p=0,917$). Em ambas as sessões, não foram observados efeitos do grupo ou do momento ou interação ($p > 0,05$) nos demais intervalos (50-100 e 100-200 ms) do $\text{Imp}_{80\%}$. No entanto, em relação ao pré, os valores foram maiores em 3 min, na janela 0-50, com efeito médio ($\delta = 0,40$ IC95% -0,42; 0,86) e menores em 1, 3 e 8 min, na janela 100-200, com um efeito médio ou forte ($\delta = -0,44$ IC95% -0,88; 0,41, $\delta = -0,36$ IC95% -0,85; 0,47 e $\delta = -0,60$ IC95% -0,94; 0,34). Os valores do $\text{Imp}_{80\%}$ foram menores no T1 vs. T2 em 3 min, nas janelas 0-50 e 0-100 ms, com um efeito forte e muito grande, respectivamente ($\delta = 0,50$ IC95% -0,30; 0,89 e $d = 2,02$ IC95% 0,65; 3,40)

4.2.4 RESPOSTAS SUBJETIVAS DE ESFORÇO NAS SESSÕES DE EXERCÍCIO ISOMÉTRICO NÃO BALÍSTICO

A resposta subjetiva de esforço para exercícios de força demonstrou aumento em ambos os grupos (T1 e T2) entre os momentos pré e pós exercícios ($F=12,706$, $\eta_p^2=0,514$, $p=0,004$, 14,3%). Não houve diferenças entre os grupos ($p>0,05$, Figura 44).

Figura 42 – Respostas subjetivas de esforço nos momentos pré e pós exercício isométricos balístico de alto (T1) e baixo volume (T2).



Fonte: Acervo do autor.

RESULTADOS CAPÍTULO III

Monitoramento da carga utilizada durante alto e baixo volume do exercício não balístico em idosos

4.3 RESULTADOS DA 2ª FASE DO ESTUDO

Principais achados:

1. O estudo aponta um médio aumento da PSE que se manteve em forma de platô durante ambas as sessões de exercício isométrico não balístico;
2. As variáveis mecânicas e de índice de fadiga não demonstraram alterações significativas;

4.3.1 REPRODUTIBILIDADE E CONFIABILIDADE DA 2ª FASE DO ESTUDO

De maneira geral, todos os desfechos avaliados apresentaram alta confiabilidade, precisão e sensibilidade. Os valores do CIC_(3,1) para as variáveis entre as sessões foram: PSE 0,85 (0,13; 0,97), PT_{80%} 0,78 (0,22; 0,93), TDT_{pico} 0,98 (0,95; 1,00) e Imp_{80%} 0,80 (0,55; 0,95). O ETM_{abs} para as variáveis entre as sessões foi: PSE 0,42 u.a. (0,34; 0,56), PT_{80%} 17,7 N·m (14,2; 25,4), TDT_{pico} 61,9 N·m·s⁻¹ (48,9; 90,8) e Imp_{80%} 2,4 N·m·s (1,9; 3,5). Já o %ETM para as variáveis entre as sessões foi: PSE 11,6% (9,2; 16,7), PT_{80%} 15,1% (11,8; 23,5), TDT_{pico} 5,2% (4,0; 7,6) e Imp_{80%} 21,2% (16,4; 32,3). Por fim, o MMD para as variáveis entre as sessões foi: PSE (0,48 – 1,44 – 2,88), PT_{80%} (5,42 – 16,26 – 32,52), TDT_{pico} (2,88 – 32,52 – 345,72) e Imp_{80%} (0,86 – 2,58 – 5,16). Nenhuma diferença foi observada entre as sessões para as respostas de linha de base de PSE ($p \geq 0,99$), PT_{80%} ($p \geq 0,693$), TDT_{pico} ($p \geq 0,133$) e Imp_{80%} ($p \geq 0,568$).

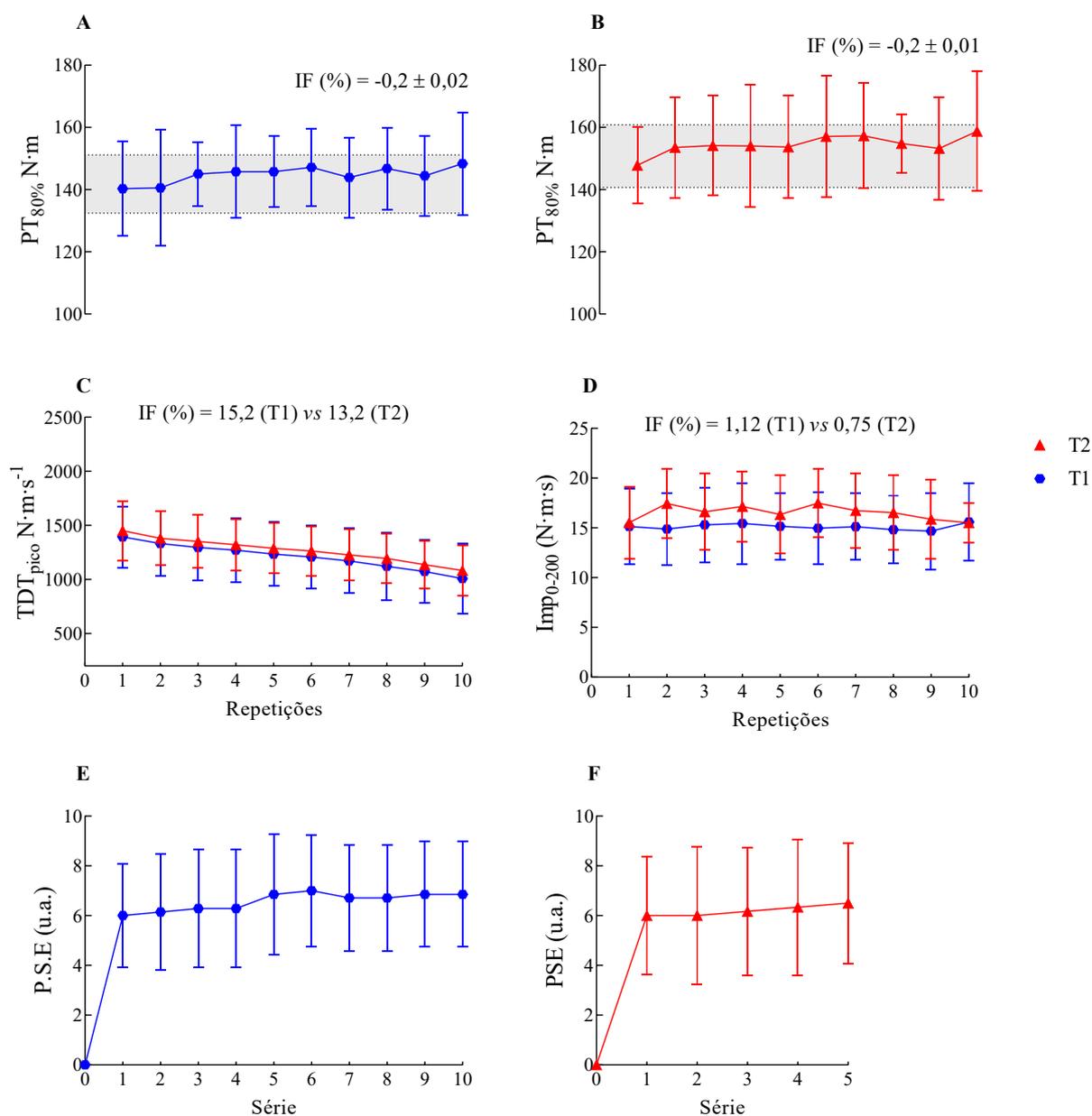
4.3.2 MONITORAMENTO DA PRODUÇÃO DE TORQUE E AVALIAÇÕES DA FORÇA RÁPIDA

O comportamento dos valores de PT_{80%}, TDT_{pico} e Imp_{80%} entre as sessões e entre as repetições apresentado na Figura 45 indica que todos os participantes treinaram na faixa pré-estabelecida (i.e., $\geq 80\%$ da CIVM), o que sugere que a qualidade do exercício foi mantido durante as sessões.

As comparações dos IFs (%) do PT_{80%} ($F=0,743$, $\eta_p^2 = 0,129$, $p=0,428$) e da TDT_{pico} ($F=0,169$, $0,041$, $p=0,702$) não demonstraram diferenças significativas. A variável PT_{80%} não apresentou efeito da sessão ($F=2,468$, $p=0,167$) ou interação (sessão x tempo) ($F=0,205$, $p=0,817$). A variável TDT_{pico} não demonstrou efeito da sessão ($F=0,235$, $\eta_p^2 = 0,055$, $p=0,653$), tempo

($F=0,056$, $\eta_p^2 = 0,014$, $p=0,946$) ou interação ($F=0,049$, $\eta_p^2 = 0,012$, $p=0,953$). Adicionalmente, Imp_{80%} (0-200 ms) também não demonstrou efeito da sessão ($F=0,003$, $\eta_p^2 = 0,001$, $p=0,958$), tempo ($F=0,774$, $\eta_p^2 = 0,162$, $p=0,493$) ou interação ($F=0,020$, $\eta_p^2 = 0,005$, $p=0,980$). Por fim, a ANOVA com medidas repetidas entre as *séries* de T1 e entre as *séries* de T2 não demonstraram diferenças para a TDT_{pico} ($F=1,074$, $\eta_p^2 = 0,177$, $p=0,400$; $F=2,442$, $\eta_p^2 = 0,379$, $p=0,089$). Sendo o mesmo ocorrendo para Imp_{80%} (0-200 ms) pico ($F=0,938$, $\eta_p^2 = 0,158$, $p=0,502$; $F=0,317$, $\eta_p^2 = 0,073$, $p=0,863$).

Figura 43 – Comportamento das variáveis $PT_{80\%}$, TDT_{pico} , $Imp_{80\%}$ e PSE durante as sessões T1 e T2.

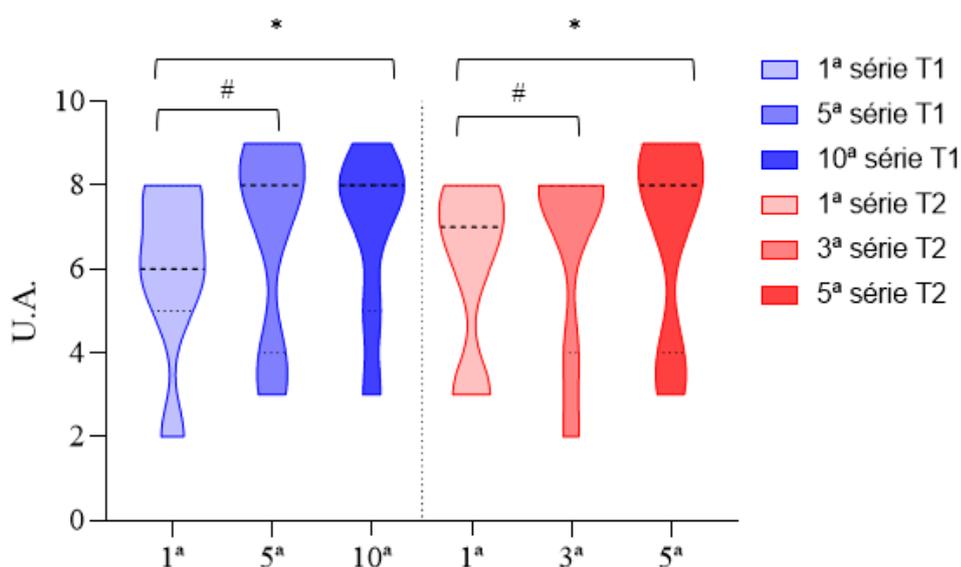


A, Valores médios do torque durante as 10 repetições ao longo das 10 séries de T1. B, Valores médios de torque durante as 10 repetições das 5 séries de T2. C, Valores médios da TDT_{pico} durante as 10 repetições ao longo das 10 séries de T1 e 5 séries de T2. D, Valores médios da $Imp_{80\%}$ (0-200 ms) durante as 10 repetições ao longo das 10 séries de T1 e 5 séries de T2. A área sombreada indica os limites máximos 80-75% da CIVM. E, Percepção subjetiva de esforço ao longo sessão de treino não balístico com alto volume (T1). F, Percepção subjetiva de esforço ao longo sessão de treino isométrico não balístico com baixo volume (T2).

4.3.3 RESPOSTAS SUBJETIVAS DE ESFORÇO DAS SESSÕES DE EXERCÍCIO ISOMÉTRICO NÃO BALÍSTICO

Com relação às respostas da PSE, houve diferenças significativas entre os momentos para T1 e T2 ($F=8,357$, $p=0,002$). Na sessão T1, a PSE aumentou 14,2% entre o momento basal e a metade da série bem como entre o momento basal e o final da série. Já na sessão T2, a PSE teve um aumento de 7,1% entre o momento basal e, posteriormente, de 14,2% entre o momento basal e final. Entretanto, não houve diferenças entre as sessões ($F=0,355$, $p=0,573$) ou interação ($F=0,643$, $p=0,535$, Tabela 12, Figura 46).

Figura 44 – Comparação da percepção subjetiva de esforço (PSE) entre as duas sessões no momento basal, metade e final da série.



Fonte: Acervo do autor. T1, sessão de exercício isométrico balístico de alto volume. T2, sessão de exercício isométrico balístico de baixo volume. Tons mais claros representam momentos basais e metade, enquanto os tons mais escuros representam os finais de cada sessão. #Diferença entre metade da série de cada sessão e a medida basal, $p<0,05$.

*Diferença entre o final da série de cada sessão e a medida basal, $p<0,05$.

Tabela 12 – Média, desvio padrão (DP), e inferencial (IC 95%) de todas as variáveis principais dos desfechos para as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.

Variáveis	Sessão	
	T1	T2
Desfechos mecânicos		
PT_{80%} (N·m)		
1ª repetição	127,8 ± 21,5 (107,9; 147,7)	124 ± 23,1 (103,4; 146,3)
Basal	163,6 ± 20,1 (145,9; 180,3)	169,5 ± 18,8 (152,4; 187,3)
Meio	157,1 ± 13,0 (139,0; 175,2)	162,9 ± 18,8 (145,4; 180,3)
Final	158,3 ± 18,1 (141,5; 176,1)	163,7 ± 19,6 (146,6; 181,9)
TDT_{pico} (N·m·s⁻¹)		
1ª repetição	1374 ± 268 (308; 905)	1448 ± 260 (188; 742)
Basal	1286 ± 249 (979; 1592)	1301 ± 249 (989; 1584)
Meio	1309 ± 294 (991; 1610)	1287 ± 239 (930; 1637)
Final	1284 ± 284 (944; 1674)	1264 ± 263 (936; 1591)
Imp_{80%} 0-200 (N·m·s)		
1ª repetição	15,0 ± 3,4 (12,5; 20,0)	15,4 ± 2,9 (12,6; 20,8)
Basal	16,3 ± 3,0 (12,6; 20,1)	16,8 ± 2,9 (12,5; 20,1)
Meio	16,7 ± 2,6 (13,2; 20,4)	16,3 ± 3,1 (12,8; 20,4)
Final	16,7 ± 3,0 (13,4; 20,0)	16,8 ± 4,0 (11,8; 21,8)
Respostas subjetivas		
PSE (u.a.)		
1ª série	6,0 ± 2,0 (4,0; 7,9)	6,0 ± 2,1 (4,0; 7,9)
Basal	6,0 ± 2,0 (3,9; 8,0)	6,0 ± 2,1 (3,9; 8,0)
Meio	6,8 ± 2,3 (4,8; 8,9) [#]	6,4 ± 2,3 (4,3; 8,4) [#]
Final	6,8 ± 2,4 (4,8; 8,9) [*]	6,8 ± 2,5 (4,8; 8,9) [*]

DP, desvio padrão. IC 95%, intervalo de confiança de 95%. T1, sessão de exercício isométrico balístico de alto volume.

T2, sessão de exercício isométrico balístico de baixo volume. PT_{80%}, pico de torque da contração isométrica a 80%.

TDT_{pico}, taxa de desenvolvimento de torque pico durante a contração isométrica a 80% da CIVM, PSE, percepção subjetiva de esforço. u.a., unidades arbitrárias. ^{*}Diferente do basal p<0,005; [#]Diferente do basal p<0,05.

4.3.4 VOLUME E INTENSIDADE DAS SESSÕES DE EXERCÍCIO ISOMÉTRICO BALÍSTICO

Foram observadas diferenças no volume (T1= 14067,6 u.a. vs T2 = 7601,5 U.A., 54%, p<0,001) e intensidade entre as sessões (T1= 1406,7 U.A. vs T2 = 760,1 u.a., 54%, p<0,001, figura 47). Adicionalmente, os valores máximos das cargas utilizadas em T1 (159,9 ± N·m) e T2 (167,4 ± N·m) não apresentaram diferenças entre os protocolos ou tempo (p>0,05).

5 DISCUSSÃO

O presente estudo investigou os efeitos agudos e tardios de duas sessões de exercício isométrico para o aumento da força rápida, realizado de maneira não balística, com distintos volumes (i.e., volumes alto: 10 x 10 ou baixo: 5 x 10), em homens idosos. Para isso, todos os participantes passaram por um período de familiarização quanto aos principais desfechos da pesquisa. De modo geral, não foram detectadas diferenças significativas na fadigabilidade de desempenho dentro e entre as sessões de exercício não balístico de alto e de baixo volumes; contudo, tamanhos dos efeitos relevantes foram também considerados. Por outro lado, independentemente do volume da sessão não balística, significativa elevação no indicador de fadigabilidade percebida avaliado (i.e., PSE) foi observada.

5.1 1ª FASE DO ESTUDO

5.1.1 Respostas à estimulação elétrica

Os resultados da 1ª fase do estudo indicaram que, independentemente do seu volume (i.e., alto ou baixo), as sessões de exercício não balístico não levaram à significativa fadigabilidade de desempenho, quando esta foi avaliada por meio das respostas à estimulação elétrica. Entretanto, não obstante as ausências de significância estatística, as análises das magnitudes das diferenças sugeriram efeitos de magnitudes perceptíveis (COHEN, 1992) na fadigabilidade, em resposta a estímulos elétricos específicos, principalmente na sessão não balística de alto volume comparada com a de baixo volume.

A sessão não balística de alto volume resultou em concomitantes declínios médios na produção das forças de baixa e de alta frequências (i.e., TDb10 e TDb100, respectivamente), o que poderia explicar os menores valores, com um efeito médio, no índice de fadiga (i.e., TDb100/TDb10) após a sessão. Por outro lado, somente o TDb100 apresentou uma redução média na sessão de baixo volume. Além disso, em ambos os *doublets*, os valores foram menores na sessão de alto volume em relação à de baixo volume (efeitos médio e forte para TDb10 e TDb 100, respectivamente). Portanto, em conjunto, esses resultados sugerem que a sessão de alto volume teve um impacto mais expressivo na fadigabilidade das forças de baixa e de alta frequência em comparação a sessão de baixo volume. A avaliação dos *doublets* TDb10 e TDb100 pode fornecer informações sobre a fadigabilidade em unidades motoras de baixa frequência e de alta frequência, respectivamente (MILLET, 2020). Desse modo, a redução na TDb100 em ambas as sessões, parece concordar com os relatos de que durante ações não balísticas, UMs de alta frequência são mais

exigidas (VAN CUTSEM; DUCHATEAU, 2005; VAN CUTSEM; DUCHATEAU; HAINAUT, 1998). Nesses contextos, importa mencionar que as mudanças nas respostas nos *doublets* parecem refletir distintos mecanismos que podem contribuir com a fadiga, embora estes não sejam ainda totalmente claros (ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008; JONES, 1996; MILLET *et al.*, 2011). Propõe-se, por exemplo, que a depressão na força de baixa frequência indicaria uma diminuição na liberação de Ca^{2+} do retículo sarcoplasmático, induzida pelo potencial de ação; enquanto que a depressão na força de alta frequência estaria associada a uma falha na propagação do potencial de ação muscular na superfície da membrana, devido a um acúmulo na concentração de K^+ extracelular (ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008; JONES, 1996).

Considerando esse último mecanismo, as reduções no TDb100 observadas em ambas as sessões, juntamente com a redução média ocorrida na AV após a sessão de baixo volume, poderiam sugerir que as sessões não balísticas alteraram a excitabilidade do sarcolema (ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008; JONES, 1996). Entretanto, nota-se que a magnitude da diferença para a AV entre as sessões de alto e de baixo volume foi pequena. Além disso, o M_{max} , avaliado nos músculos VL e no RF após o exercício não se alterou com a sessão de alto volume e até aumentou fortemente no RF com a sessão de baixo volume. Ademais, em comparação à sessão de alto volume, o M_{max} no RF foi fortemente maior após a sessão de baixo volume. Uma redução na amplitude da onda-M poderia indicar um prejuízo na propagação neuromuscular – i.e., falhas na transmissão neuromuscular e na excitação do sarcolema – e, por conseguinte, pode contribuir para a fadiga muscular (PASQUET *et al.*, 2000; RODRIGUES-FALCES; PLACE, 2018). No entanto, em conjunto nossos resultados sugerem que outros mecanismos, diferentes de uma redução na excitabilidade muscular, poderiam estar envolvidos no declínio na força de alta frequência em resposta às sessões não balísticas realizadas por nossos participantes, o que estaria alinhado com as evidências de que uma grande variedade de fatores atua simultaneamente para auxiliar na redução ou na prevenção da perda da excitação muscular durante o exercício (ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008). Alternativamente, embora os valores da AV na sessão de baixo volume tenha sido consistentes com os relatos na literatura (FERRI *et al.*, 2006; WALKER *et al.*, 2013a), há relatos de que esta variável apresenta grande variabilidade em idosos (YOON *et al.*, 2008).

Reduções no número e na taxa de disparo de UMs, sobretudo a rápida, parecem ocorrer após os 60 anos, com consideráveis magnitudes nos indivíduos mais idosos (~80 anos) (MCNEIL *et al.*, 2005; TOMLINSON; IRVING, 1977; STALBERG *et al.*, 1989; ROOS *et al.*, 1997). No envelhecimento, não obstante o aumento nas taxas de disparo nas UMs sobreviventes, como uma adaptação fisiológica à perda de UMs, o declínio na força muscular pode não ser atenuado (ROOS *et al.*, 1997). Assim, no presente estudo, a fatigabilidade na produção de força de alta frequência induzida por ambas as sessões de exercício – e em similares magnitudes – poderia sugerir que,

embora relativamente não fatigante, o treinamento de força não balístico, independentemente do volume, tem o potencial para estimular e, assim, manter/prolongar a funcionalidade de UMs rápidas e, desse modo, favorecer a produção de força rápida em indivíduos idosos (SALE, 1987).

O *Tsimples* diminuiu, com um efeito médio, após a sessão não balística de alto volume e foi fortemente menor em comparação à sessão de baixo volume. A avaliação da fadigabilidade por meio da estimulação elétrica podem indicar alterações que afetam a transmissão do potencial de ação desde o SNC até a periferia dos músculos (GANDEVIA, 2001; JONES, 1996). Contudo, mudanças na cinética intracelular do Ca^{2+} e o acúmulo de certos metabólitos, especialmente o do P_i – cujo aumento nas concentrações na fibra muscular tem sido associado principalmente a reação da creatina quinase – são mecanismos intramusculares que também podem contribuir na fadiga induzida por contrações rápidas e repetidas (ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008; BIGLAND-RITCHIE, 1981; WESTERBLAD; DAHLSTEDT; LÄNNERGRÉN, 1998). Propõe-se que relativa redução na resposta do *Tsimples* possivelmente resulta da diminuição na liberação de Ca^{2+} induzida pelo P_i . Além disso, há evidências de que o acúmulo P_i pode atenuar a sensibilidade miofibrilar ao Ca^{2+} e prejudicar a produção de força nas pontes cruzadas o que, portanto, poderia contribuir no declínio do *Tsimples* (ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008; FITTS, 1994; WESTERBLAD; DAHLSTEDT; LÄNNERGRÉN, 1998).

No presente estudo, efeitos médios ocorreram tanto com relação ao aumento no $T_{1/2r}$ após a sessão não balística de alto volume como à diminuição nesta variável após a sessão de baixo volume. Adicionalmente, a magnitude da diferença entre as sessões não balísticas sugeriu que o $T_{1/2r}$ foi maior (efeito médio) com a sessão de alto volume comparada à de baixo volume. Evidências sugerem que o aumento no $T_{1/2r}$ associado à fadiga induzida por contrações rápidas e repetidas seja principalmente devido à uma redução na captação de Ca^{2+} pelas bombas de Ca^{2+} do retículo sarcoplasmático, causada pelo declínio nas concentrações de ATP e de fosfocreatina na fibra muscular (ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008; FITTS, 2008).

5.1.2 Força máxima voluntária e ativação muscular

A 1ª fase do estudo também investigou as manifestações agudas e tardias da fadigabilidade de desempenho após as sessões de exercício não balístico de alto e de baixo volumes por meio da quantificação da força máxima (PT) (ENOKA; DUCHETEAU, 2016). Adicionalmente, a avaliação da atividade elétrica do músculo (sEMG) nos permitiu inferir sobre o quanto as mudanças no aporte neural influenciou a capacidade de produção de força muscular (GANDEVIA, 2001).

A recuperação do PT após o exercício parece ter sido transitoriamente melhor na sessão não balística de baixo volume. Enquanto as magnitudes das diferenças entre o % PT em 1, 3 e 8 min

vs. imediatamente após (pós) variaram de trivial a pequena na sessão de alto volume, em contrapartida, a % PT após a sessão de baixo volume foi mais elevada, com efeitos médios, em 1 min (+7%) e 3 min (+9%) em comparação ao pós.

Na sessão de alto volume, o %RMS_{RF} mostrou uma discreta redução em 1 min (-9%; $d = -0,58$), seguida de uma média redução em 3 min (-15%) e de um médio aumento em 8 min (+8%). Embora o recrutamento de UMs não possa ser inferido por mudanças na amplitude no sEMG (VIGOTSKY; OGBORN; PHILLIPS, 2016), em conjunto estes resultados poderiam sugerir que a sessão de alto volume resultou em uma redução no recrutamento de UMs de alta frequência, nos primeiros 3 minutos da recuperação e um subsequente recrutamento dessas UMs, a fim de auxiliar na manutenção da força (VIGOTSKY; OGBORN; PHILLIPS, 2016). Na sessão de baixo volume, é interessante notar que as respostas dos valores ativação muscular (%RMS) nos músculos avaliados foram similares entre os momentos após a sessão, exceto para o %RMS_{RF} em 8 min, quando este foi maior (+11%; efeito médio) em comparação ao pós. Este aumento no %RMS_{RF} em 8 min, na sessão de baixo volume, parece estar alinhado com as respostas do %PT, quando os valores desta variável mostrou, em comparação pós, uma atenuação em 8 min sequencialmente a relevantes aumentos em 1 e 3 min (VIGOTSKY; OGBORN; PHILLIPS, 2016). Além disso, sugerimos que as reduções nos valores do %RMS_{RF} na sessão de alto volume, em 1 e 3 min em comparação ao pós, poderiam explicar, ao menos em parte, os menores valores, com efeitos médios, para o %RMS_{RF} na sessão de alto volume vs. de baixo volume em 1 min (86% vs. 90%, respectivamente) e 3 min (80% vs. 91%, respectivamente).

5.1.3 Taxa de desenvolvimento de torque e impulso

O envelhecimento tem sido associado a um declínio acentuado na produção de força rápida; portanto, a necessidade de gerar força rápida, durante a realização das tarefas diárias, pode contribuir com a manifestação da fadiga em idosos (CHRISTIE; SNOOK; KENT-BRAUN, 2011; ORSSATTO et al., 2018). Embora a avaliação da redução na capacidade do músculo produzir força máxima seja um método bem-conceituado para aferir a fadigabilidade de desempenho, esta análise pode não ser sensível para verificar fadigabilidade de ações musculares rápidas (D'EMANUELLE et al., 2020). Assim sendo, no estudo I, a fadigabilidade de performance foi também avaliada por meio da TDT durante a CIVM bem como durante a contração a 80% da CIVM (i.e., TDT_{100%} e TDT_{80%}, respectivamente). Para assegurar a qualidade na execução dos protocolos, todos os participantes foram submetidos a um criterioso período de familiarização, onde atingiram satisfatórios índices de reprodutibilidade, confiabilidade e sensibilidade nas análises tanto durante a

CIVM (AAGAARD et al., 2002) quanto durante a contração a 80% da CIVM (ver resultados no capítulo I), conforme recomendado na literatura (MAFFIULETTI et al., 2016).

Estudos anteriores sugeriram que investigar a TDT segundo uma escala de amplitude de força pode informar sobre importantes mudanças nas características da iniciação do movimento e da rapidez na produção de força (VAN CUTSEM; DUCHATEAU, 1998; BELLUMORI; JARIC; KNIGHT, 2011). Essa abordagem de avaliação da TDT se fundamenta na observação de que a execução de séries de contrações isométricas em diferentes ângulos/comprimentos musculares e com instruções para gerar força o mais rapidamente possível evidencia que os picos de força alcançados são fortemente correlacionados com as TDT picos correspondentes. Desta forma, a inclinação desta relação quantifica até que ponto a TDT ascende com o pico de força em contrações isométricas rápidas (VAN CUTSEM; DUCHATEAU, 1998; BELLUMORI; JARIC; KNIGHT, 2011). A TDT em escala tem sido considerada um método interessante para comparar indivíduos e populações, quanto aos determinantes neuromusculares subjacentes à produção da força rápida, e, além disso, independe da força máxima e, conseqüentemente, do tamanho do grupo muscular de interesse (BELLUMORI *et al.*, 2011). Até onde sabemos, este foi o primeiro estudo que, em um desenho randomizado e cruzado, avaliou a fadigabilidade de desempenho por meio de uma discreta escala de dois níveis de TDT (i.e., TDT_{80%} e TDT_{100%}) em idosos submetidos a duas sessões de exercício não balístico.

A medida da TDT_{80%} em cada contração, no presente estudo, permitiu a quantificação da capacidade do idoso produzir rapidamente força submáxima (BELLUMORI; JARIC; KNIGHT, 2011). A importância de avaliar a capacidade de produção de força rápida durante contrações máximas ou submáximas advém da necessidade do idoso executar uma variedade de tarefas diárias. Por exemplo, há idosos que realizam tarefas domésticas que exigem da capacidade de produzir força (e.g., levantar de uma cadeira, carregar objetos etc.) (Da SILVA et al., 2018) e agilidade (e.g., subir e descer escadas, reequilibrar de um escorregão etc.) (BUTLER et al., 2002). Além disso, muitos idosos estão ainda inseridos no mercado de trabalho, onde a exigência de força e agilidade são aspectos típicos e diversas atividades laborais.

Além de fatores neuromusculares, a TDT pode refletir aspectos musculares morfológicos, bioquímicos e mecânicos, incluindo a cinética do Ca²⁺, o tipo de fibra muscular, a velocidade de encurtamento da fibra e propriedades elásticas da unidade músculo-tendão (ANDERSEN, AAGAARD, 2006; MAFFIULETTI *et al.*, 2016). Segundo Folland *et al.* (2014), a análise sequencial da TDT em intervalos de tempo consecutivos pode ser útil para distinguir qualquer mudança na contribuição dos determinantes neurais e contráteis. Durante os primeiros 50 ms de contração rápida, a TDT parece ser influenciada principalmente pelo aporte neural e, em menor extensão, pelo processo inicial de ativação (i.e., a liberação, difusão e ligação do Ca²⁺ e o início do

ciclo das pontes cruzadas) (AAGAARD *et al.*, 2002b; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014a; JOSEPHSON; EDMAN, 1998). As propriedades contráteis intrínsecas do músculo foram descritas como o principal determinante da fase seguinte, a TDT 50–100 ms. As informações a respeito da morfologia muscular possibilitam inferências a respeito do material contrátil (STÅLBERG *et al.*, 1989). Assim sendo, diferenças entre a quantidade de material contrátil entre os participantes do estudo poderiam ter influenciado a capacidade de produção de força rápida (COSSICH; MAFFIULETTI, 2020). No entanto, as avaliações prévias evidenciaram pequena variabilidade da AST_{QM} do grupamento muscular avaliado ($CV=14,8\%$, Tabela 2). Subsequentemente, (> 100 ms), quando a ativação neural pode ser alta/máxima, a TDT parece se tornar mais dependente de mecanismos estruturais, como comprimento do fascículo e espessura do músculo (AAGAARD *et al.* 2002; FOLLAND *et al.* 2014; MAFFIULETTI *et al.* 2016; ANDERSEN, AAGAARD, 2006). Portanto, as janelas mais breves da TDT (≤ 100 ms) forneceriam informações a respeito do aporte neural, enquanto as janelas tardias (> 100 ms) informariam sobre o componente contrátil (MAFFIULETTI *et al.*, 2016).

Desse modo, apesar de, no presente estudo, não terem sido encontradas diferenças significativas para as avaliações realizadas durante a CIVM, em nenhuma das janelas investigadas, as análises do tamanho do efeito sugeriram que as alterações na produção da força rápida induzidas pelas sessões não balísticas podem ter envolvido mudanças distintas na contribuição dos determinantes da TDT, o que em parte poderia explicar os diferentes resultados intra e entre as sessões (FOLLAND *et al.* 2014), conforme os aspectos das comparações considerados. Nota-se, por exemplo, que, 3 min após a sessão de baixo volume, a $TDT_{100\%}$ diminuiu (efeitos médios) em relação ao pós na janela 50-100 ms e, em seguida, aumentou na janela 100-200 ms. Já nas comparações entre as sessões, 3 min após a sessão de baixo volume, a $TDT_{100\%}$ foi diminuiu (efeitos médios) nas janelas 0-100, 0-200 e 50-100 ms. Já a $TDT_{80\%}$, na sessão de alto volume, apresentou reduções médias, nas janelas 0-50, 0-100 e 0-200 ms, havendo, porém, um aumento médio na janela 50-100 ms, que se manteve em 3 e 8 min após a sessão. Reduções relevantes na $TDT_{80\%}$ ocorreram somente nas janelas 0-50 e 0-100 em 3 min após a sessão de alto volume vs. de baixo volume. Efeitos relevantes também foram observados, porém com muito menor frequência, tanto para a $normTDT_{100\%}$, como para a $normTDT_{80\%}$ em 1 e 8 min após ambas as sessões, (Apêndice Q). Entretanto, vale ressaltar que quando as TDTs foram normalizadas pelo pico de torque isométrico máximo avaliado durante a CIVM ou a 80% CIVM várias das mudanças citadas acima não ocorreram, restando apenas poucos efeitos relevantes (Apêndice V). Este último achado parece indicar que o impacto das sessões balísticas na TDT (não normalizada) envolveu principalmente mecanismos relacionados à força máxima (AAGAARD *et al.*, 2002b). Contudo, reduções notadamente relevantes na $normTDT_{100\%}$, em especial, parecem ter evidenciado um maior

nível de fadiga particularmente associada a mecanismos neurais imediatamente após e em 8 min após na sessão de alto volume em comparação a de baixo volume (FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014b; MAFFIULETTI *et al.*, 2016). O que parece estar alinhado com os achados nos estímulos elétricos do presente estudo.

Já para o Imp_{100%}, o efeito da sessão variou de trivial/negligível a pequeno, independentemente da janela considerada e do volume da sessão. Já nas comparações entre as sessões, o Imp_{100%} em 3 min foi maior (efeitos médios) após a sessão de alto volume, nas janelas 0-200 e 100-200 ms. O Imp_{80%} apresentou em 1 e 3 min efeitos médios e fortes/grandes após *vs.* pré em todas as janelas avaliadas na sessão de alto volume; enquanto que, na sessão de baixo volume, reduções médias ou fortes ocorreram em 3 min, na janela 0-50 e na janela 100-200 ms.

Portanto, no presente estudo, no geral, parece que o impacto negativo das sessões de exercício não balístico nas respostas da TDT e do impulso foi mais evidente: (i) na TDT_{80%} (janelas até 0-200 ms) e no Imp_{80%} (em todas as janelas); principalmente (ii) na sessão de alto volume e (iii) em 1 e 3 min após a sessão. Ademais, em conjunto, nossos resultados poderiam sugerir que o exercício isométrico não balístico influencia de formas distintas a fadigabilidade de desempenho quando esta é avaliada por meio da TDT ou do impulso, assim como, conforme o volume da sessão, o degrau avaliado na escala da TDT, o decurso de tempo após o exercício e as janelas temporais consideradas. Neste último sentido, é possível que o exercício não balístico afete de maneira igualmente diferenciada os principais determinantes da TDT nas janelas sequenciais de tempo (AAGAARD *et al.* 2002; ANDERSEN, AAGAARD, 2006; FOLLAND *et al.* 2014; JOSEPHSON *et al.* 1998).

5.1.4 Respostas subjetivas pós-protocolos

A avaliação da fadigabilidade percebida por meio da PSE é um método largamente utilizado, inclusive em populações idosas (ALLMAN; RICE, 2003; BERGH *et al.*, 2000; DA SILVA-GRIGOLETTO *et al.*, 2013; DELLO IACONO; MARTONE; HAYES, 2020; HADDAD *et al.*, 2017; ORSSATTO *et al.*, 2018; VIEIRA *et al.*, 2014b). No presente estudo, a fadigabilidade percebida aumentou em ambas as sessões, mas foi similar entre as sessões (Figura 44). Portanto, uma vez que vários dos indicadores de fadigabilidade de desempenho foram mais negativamente afetados pela sessão não balística de alto volume, esses resultados parecem ressaltar a possibilidade de discordâncias quanto à magnitude entre os dois aspectos da fadiga (ENOKA; DUCHATEAU, 2016; KLUGER; KRUPP; ENOKA, 2013).

Embora o aumento da PSE, após sessões de exercício não balístico, os valores encontrados foram menores que os observados em outros estudos com idosos após uma sessão de TF com foco

em hipertrofia ou força (ORSSATTO *et al.*, 2018) e depois de um período de treinamento voltado para a potência muscular (BEZERRA *et al.*, 2018); contudo concordaram com aqueles relatados por idosos após a realização de um protocolo de treino em *cluster* (DELLO IACONO; MARTONE; HAYES, 2020). Diferentes fatores, tais como a amplitude do movimento durante as ações musculares excêntricas e concêntricas (CAFARELLI, 1954), a velocidade da ação muscular (ESTON; EVANS, 2009) e o tamanho da massa muscular (AL-RAHAMNEH; ESTON, 2011), poderiam explicar as diferenças entre o presente estudo e os demais supracitados (ORSSATTO *et al.*, 2018; BEZERRA *et al.*, 2018).

Vale a pena ressaltar que todos os participantes do presente estudo já haviam sido previamente familiarizados com o método e o instrumento empregados para a avaliação da PSE (DA SILVA-GRIGOLETTO *et al.*, 2013). Contudo, não obstante a alta reprodutibilidade e confiabilidade dos resultados obtidos, deve-se ter cautela quanto a conclusões a serem assumidas a partir do autorrelato da fadiga percebida por idosos. Em um estudo de Vieira *et al.*, (2014) constataram que algumas mulheres idosas apresentaram dificuldades em perceber, associar e relatar as mudanças no esforço durante o exercício com base na escala de PSE de Borg (VIERA *et al.*, 2014; BORG, 1954).

5.2 2ª FASE DO ESTUDO

O monitoramento do treinamento é uma das estratégias mais reconhecidas como peça-chave em evitar lesões bem como condições de fatigabilidade, *overreaching* e *overtraining* (BORRESEN; LAMBERT, 2009; BOURDON *et al.*, 2017; HADDAD *et al.*, 2017). Esse é um método que, por meio de avaliações de variáveis mecânicas e de percepção subjetiva de esforço, permite que se controle, com uma melhor qualidade, o volume e a intensidade do treino. No estudo II, as variáveis mecânicas utilizadas quantificam a força submáxima, a força rápida e o trabalho mecânico exercido durante uma contração. O acompanhamento dessas variáveis permite avaliar o quão exigente a sessão de treino é para o sistema musculoesquelético (BORRESEN; LAMBERT, 2009; BOURDON *et al.*, 2017). Portanto, o objetivo do estudo II foi comparar as mudanças nos desfechos mecânicos, $PT_{80\%}$, TDT_{pico} e $Imp_{80\%}$, e na percepção subjetiva de esforço (i.e., PSE) em resposta as sessões de exercício não balístico. Os resultados aqui apresentados confirmaram a nossa hipótese inicial, apontando que não houve alterações significativas das variáveis mecânicas estudadas, porém, ambas as sessões provocaram aumentos significativos da resposta subjetiva ao esforço.

5.2.1 Monitoramento e controle de carga

O comportamento dos valores de $PT_{80\%}$, TDT_{pico} e $Imp_{80\%}$ entre as sessões e entre as repetições indica que todos os participantes treinaram na faixa pré-estabelecida (i.e., $\geq 80\%$ da CIVM), o que sugere que a intenção de qualidade do estímulo induzido pelo exercício foi atingida e mantida até o final das sessões. No entanto, os volumes com distintos números de repetições (i.e., T1 100 rep vs. T2 50 rep) das sessões de exercício isométrico não balístico unilateral não se refletiram em reduções das variáveis mecânicas em idosos saudáveis e fisicamente ativos, apesar da evidência de uma alta demanda energética para se produzir repetidos esforços submáximos (VAN DER ZEE; KUO, 2021). Esses achados concordam com os de estudos anteriores, que avaliaram desfechos mecânicos após sessão de TF orientado para potência em idosos treinados (DA SILVA 2020; DELLO IACONO; MARTONE; HAYES, 2020). Diversos aspectos devem ser considerados durante o monitoramento de uma sessão voltado a força rápida, incluindo: programa de TF, carga a ser utilizada, velocidade do movimento, especificidade, adaptação, progressão, individualização e manutenção (KRAEMER.; NEWTON, 2000; KRAEMER; RATAMESS, 2004). Para alcançar o sucesso, evitar o platô e a monotonia, recomenda-se a periodização do treino em termos de objetivos a serem alcançados, segundo os pontos fracos do indivíduo (KRAEMER; RATAMESS, 2004). Nesses sentidos, a efetividade do programa passa pela escolha das diversas variáveis agudas inerentes a uma sessão de treino (KRAEMER; RATAMESS, 2004), pois cada variável afeta em diferentes níveis o estímulo ao exercício (BIRD; TARPENNING; MARINO, 2005). As respostas mecânicas agudas aos exercícios de TF foram propostas como estímulos importantes para as adaptações neurais e morfológicas associadas a um programa de TF (CREWETHER; CRONIN; KEOGH, 2006). Portanto, foi proposto que adaptações específicas podem ser alcançadas por meio da manipulação de variáveis agudas da programação, incluindo a intensidade e o volume dos exercícios, os períodos de recuperação entre os exercícios e a velocidade de repetição (CRONIN; CREWETHER, 2004; KRAEMER; RATAMESS, 2004).

Na 2ª fase do estudo, as variáveis mecânicas analisadas durante as sessões de alto e de baixo volumes forneceram informações a respeito da manutenção da força, aceleração e trabalho durante cada contração (MAFFIULETTI *et al.*, 2016). De acordo com os resultados, em ambas as sessões de exercícios não balísticos, os idosos foram capazes de manter os níveis de força e de aceleração previamente programados (Tabela 12, Figura 45). A capacidade de manter força e aceleração durante exercícios não balísticos vai ao encontro de trabalhos anteriores que buscaram comparar possíveis diferenças mecânicas entre exercícios balísticos e não balísticos (LAKE *et al.*, 2012; MOIR *et al.*, 2018; NEWTON *et al.*, 1997). Neste estudo, assumimos que o intervalo de descanso entre as contrações não balísticas (2 s) poderia reduzir a taxa de depleção do ATP e

favorecer em parte a regeneração da creatina fosfato (BAKER; MCCORMICK; ROBERGS, 2010). Durante exercícios balísticos, a velocidade de execução e a duração do tempo de aceleração são maiores em comparação com exercícios não balísticos, o que pode ter implicado na não ocorrência de fadiga na sessão de baixo volume, conforme tem sido especulado (FROST; CRONIN; NEWTON, 2010). Entretanto, a execução do exercício não balístico de alto volume resultou em uma gama de desfechos de magnitude relevante, que, provavelmente, se refletiram na fatigabilidade percebida. Contudo, a manutenção da TDT_{pico} – que implica diretamente sob a aceleração do segmento partindo de um ponto de repouso – bem como do $Imp_{80\%}$ (AAGARD *et al.*, 2002), ao longo de todas as séries das sessões de alto e de baixo volumes, parecem ter sido resultados positivos, por serem importantes para o estímulo de exercícios orientados para o aumento da força rápida (PAREJA-BLANCO *et al.*, 2014).

5.2.2 Respostas subjetivas durante os protocolos

Os desfechos de fatigabilidade percebida (i.e., PSE) demonstraram aumentos significativos, porém com padrões distintos, em ambas as sessões balísticas (Figura 46). A sessão de alto volume resultou em um aumento de 14% na PSE após as cinco primeiras séries – mantendo esse nível até o final –, o que equivaleu ao dobro do aumento da PSE na metade da sequência de cinco séries, na sessão de baixo volume. Somente ao final da quinta série, os aumentos foram semelhantes entre as sessões.

Não obstante diferenças entre respostas subjetivas sejam esperadas, os índices de PSE encontrados entre os momentos pré vs pós “1ª fase” e durante a sessão “2ª fase” (~6,4 u.a.) estão em conformidade com aqueles observados durante sessões de exercício enfocadas no ganho de potência muscular em idosos (~6,5 - 8,4 u.a, DELLO IACONO; MARTONE; HAYES, 2020; da SILVA, 2020). Embora vários fatores inerentes ao protocolo do exercício empregado (e.g., amplitude do movimento, velocidade da contração e tamanho da massa muscular) influenciem a PSE (AL-RAHAMNEH; ESTON, 2011; CAFARELLI, 1954; ESTON; EVANS, 2009), a semelhança dos nossos resultados com os de Dello Iacono *et al.*, (2020) foi surpreendente. Enquanto nosso estudo utilizou exercícios isométricos de caráter não balístico no aparelho de extensão de joelhos em idosos fisicamente ativos e sem experiência em TF, Dello Iacono *et al.*, (2020) empregaram o exercício de agachamento em idosos fisicamente ativos com experiência em TF.

Outro importante achado da 2ª fase do estudo foi o efeito platô da PSE ocorrido durante ambas as sessões não balísticas (Figura 45 a-b), uma vez que estudos anteriores relataram que durante exercícios submáximos a PSE aumenta de forma linear em função do tempo de duração total do exercício (CREWE; TUCKER; NOAKES, 2008; FAULKNER; PARFITT; ESTON, 2008;

da SILVA, 2020). Contudo, de acordo com Allman e Rice (2003), apesar de idosos elevarem a PSE em resposta a uma sessão de exercício isométrico, isso não é impeditivo para que se mantenha habilmente a ativação voluntária. Esse resultado pode ter ocorrido devido à natureza dos exercícios não balísticos prescritos no estudo bem como pelo fato de que os idosos, com seus próprios repertórios cognitivos, conseguem lidar e suportar exercícios de alta intensidade ($\geq 80\%$ da CIVM) e de curta duração (~ 75 s) (HALL; EKKEKAKIS; PETRUZZELLO, 2005).

Adicionalmente, a PSE é considerada um método eficaz em quantificar a relação do declínio na produção de força com a fatigabilidade (WHITTAKER; SONNE; POTVIN, 2019). No entanto, infelizmente, associações entre essas variáveis não puderam apropriadamente ser examinadas, no presente estudo, devido ao pequeno número de participantes. Além disso, é necessário cautela com as conclusões sobre a avaliação da PSE em idosos, pois apesar de terem sido familiarizados com a escala, a PSE pode não ser tão precisa e confiável para monitorar o esforço subjetivo em idosos (VIEIRA *et al.*, 2014a).

5.2.3 Volume e intensidade das sessões

Diferentes volumes, intensidades e velocidade da ação muscular podem levar distintos padrões de aporte neural (DESMEDT; GODAUX, 1978; VAN CUTSEM; DUCHATEAU; HAINAUT, 1998) e morfológicos (PELTONEN *et al.*, 2017, 2018). Byrne e colaboradores (2016) recomendam que TF de foco no ganho de potência muscular em idosos deve ser um treino simples, com a intenção de realizar o movimento muscular rápido e de baixo volume. No estudo II, apesar da diferença (2x mais) no volume e na intensidade entre as sessões balísticas, os valores de $PT_{80\%}$, TDT_{pico} e $Imp_{80\%}$ foram semelhantes entre as sessões de alto e de baixo volumes. Esses resultados parecem concordar com as evidências de que o volume programado (1 ou 3 séries) parece não estar diretamente relacionado à diferentes incrementos de desfechos mecânicos relacionados aos mecanismos potencializadores da potência muscular (RADAELLI *et al.*, 2018) e da massa muscular em mulheres idosas (RADAELLI *et al.*, 2019). Entretanto, em recente revisão sistemática, foi concluído que o treinamento de potência com um alto volume pode aumentar a resistência na realização de força rápida de alta intensidade repetidamente (NATERA; CARDINALE; KEOGH, 2020).

Considerando a resposta da PSE durante o exercício (2ª fase do estudo), somada as alterações agudas e tardias nas variáveis neuromusculares e na PSE (1ª fase do estudo), em ambas as sessões não balísticas, pode-se concluir que o exercício isométrico não balístico induziu à instauração de transitória fatigabilidade de desempenho e a percebida, independentemente do volume. Desse modo, supomos que tais respostas associadas às sessões possivelmente

representaram aspectos do potencial do método não balístico para estimular respostas adaptativas neurais e mecânicas, incluindo a melhora na força rápida (BALSHAW *et al.*, 2016; TILLIN; FOLLAND, 2012; 2014). Contudo, importa destacar que a sessão de alto volume induziu a maiores expressões de indicadores da fadigabilidade de desempenho em comparação à de volume baixo (Apêndices J-L). Assim sendo, é possível que ambas as sessões de exercício não balístico, sobretudo a de volume alto, tenham promovido condições para a quebra da homeostase que poderão, após um adequado período de recuperação, contribuir na indução de adaptações musculares (KOMI, 1975; 1984; 1986; SELYE, 1936; 1976; YAKOVLEV, 1975).

5.3 LIMITAÇÕES DOS ESTUDOS

Esse estudo não é isento de limitações. Primeiramente, destaca-se o fato de que o baixo número de participantes pode ter ocasionado o erro do tipo II (β). Alternativamente, realizamos a estatística do tamanho do efeito, como uma forma de inferir sobre a magnitude das diferenças, de uma forma independente do tamanho da amostra. Contudo, a baixa precisão dos intervalos de confiança sugere cautela na generalização dos resultados aqui observados. Reforçamos que, apesar de 13 idosos terem sido selecionados para a participação na pesquisa, infelizmente, fomos constringidos à paralisação dos experimentos devido à situação da pandemia da Covid-19.

Uma segunda limitação é o possível efeito *carryover*, típico no desenho randomizado cruzado; contudo, as nossas análises de sensibilidade demonstraram não ter ocorrido este tipo de viés. Por exemplo, entre as comparações basais (mecânicas e estimuladas) não foram verificadas diferenças significativas, ou seja, o período de *washout* (17 dias no presente estudo) parece ter sido suficiente para evitar o efeito *carryover*. Finalmente, outra limitação do presente estudo foi a realização de protocolo isométrico não balístico de alto e de baixo volumes, de maneira unilateral e em aparelho de extensão de joelhos. Isso limita a generalização para outros exercícios convencionais ao TF de membros inferiores. Entretanto, o exercício isométrico não balístico produz uma ampla gama de adaptações funcionais com aumentos na força rápida – em especial nas janelas breves e tardias – e máxima devido às adaptações neurais, mesmo em curto tempo de exercício. De qualquer modo, ressaltamos que esse estudo foi pioneiro na avaliação da fadigabilidade em idosos fisicamente ativos e sem experiência prévia em TF, por meio de um protocolo randomizado e cruzado.

6 CONCLUSÃO

O presente estudo demonstrou, pela primeira vez, que uma sessão de exercício isométrico não balístico com alto volume promoveu maior fadigabilidade de desempenho em comparação com uma sessão com baixo volume em homens idosos fisicamente ativos. Ademais, as mudanças no padrão de ativação muscular observado após ambas as sessões parecem ter representado uma estratégia neural para restaurar/manter a capacidade máxima de produção de força muscular. Apesar disso, comprometimentos transitórios na capacidade de produção de força rápida foram observados principalmente após a sessão de alto volume, realizada a 80% da CIVM. Por outro lado, apesar do incremento na fadigabilidade percebida durante ambas as sessões, a curva dos tempos analisados demonstrou um platô, o que sugere que os idosos mantiveram o padrão mecânico satisfatório para o engajamento em um programa de treinamento orientado para força rápida. Dessa forma, os estímulos neuromusculares agudos induzidos pela sessão não balística, especialmente a de volume alto, pareceram ter aberto janelas de adaptação, visto que repostas neuromusculares específicas e de percepção do esforço foram desafiadas, em conformidade com a síndrome da adaptação geral e o princípio da supercompensação. Portanto, de modo geral, o estudo forneceu evidências que poderão contribuir na programação do treinamento para o desenvolvimento da força rápida em idosos, motivando à prescrição de um método de exercício com o potencial para promover estímulos suficientes para aumento da força rápida, mas que provoca um relativamente baixo nível de fadiga.

7 PERSPECTIVAS E APLICAÇÕES PRÁTICAS

O exercício isométrico não balístico, programado sob dois distintos volumes aqui apresentados, demonstraram pouca fatigabilidade periférica e subjetiva. Portanto, o presente estudo, demonstra como, o exercício não balístico, é seguro e eficaz para ser inserido no contexto do treinamento físico orientado para aumento da força rápida em idosos. No entanto, todo o processo que envolve um programa de treinamento, seja para um atleta ou para um idoso, é uma tarefa árdua por conta de todo o constructo dos Princípios do Treinamento. Dessa forma, esperamos que nossos resultados possam ser corroborados em futuros estudos, e que pesquisas adicionais sejam realizadas para investigar os efeitos do exercício/treinamento isométrico não balístico em desfechos de fatigabilidade em idosos bem como em populações de idosos algum tipo de acometimento osteomioarticular (e.g., artrite, artrose). Pois, apesar do tipo de ação muscular envolvida no exercício não balístico, ele tem menor fase de aceleração em comparação com exercícios balísticos amplamente utilizados.

Profissionais da área da saúde, especialmente profissionais de educação física e fisioterapeutas que estejam frente a uma pequena janela de intervalo entre competições, ciclos de treinamento e prevenção/reabilitação, poderiam adequar dentro do programa uma sessão com exercícios não balísticos em conjunto com exercícios balísticos. Dessa forma, o cliente/paciente (dentro da sala de musculação, clubes ou clínicas desportivas) experienciarão uma ampla gama de movimentos progressivos, integrados, em vários planos com cargas e velocidades.

É difícil se mover rápido e gerar força, especialmente idosos, mas por exemplo, uma sessão de exercícios com o *medicine ball*, começa a expor o indivíduo a velocidades e cargas semelhantes às que eles experimentarão ao longo do dia. Idosos desenvolvem suas tarefas domésticas cotidianas utilizando repetidas vezes a sua capacidade de gerar força máxima e rápida (e.g., armazenar itens comprados no supermercado, mover móveis do lugar para limpeza, agachar para buscar algo ao chão...). Por isso, elaborar sessões de exercícios não balísticos para idosos induziria a melhora da ligação cinética dos segmentos corporais aumentando assim a capacidade de gerar e transferir força através do corpo.

REFERÊNCIAS

AAGAARD, P. *et al.* Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology*, v. 93, n. 4, p. 1318–1326, 2002a. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12235031/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

AAGAARD, P. *et al.* Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology*, v. 93, n. 4, p. 1318–1326, 2002b.

AAGAARD, P. *et al.* Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: strength training as a countermeasure. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, v. 20, n. 1, p. 49–64, fev. 2010. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20487503/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

AHTIAINEN, J.P. *et al.* Acute hormonal responses to heavy resistance exercise in strength athletes versus nonathletes. *Canadian journal of applied physiology = Revue canadienne de physiologie appliquee*, v. 29, n. 5, p. 527–43, out. 2004. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15507691>>. Acesso em: 29 jan. 2019.

AHTIAINEN, J.P. *et al.* Panoramic ultrasonography is a valid method to measure changes in skeletal muscle cross-sectional area. *European journal of applied physiology*, v. 108, n. 2, p. 273–9, 24 jan. 2010. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s00421-009-1211-6>>. Acesso em: 21 fev. 2019.

AL-RAHAMNEH, H.Q.; ESTON, R.G. Prediction of peak oxygen consumption from the ratings of perceived exertion during a graded exercise test and ramp exercise test in able-bodied participants and paraplegic persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 92, n. 2, p. 277–283, fev. 2011. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21272725/>>. Acesso em: 14 out. 2021.

ALCAZAR, J. *et al.* The Force-Velocity Relationship in Older People: Reliability and Validity of a Systematic Procedure. *International Journal of Sports Medicine*, v. 38, n. 14, p. 1097–1104, 10 dez. 2017. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29126339>>. Acesso em: 6 fev. 2019.

ALFIERI, F.; LEITE DE MORAES, M.C. Envelhecimento e o controle postural. *Saúde Coletiva*, v. 4, n. 19, p. 30–33, 2008.

ALLEN, D. G.; LAMB, G. D.; WESTERBLAD, H. *Impaired calcium release during fatigue. Journal of Applied Physiology*. [S.l.]: J Appl Physiol (1985). Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17962573/>>. Acesso em: 27 set. 2021. , jan. 2008

ALLMAN, B.L.; RICE, C.L. Neuromuscular fatigue and aging: Central and peripheral factors. *Muscle and Nerve*, v. 25, n. 6, p. 785–796, 2002.

ALLMAN, B.L.; RICE, C.L. Perceived exertion is elevated in old age during an isometric fatigue task. *European Journal of Applied Physiology*, v. 89, n. 2, p. 191–197, 2003. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12665984/>>. Acesso em: 8 out. 2021.

AMARANTE DO NASCIMENTO, M. A. *et al.* Resistance training with dietary intake maintenance increases strength without altering body composition in older women. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, v. 58, n. 4, p. 457–464, 2018.

ANDERSEN, L.L. *et al.* Early and late rate of force development: Differential adaptive responses to resistance training? *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, v. 20, n. 1, p. 162–169, 2010.

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, n. 1, p. 46–52, 2006.

ANIANSSON, A. *et al.* Muscle morphology, enzymatic activity, and muscle strength in elderly men: a follow-up study. *Muscle & nerve*, v. 9, n. 7, p. 585–591, 1986. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3762579/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

APPLEBY, B.; NEWTON, R.U.; CORMIE, P. Changes in strength over a 2-year period in professional Rugby Union players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2012.

BAECHELE, T.R.; EARLE, R.W. *Essentials of Strength Training and Conditioning: National Strength and Conditioning Association | Amazon.com.br*. [S.l.]: Human Kinetics Publishers, 2008. Disponível em: <<https://www.amazon.com.br/Essentials-Strength-Training-Conditioning-Association/dp/0736058036>>. Acesso em: 27 set. 2021.

BAKER, J.S.; MCCORMICK, M.C.; ROBERGS, R.A. Interaction among skeletal muscle metabolic energy systems during intense exercise. *Journal of Nutrition and Metabolism*, v. 2010, p. 1–13, 2010. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21188163/>>. Acesso em: 14 out. 2021.

BALACHANDRAN, A. *et al.* High-speed circuit training vs hypertrophy training to improve physical function in sarcopenic obese adults: A randomized controlled trial. *Experimental Gerontology*, v. 60, p. 64–71, dez. 2014. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25281504>>. Acesso em: 6 mar. 2019.

BALSHAW, T.G. *et al.* Training-specific functional, neural, and hypertrophic adaptations to explosive- vs. sustained-contraction strength training. *Journal of Applied Physiology*, v. 120, n. 11, p. 1364–1373, 2016. Disponível em: <<http://jap.physiology.org/lookup/doi/10.1152/japphysiol.00091.2016>>.

BARBAT-ARTIGAS, S. *et al.* How to assess functional status: A new muscle quality index. *Journal of Nutrition, Health and Aging*, 2012.

BEAN, J.F. *et al.* Increased velocity exercise specific to task training versus the National Institute on Aging's strength training program: changes in limb power and mobility. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, v. 64, n. 9, p. 983–91, 1 set. 2009. Disponível em: <<https://academic.oup.com/biomedgerontology/article-lookup/doi/10.1093/gerona/glp056>>. Acesso em: 6 mar. 2019.

BEAUVOIR, S.A. *A velhice*. 3 ed ed. Rio de Janeiro: Nova Fronteira Participações, 2018.

BEHM, D. G.; SALE, D. G. Velocity Specificity of Resistance Training. *Sports Medicine: Evaluations of Research in Exercise Science and Sports Medicine*, v. 15, n. 6, p. 374–388, 1993.

BELLEMARE, F.; BIGLAND-RITCHIE, B. Assessment of human diaphragm strength and activation using phrenic nerve stimulation. *Respiration Physiology*, v. 58, n. 3, p. 263–277, 1984.

BELLUMORI, M.; JARIC, S.; KNIGHT, C.A. The rate of force development scaling factor (RFD-SF): Protocol, reliability, and muscle comparisons. *Experimental Brain Research*, v. 212, n. 3, p. 359–369, 2011.

BEMBEN, M.G. *et al.* Isometric muscle force production as a function of age in healthy 20 to 74-yr-old men.pdf. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 23, n. 11, p. 1302–1310, 1991.

BENNELL, K.; DOBSON, F.; HINMAN, R. Measures of physical performance assessments: Self-Paced Walk Test (SPWT), Stair Climb Test (SCT), Six-Minute Walk Test (6MWT), Chair Stand Test (CST), Timed Up & Go (TUG), Sock Test, Lift and Carry Test (LCT), and Car Task. *Arthritis Care and Research*, v. 63, n. SUPPL. 11, nov. 2011. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22588756/>>. Acesso em: 28 set. 2021.

BENNETT, E.L. *et al.* Chemical and anatomical plasticity of brain. *Science*, v. 146, n. 3644, p. 610–619, 1964.

BERGH, I. *et al.* An application of pain rating scales in geriatric patients. *Aging Clinical and Experimental Research*, v. 12, n. 5, p. 380–387, 7 out. 2000. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/BF03339864>>. Acesso em: 23 jan. 2019.

BEZERRA, E.S. *et al.* Mixed Session Periodization as a New Approach for Strength, Power, Functional Performance, and Body Composition Enhancement in Aging Adults. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 32, n. 10, p. 1, 2018. Disponível em: <<http://insights.ovid.com/crossref?an=00124278-9000000000-95213>>.

BIGLAND-RITCHIE, B. EMG and fatigue of human voluntary and stimulated contractions. *Foundatjon, Ciba*, p. 130–156, 1981.

BIGLAND RITCHIE, B. *et al.* Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. *Journal of Neurophysiology*, v. 50, n. 1, p. 313–324, 1983.

BIRD, S.P.; TARPENNING, K.M.; MARINO, F.E. Designing resistance training programmes to enhance muscular fitness: A review of the acute programme variables. *Sports Medicine*, v. 35, n. 10, p. 841–851, 2005. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16180944/>>. Acesso em: 11 out. 2021.

BORDE, R.; HORTOBÁGYI, T.; GRANACHER, U. Dose–Response Relationships of Resistance Training in Healthy Old Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*, v. 45, n. 12, p. 1693–1720, 2015.

BORG, G.A.V. Psychophysical bases of perceived exertion. *Plastic and Reconstructive Surgery*, v. 14, n. 5, p. 377–381, 1954. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7154893/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

BORRESEN, J.; LAMBERT, M.I. The Quantification of Training Load , Effect on Performance. *Sports Medicine*, v. 39, n. 9, p. 779–95, 2009. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19691366>>.

BOURDON, P.C. *et al.* Monitoring athlete training loads: Consensus statement. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, v. 12, p. 161–170, 2017.

BRASIL. Conselho Nacional de Saúde. Resolução n.o 510, de 07 de abril de 2016. Diário Oficial [da] República Federativa do Brasil, Poder Executivo, Brasília, DF, 98 mai. 2016. Seção 1, p. 44-46. Disponível em:

<http://conselho.saude.gov.br/resolucoes/2016/Reso510.pdf>. Acesso em: 07 dez. 2016.

BRUNETTA, H.S. *et al.* Mitochondrial ROS and Aging: Understanding Exercise as a Preventive Tool. *Journal of Science in Sport and Exercise*, v. 2, n. 1, p. 15–24, 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s42978-019-00037-1>>.

BUSKARD, A. *et al.* Effects of linear periodization versus daily undulating periodization on neuromuscular performance and activities of daily living in an elderly population. *Experimental Gerontology*, 2018.

BUTLER, A.A. *et al.* Age and gender differences in seven tests of functional mobility. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 6, n. 1, p. 1–9, 2009.

BYRNE, C. *et al.* Ageing, Muscle Power and Physical Function: A Systematic Review and Implications for Pragmatic Training Interventions. *Sports Medicine*, v. 46, n. 9, p. 1311–1332, 18 set. 2016. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26893098>>. Acesso em: 18 fev. 2019.

CADORE, E.L. *et al.* Explosive type of contractions should not be avoided during resistance training in elderly. *Experimental Gerontology*, v. 102, n. November 2017, p. 81–83, 2018. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0531556517307787>>.

CAFARELLI, E. Peripheral contributions to the perception of effort. *Plastic and*

Reconstructive Surgery, v. 14, n. 5, p. 382–389, 1954. Disponível em: <https://journals.lww.com/acsm-msse/Abstract/1982/05000/Peripheral_contributions_to_the_perception_of.13.aspx>. Acesso em: 14 out. 2021.

CAIOZZO, V. J.; PERRINE, J. J.; EDGERTON, V. R. Training-induced alterations of the in vivo force-velocity relationship of human muscle. *Journal of Applied Physiology Respiratory Environmental and Exercise Physiology*, v. 51, n. 3, p. 750–754, 1981.

CALLAHAN, D. M.; KENT-BRAUN, J. A. Effect of old age on human skeletal muscle force-velocity and fatigue properties. *Journal of Applied Physiology*, v. 111, n. 5, p. 1345–1352, 2011. Disponível em: <<http://jap.physiology.org/cgi/doi/10.1152/jappphysiol.00367.2011>>.

CAMPBELL, M.J.; MCCOMAS, A.J.; PETITO, F. Physiological changes in ageing muscles. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, v. 36, n. 2, p. 174–182, 1973. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/4708452/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

CASEROTTI, P. *et al.* 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, n. 6, p. 773–782, 31 jan. 2008. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0838.2007.00732.x>>. Acesso em: 23 jan. 2019.

CHODZKO-ZAJKO, W.J. *et al.* Exercise and physical activity for older adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 41, n. 7, p. 1510–1530, 2009.

CHRISTIE, Anita; SNOOK, Erin M.; KENT-BRAUN, Jane A. Systematic review and meta-analysis of skeletal muscle fatigue in old age. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 43, n. 4, p. 568–577, 2011.

CLARK, B.C.; MANINI, T.M. What is dynapenia? *Nutrition*, v. 28, n. 5, p. 495–503, 2012.

COHEN, J. A power primer. *Psychological Bulletin*, v. 112, n. 1, p. 155–159, 1992.

CORMIE, P.; MCGUIGAN, M.R.; NEWTON, R.U. Developing Maximal Neuromuscular Power. *Sports Medicine*, v. 41, n. 1, p. 17–38, 2011. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.2165/11537690-000000000-00000>>.

CORMIE, P.; MCGUIGAN, M.R.; NEWTON, R.U. Influence of strength on magnitude and mechanisms of adaptation to power training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 42, n. 8, p. 1566–1581, 2010.

COSSICH, V.; MAFFIULETTI, N. A. Early vs. late rate of torque development: Relation with maximal strength and influencing factors. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 55, p. 102486, 1 dez. 2020.

COYLE, E. F. *et al.* Specificity of power improvements through slow and fast isokinetic

training. *Journal of Applied Physiology Respiratory Environmental and Exercise Physiology*, v. 51, n. 6, p. 1437–1442, 1981.

CREWE, H.; TUCKER, R.; NOAKES, T.D. The rate of increase in rating of perceived exertion predicts the duration of exercise to fatigue at a fixed power output in different environmental conditions. *European Journal of Applied Physiology*, v. 103, n. 5, p. 569–577, 2008a.

CREWETHER, B.; CRONIN, J.; KEOGH, J. Acute Metabolic Responses. *Sports Medicine*, v. 36, n. 1, p. 65–78, 2006.

CRONIN, J.; CREWETHER, B. Training volume and strength and power development Muscular strength and power. *J Sci Med Sport*, v. 7, n. 2, p. 144–155, 2004.

CUNANAN, A.J. *et al.* The General Adaptation Syndrome: A Foundation for the Concept of Periodization. *Sports Medicine*, v. 48, n. 4, p. 787–797, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s40279-017-0855-3>>.

CUNANAN, Aaron J. *et al.* Authors' Reply to Buckner et al.: 'Comment on: "The General Adaptation Syndrome: A Foundation for the Concept of Periodization"'. *Sports Medicine*, v. 48, n. 7, p. 1755–1757, 2018.

D'EMANUELE, S. *et al.* Rate of Force Development as an Indicator of Neuromuscular Fatigue: A Scoping Review. *Frontiers in human neuroscience*, v. 15, 9 jul. 2021. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34305557/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

DA COSTA, J.P. *et al.* A synopsis on aging-Theories, mechanisms and future prospects. *Ageing research reviews*, v. 29, p. 90–112, 1 ago. 2016. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27353257/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

DA SILVA-GRIGOLETTO, M. *et al.* Validación de la escala de valoración subjetiva del esfuerzo OMNI-GSE para el control de la intensidad global en sesiones de objetivos múltiples en personas mayores. *Kronos: revista universitaria de la actividad física y el deporte*, v. 12, n. 1, p. 32–40, 2013. Disponível em: <<https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=6278063>>. Acesso em: 6 out. 2021.

DA SILVA, M.E. *Efeito agudo do treinamento de potência baseado na perda de velocidade em idosos.* 2020. 95 f. 2020, 2020. Disponível em: <<https://repositorio.ufsc.br/handle/123456789/219195>>.

DA SILVA, M.E. *et al.* Reducing measurement errors during functional capacity tests in elders. *Aging Clinical and Experimental Research*, v. 30, n. 6, p. 595–603, 2018.

DALTON, B.H. *et al.* Power loss is greater in old men than young men during fast plantar flexion contractions. *Journal of Applied Physiology*, v. 109, n. 5, p. 1441–1447, 2010. Disponível em: <<http://jap.physiology.org/cgi/doi/10.1152/japophysiol.00335.2010>>.

DALTON, B.H. *et al.* The age-related slowing of voluntary shortening velocity exacerbates power loss during repeated fast knee extensions. *Experimental Gerontology*, v. 47, n. 1, p. 85–92, jan. 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22079852>>. Acesso em: 5 fev. 2019.

DEL VECCHIO, A. *et al.* The increase in muscle force after 4 weeks of strength training is mediated by adaptations in motor unit recruitment and rate coding. *Journal of Physiology*, v. 597, n. 7, p. 1873–1887, 2019.

DELLO IACONO, A.; MARTONE, D.; HAYES, L. Acute mechanical, physiological and perceptual responses in older men to traditional-set or different cluster-set configuration resistance training protocols. *European Journal of Applied Physiology*, v. 120, n. 10, p. 2311–2323, 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s00421-020-04453-y>>.

DESMEDT, John E.; GODAUX, Emile. Ballistic contractions in fast or slow human muscles; discharge patterns of single motor units. *The Journal of Physiology*, v. 285, n. 1, p. 185–196, 1 dez. 1978.

DIRKS, A.J.; LEEUWENBURGH, C. The role of apoptosis in age-related skeletal muscle atrophy. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, v. 35, n. 6, p. 473–483, 2005. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15974633/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

DRAKE, D.; RUGBY, U.; DRAKE, D. Are we getting any stronger? Determining the effect of strength training programs. n. July, 2017.

DUNCAN, P. W. *et al.* Mode and speed specificity of eccentric and concentric exercise training. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 11, n. 2, p. 70–75, 1989.

ENOKA, R. M.; DUCHATEAU, J. Translating Fatigue to Human Performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 48, n. 11, p. 2228–2238, 2016.

ENOKA, R. M.; STUART, D. G. Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, v. 72, n. 5, p. 1631–1648, 1992.

ESTON, Roger; EVANS, Harrison James Llewelyn. The Validity of Submaximal Ratings of Perceived Exertion to Predict One Repetition Maximum. *Journal of Sports Science & Medicine*, v. 8, n. 4, p. 567, dez. 2009. Disponível em: <[/pmc/articles/PMC3761544/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19111111/)>. Acesso em: 14 out. 2021.

FARINA, D. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, v. 96, n. 4, p. 1486–1495, 2004. Disponível em: <<http://jap.physiology.org/cgi/doi/10.1152/jap.1904.96.4.1486>>.

FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R.M. The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update. *Journal of Applied Physiology*, 2014.

FAULKNER, J.; PARFITT, G.; ESTON, R. The rating of perceived exertion during

competitive running scales with time. *Psychophysiology*, v. 45, n. 6, p. 977–985, nov. 2008. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18801015/>>. Acesso em: 14 out. 2021.

FINN, H. *et al.* Motoneuron excitability of the quadriceps decreases during a fatiguing submaximal isometric contraction. *Journal of Applied Physiology*, v. 124, n. 4, p. 970–979, 2018.

FITTS, R. H. *Cellular mechanisms of muscle fatigue. Physiological Reviews*. [S.l.]: Physiol Rev. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8295935/>>. Acesso em: 12 out. 2021. , 1994

FOLLAND, J. P.; BUCKTHORPE, M. W.; HANNAH, R. Human capacity for explosive force production: Neural and contractile determinants. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, v. 24, n. 6, p. 894–906, 1 dez. 2014.

FOLLAND, J.P.; WILLIAMS, A.G. The Adaptations to Strength Training: Morphological and Neurological Contributions to Increased Strength. *Sports Medicine*, v. 37, n. 2, p. 145–168, 2007.

FONSECA, S.J. *et al.* Validity of skinfold equations, against dual-energy x-ray absorptiometry, in predicting body composition in adolescent pentathletes. *Pediatric Exercise Science*, v. 29, n. 2, p. 285–293, 1 maio 2017. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27705535/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

FRAGALA, M.S. *et al.* Resistance training for older adults: Position statement from the national strength and conditioning association. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 33, n. 8, p. 2019–2052, 2019.

FRANCHI, M.V.; REEVES, N.D.; NARICI, M.V. Skeletal muscle remodeling in response to eccentric vs. concentric loading: Morphological, molecular, and metabolic adaptations. *Frontiers in Physiology*, v. 8, n. JUL, p. 1–16, 2017.

FRITZ, S.; LUSARDI, M. White paper: “walking speed: the sixth vital sign”. *Journal of geriatrics physical therapy*, v. 32, n. 1, p. 3–6, 2009.

FROST, D.M.; CRONIN, J.; NEWTON, R.U. A biomechanical evaluation of resistance: Fundamental concepts for training and sports performance. *Sports Medicine*, v. 40, n. 4, p. 303–326, 2010.

FUSTINONI, O; PASSANTE, D. *La Tercera Edad*. 3. ed. Buenos Aires: La prensa medica argentina, 1981.

GABRIEL, D.A.; KAMEN, G.; FROST, G. *Neural adaptations to resistive exercise: Mechanisms and recommendations for training practices. Sports Medicine*. [S.l.]: Sports Med. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16464122/>>. Acesso em: 27 set. 2021. , 2006

GANDEVIA, S. C. Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews*, v. 81, n. 4, p. 1725–1789, 2001.

GARBER, C.E. *et al.* Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: Guidance for prescribing exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 43, n. 7, p. 1334–1359, 2011.

GRANACHER, U.; VÖLLER, H. Gait speed is not magic, but is prognostically important in older patients. *European Journal of Preventive Cardiology*, v. 25, n. 2, p. 209–211, 2018.

GUIZELINI, P.C.C. *et al.* Effect of resistance training on muscle strength and rate of force development in healthy older adults: A systematic review and meta-analysis. *Experimental Gerontology*, v. 102, n. June 2017, p. 51–58, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.exger.2017.11.020>>.

HADDAD, M. *et al.* Session-RPE method for training load monitoring: Validity, ecological usefulness, and influencing factors. *Frontiers in Neuroscience*, 2017.

HAFF, G. G. *et al.* A comparison of methods for determining the rate of force development during isometric midthigh clean pulls. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 29, n. 2, p. 386–395, 2015.

HAFF, G.G.; NIMPHIUS, S. Training Principles for Power. *Strength And Conditioning Journal*, v. 34, n. 6, p. 2–12, 2012.

HÄKKINEN, K.; KALLINEN, M.; *et al.* Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. *Journal of Applied Physiology*, v. 84, n. 4, p. 1341–1349, 1998. Disponível em: <<http://www.physiology.org/doi/10.1152/jappl.1998.84.4.1341>>.

HÄKKINEN, K. *et al.* Changes in electromyographic activity, muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women. *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 171, n. 1, p. 51–62, jan. 2001. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11350263>>. Acesso em: 23 jan. 2019.

HÄKKINEN, K.; NEWTON, R.U.; *et al.* Changes in muscle morphology, electromyographic activity, and force production characteristics during progressive strength training in young and older men. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, v. 53, n. 6, p. B415–B423, 1998. Disponível em: <<http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&from=export&id=L28524552>>.

HÄKKINEN, K. Neuromuscular and hormonal adaptations during strength and power training. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, v. 29, n. 1, p. 9–26, 1989.

HÄKKINEN, K.; HÄKKINEN, A. Neuromuscular adaptations during intensive strength training in middle-aged and elderly males and females. *Electromyography and clinical neurophysiology*, v. 35, n. 3, p. 137–47, 1995. Disponível em:

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7649060>>. Acesso em: 25 jan. 2019.

HÄKKINEN, K.; KOMI, P.V.; ALÉN, M. Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles, 1985, *Acta Physiologica Scandinavica*, n. 125, p. 587–600, 1985.

HALL, E.E.; EKKEKAKIS, P.; PETRUZZELLO, S.J. Is the relationship of RPE to psychological factors intensity-dependent? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 37, n. 8, p. 1365–1373, ago. 2005. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16118584/>>. Acesso em: 14 out. 2021.

HARMAN, E. Strength and Power: A definition of terms. *Strength And Conditioning Journal*, v. 15, n. 6, p. 18–21, 1993.

HENWOOD, Tim R.; TAAFFE, Dennis R. Improved physical performance in older adults undertaking a short-term programme of high-velocity resistance training. *Gerontology*, 2005.

HILL, AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences*, v. 126, n. 843, p. 136–195, 10 out. 1938. Disponível em: <<http://www.royalsocietypublishing.org/doi/10.1098/rspb.1938.0050>>. Acesso em: 6 fev. 2019.

HODGES, Paul W.; BUI, Bang H. A Comparison of Computer-Based Methodes for the Determination of Onset of Muscle Contraction Using Electromyography. *Electroencephalo Clin Neurophysiol*, v. 101, n. 6, p. 511–519, 1996.

HOPKINS, W.G. A Spreadsheet for Monitoring an Individual's Changes and Trend. *Sport Science*, v. 21, p. 5–9, 2017. Disponível em: <<https://sportsoci.org/2017/wghtrend.htm>>. Acesso em: 30 set. 2021.

HOPKINS, W.G. Spreadsheets for Analysis of Controlled Trials, with Adjustment for a Subject Characteristic. *Sportscience*, v. 10, n. June 2017, p. 46–50, 2006a. Disponível em: <<https://www.sportsoci.org/2006/wghcontrial.htm>>. Acesso em: 1 out. 2021.

HOPKINS, W.G. Spreadsheets for Analysis of Controlled Trials, with Adjustment for a Subject Characteristic. *Sportscience*, v. 10, p. 46–50, 2006b. Disponível em: <<http://sportsoci.org/2006/wghcontrial.htm>>.

HOPKINS, William G. *et al. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. Medicine and Science in Sports and Exercise*. [S.l: s.n.], jan. 2009

HORTOBAGYI, T. *et al.* Changes in muscle strength, muscle fibre. *Journal of Physiology*, v. 524, n. 1, p. 293–304, 2000. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2269843/pdf/tjp0524-0293.pdf>>.

HUXLEY, A. F.; NIEDERGERKE, R. Structural Changes in Muscle During Contraction: Interference Microscopy of Living Muscle Fibres. *Nature*, 1954.

HVID, L.G. *et al.* Voluntary muscle activation improves with power training and is associated with changes in gait speed in mobility-limited older adults — A randomized controlled trial. *Experimental Gerontology*, v. 80, p. 51–56, jul. 2016. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27090485>>. Acesso em: 18 fev. 2019.

IBGE, Instituto brasileiro de geografia e estatística. *IBGE | Projeção da população. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística.* [S.l: s.n.]. Disponível em: <<https://www.ibge.gov.br/apps/populacao/projecao/index.html>>. Acesso em: 27 set. 2021. , 2017

IBGE, Instituto brasileiro de geografia e estatística. *Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílios. Ministério do Planejamento Orçamento e Gestão. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística - IBGE.* [S.l: s.n.], 2015.

IKAI, M.; FUKUNAGA, T. Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie Einschließlich Arbeitsphysiologie*, 1968.

IZQUIERDO, M. *et al.* Effects of strength training on muscle power and serum hormones in middle-aged and older men. *Journal of Applied Physiology*, v. 90, n. 4, p. 1497–1507, abr. 2001. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11247952>>. Acesso em: 18 fev. 2019.

JANSSEN, I. *et al.* Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18–88 yr. *Journal of Applied Physiology*, v. 89, n. 1, p. 81–88, 2000. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10904038/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

JIDOVTSSEFF, B. *et al.* Using the load-velocity relationship for 1RM prediction. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2011.

JONES, D. A. High- and low-frequency fatigue revisited. *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 156, n. 3, p. 265–270, 1996.

JOSEPHSON, R. K.; EDMAN, K. A P. Changes in the maximum speed of shortening of frog muscle fibres early in a tetanic contraction and during relaxation. *Journal of Physiology*, v. 507, n. 2, p. 511–525, 1 mar. 1998.

KLUGER, B. M.; KRUPP, L.B.; ENOKA, R. M. Fatigue and fatigability in neurologic illnesses: Proposal for a unified taxonomy. *Neurology*, v. 80, n. 4, p. 409–416, 22 jan. 2013.

KOMI, P. Faktoren der Muskelkraft und Prinzipien des Krafttrainings. *Leistungssport*, v. 1, n. 3, p. 3–16, 1975. Disponível em: <https://www.iat.uni-leipzig.de/datenbanken/iks/ls/Search/Results?filter%5B%5D=container_volume_txtF%3A%225%22&filter%5B%5D=container_issue_txtF%3A%221%22>. Acesso em: 29 jan. 2019.

KOMI, P. V. Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, v. 1, n. 12, p. 81–120, 1984. Disponível em: <<https://journals.lww.com/acsm->

essr/Citation/1984/01000/Physiological_and_Biomechanical_Correlates_of.6.aspx>.

KOMI, P. V. Training of muscle strength and power: Interaction of neuromotoric, hypertrophic, and mechanical factors. *International Journal of Sports Medicine*, v. 7, n. SUPPL. 1, p. 10–15, 1986.

KOO, T.K.; LI, M.Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, v. 15, n. 2, p. 155–163, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>>.

KRAEMER, W. J.; NEWTON, R. U. Training for muscular power. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, v. 11, n. 2, p. 341–368, 2000.

KRAEMER, W.J. *et al.* Understanding the Science of Resistance Training: An Evolutionary Perspective. *Sports Medicine*, v. 47, n. 12, p. 2415–2435, 2017.

KRAEMER, William J.; RATAMESS, Nicholas A. Fundamentals of Resistance Training: Progression and Exercise Prescription. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 36, n. 4, p. 674–688, 2004.

KRAMER, A.F.; COLCOMBE, S. Fitness Effects on the Cognitive Function of Older Adults: A Meta-Analytic Study—Revisited. *Perspectives on Psychological Science*, v. 13, n. 2, p. 213–217, 2018.

LAKE, D.A. Neuromuscular Electrical Stimulation: An Overview and its Application in the Treatment of Sports Injuries. *Sports Medicine: An International Journal of Applied Medicine and Science in Sport and Exercise*, v. 13, n. 5, p. 320–336, 1992.

LAKE, J. *et al.* A comparison of ballistic and nonballistic lower-body resistance exercise and the methods used to identify their positive lifting phases. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 28, n. 4, p. 431–437, 1 ago. 2012. Disponível em: <<https://journals.humankinetics.com/view/journals/jab/28/4/article-p431.xml>>. Acesso em: 1 out. 2021.

LEE, M.; CARROLL, T. J. The amplitude of Mmax in human wrist flexors varies during different muscle contractions despite constant posture. *Journal of Neuroscience Methods*, v. 149, n. 2, p. 95–100, 2005.

LEXELL, J. Human aging, muscle mass, and fiber type composition. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, v. 50 Spec No, n. SPEC. ISSUE, p. 11–16, 1995. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7493202/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

LEXELL, J; TAYLOR, CC; SJÖSTRÖM, M. What is the cause of the ageing atrophy?. Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *Journal of the Neurological Sciences*, v. 84, n. 2–3, p. 275–294, 1988.

Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3379447/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

LI, L.; XIONG, W.C.; MEI, L. Neuromuscular Junction Formation, Aging, and Disorders. *Annual Review of Physiology*, v. 80, n. November 2017, p. 159–188, 2018.

LIEBER, R L; FRIDÉN, J. Functional and Clinical Significance. *Muscle Nerve*, v. 23, n. November, p. 1647–1666, 2000.

LINDBERG, K. *et al.* Should we individualize training based on force-velocity profiling to improve physical performance in athletes? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 2021.

LOHMAN, T.G.; HINGLE, M.; GOING, S.B. Body composition in children. *Pediatric Exercise Science*, v. 25, n. 4, p. 573–590, 2013. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24214440/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

LOTURCO, I. *et al.* Half-squat or jump squat training under optimum power load conditions to counteract power and speed decrements in Brazilian elite soccer players during the preseason. *Journal of Sports Sciences*, v. 33, n. 12, p. 1283–1292, 21 jul. 2015. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25772972/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

LUM, D.; BARBOSA, T.M. Brief Review: Effects of Isometric Strength Training on Strength and Dynamic Performance. *International Journal of Sports Medicine*, v. 40, n. 6, p. 363–375, 2019.

MAFFIULETTI, Nicola A. *et al.* Rate of force development: physiological and methodological considerations. *European Journal of Applied Physiology*. [S.l.: s.n.], 2016

MARSH, A.P. *et al.* Lower extremity muscle function after strength or power training in older adults. *Journal of aging and physical activity*, v. 17, n. 4, p. 416–43, out. 2009. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19940322>>. Acesso em: 6 mar. 2019.

MASSEY, G.J. *et al.* Tendinous tissue adaptation to explosive- vs. Sustained-contraction strength training. *Frontiers in Physiology*, v. 9, n. SEP, p. 1–17, 2018.

MATSUDO, S. *et al.* QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ): ESTUPO DE VALIDADE E REPRODUTIBILIDADE NO BRASIL. *Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde*, v. 6, n. 2, p. 5–18, 2012. Disponível em: <<https://rbafs.org.br/RBAFS/article/view/931>>. Acesso em: 1 out. 2021.

MATTA, T.T. *et al.* Texture analysis of ultrasound images is a sensitive method to follow-up muscle damage induced by eccentric exercise. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 2018.

MAZO, GZ; LOPES, MA; BENEDETTI, TB. *História dos idosos em diferentes épocas e na sociedade brasileira In: Atividade física e o idoso: concepção gerontológica*. 3ª edição ed. Porto Alegre: Sulina, 2009.

MCBRIDE, J.M. *et al.* The effect of heavy- vs. light-load jump squats on the development of strength, power, and speed. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 16, n. 1, p. 75–82, 2002.

MCKINNON, N. B. *et al.* Neuromuscular contributions to the age-related reduction in muscle power: Mechanisms and potential role of high velocity power training. *Ageing Research Reviews*, v. 35, p. 147–154, maio 2017. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27697547>>. Acesso em: 4 jan. 2019.

MCMASTER, D.T. *et al.* A brief review of strength and ballistic assessment methodologies in sport. *Sports Medicine*, 2014.

MCNEIL, Chris J. *et al.* Motor unit number estimates in the tibialis anterior muscle of young, old, and very old men. *Muscle and Nerve*, v. 31, n. 4, p. 461–467, 2005.

MIDDLETON, A.; FRITZ, S. L.; LUSARDI, M. Walking speed: The functional vital sign. *Journal of Aging and Physical Activity*, v. 23, n. 2, p. 314–322, 2015.

MILLET, G.Y. *et al.* Electrical stimulation for testing neuromuscular function: From sport to pathology. *European Journal of Applied Physiology*, v. 111, n. 10, p. 2489–2500, 2011.

MOFFROID, M. T.; WHIPPLE, R. H. Specificity of speed of exercise. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 12, n. 2, p. 72–78, 1990.

MOIR, G.L. *et al.* The effects of ballistic and nonballistic bench press on mechanical variables. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 32, n. 12, p. 3333–3339, 2018.

MORITANI, T.; SHIBATA, M. Premovement electromyographic silent period and α -motoneuron excitability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 4, n. 1, p. 27–36, 1994.

MORTIMER, J.A.; EISENBERG, P.; PALMER, S.S. Premovement silence in agonist muscles preceding maximum efforts. *Experimental Neurology*, v. 98, n. 3, p. 542–554, 1987.

MOSS, B. M. *et al.* Effects of maximal effort strength training with different loads on dynamic strength, cross-sectional area, load-power and load-velocity relationships. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v. 75, n. 3, p. 193–199, 1997.

MOSSO, A. *Fatigue*. New York: New York, G. P. Putnam's Sons; London, S. Sonnenschein, 1904. Disponível em: <<https://archive.org/details/fatigue01drumgoog/page/n100/mode/2up>>. Acesso em: 27 set. 2021.

MOURA, B.M. *et al.* Functional capacity improves in-line with neuromuscular performance after 12 weeks of non-linear periodization strength training in the elderly. *Ageing Clinical and Experimental Research*, v. 30, n. 8, p. 959–968, 6 ago. 2018. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29214519>>. Acesso em: 5 fev. 2019.

MOURA, B.M. *et al.* Inter-Individual Rapid Force Improvements after Mixed Session and Traditional Periodization in Aging Adults: A Randomized Trial. *Journal of Science in Sport and*

Exercise, v. 3, n. 2, p. 125–137, 2021. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s42978-020-00077-y>>.

MOURA, B.M.; RUAS, C.V.; DIEFENTHAELER, F. Influence of Muscle Strength Gains on Functional Capacity Improvements following Resistance Training in Older Adults: A Linear Mixed Model Approach. *Physical and Occupational Therapy in Geriatrics*, v. 39, n. 2, p. 113–128, 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/02703181.2020.1809601>>.

NARICI, M.V. *et al.* Effect of aging on human muscle architecture. *Journal of Applied Physiology*, v. 95, n. 6, p. 2229–2234, 2003.

NARICI, M.V.; MAGANARIS, C.N. Adaptability of elderly human muscles and tendons to increased loading. *Journal of Anatomy*, v. 208, n. 4, p. 433–443, 2006. Disponível em: <<http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&from=export&id=L43574305%5Cnhttp://dx.doi.org/10.1111/j.1469-7580.2006.00548.x>>.

NARICI, M.V.; MAGANARIS, C.N. Plasticity of the Muscle-Tendon Complex with Disuse and Aging. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, v. 35, n. 3, p. 126–134, 2007.

NARICI, M. V. *et al.* Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v. 59, n. 4, p. 310–319, 1989.

NATERA, A.O.; CARDINALE, M.; KEOGH, J.W.L. *The Effect of High Volume Power Training on Repeated High-Intensity Performance and the Assessment of Repeat Power Ability: A Systematic Review. Sports Medicine.* [S.l.]: Springer. Disponível em: <<https://link.springer.com/article/10.1007/s40279-020-01273-0>>. Acesso em: 1 out. 2021. , 24 fev. 2020

NEWTON, R.U. *et al.* Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occurs during explosive upper-body movements. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v. 75, n. 4, p. 333–342, abr. 1997. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9134365/>>. Acesso em: 1 out. 2021.

NEWTON, RU; KRAEMER, WJ. Developing explosive muscular power; implication for a mixed methods training strategy (Newton and Kraemer, 1994).pdf. *Strength And Conditioning Journal*, p. 20–31, 1994.

NOAKES, TD. Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, v. 10, n. 3, p. 123–145, 2000.

NOAKES, TD; ST. CLAIR GIBSON, A; LAMBERT, EV. *From catastrophe to complexity: A novel model of integrative central neural regulation of effort and fatigue during exercise in humans: Summary and conclusions.* *British Journal of Sports Medicine.* [S.l.]: Br J

Sports Med. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15665213/>>. Acesso em: 27 set. 2021. , fev. 2005

NOGUEIRA, W. *et al.* Effects of Power Training on Muscle Thickness of Older Men. *International Journal of Sports Medicine*, v. 30, n. 03, p. 200–204, 6 mar. 2009. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19199198>>. Acesso em: 18 fev. 2019.

NOORKOIV, M.; NOSAKA, K.; BLAZEVIČH, A. J. Assessment of quadriceps muscle cross-sectional area by ultrasound extended-field-of-view imaging. *European Journal of Applied Physiology*, v. 109, n. 4, p. 631–639, 27 jul. 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20191287>>. Acesso em: 21 fev. 2019.

NORMAN, R.W.; KOMI, P.V. Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta physiologica Scandinavica*, v. 106, n. 3, p. 241–248, 1979. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/506761/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

ORSSATTO, L.B.D.R. *et al.* Why fast velocity resistance training should be prioritized for elderly people. *Strength and Conditioning Journal*, v. 41, n. 1, p. 105–114, 1 abr. 2019. Disponível em: <https://journals.lww.com/nsca-scj/Fulltext/2019/02000/Why_Fast_Velocity_Resistance_Training_Should_Be.9.aspx>. Acesso em: 28 set. 2021.

ORSSATTO, L.B.R. *et al.* Influence of strength training intensity on subsequent recovery in elderly. *Experimental Gerontology*, v. 106, n. 2017, p. 232–239, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.exger.2018.03.011>>.

ORSSATTO, L.B.R. *et al.* Neuromuscular determinants of explosive torque: Differences among strength-trained and untrained young and older men. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, v. 30, n. 11, p. 2092–2100, 2020.

OVEREND, T. J. *et al.* Thigh composition in young and elderly men determined by computed tomography. *Clinical Physiology*, 1992.

PAMUKOFF, D. N. *et al.* The effects of strength and power training on single-step balance recovery in older adults: a preliminary study. *Clinical interventions in aging*, v. 9, p. 697–704, abr. 2014. Disponível em: <<http://www.dovepress.com/the-effects-of-strength-and-power-training-on-single-step-balance-reco-peer-reviewed-article-CIA>>. Acesso em: 6 mar. 2019.

PAREJA-BLANCO, F. *et al.* Effect of movement velocity during resistance training on neuromuscular performance. *International Journal of Sports Medicine*, v. 35, n. 11, p. 916–924, 1 out. 2014. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24886926/>>. Acesso em: 1 out. 2021.

PASQUET, B. *et al.* Muscle fatigue during concentric and eccentric contractions. *Muscle & nerve*, v. 23, n. 11, p. 1727–35, nov. 2000. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11054752>>. Acesso em: 18 fev. 2019.

PELTONEN, H. *et al.* Increased rate of force development during periodized maximum strength and power training is highly individual. *European Journal of Applied Physiology*, 2018.

PELTONEN, H. *et al.* Isometric parameters in the monitoring of maximal strength, power and hypertrophic resistance-training. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, p. apnm-2017-0310, 2017. Disponível em: <<http://www.nrcresearchpress.com/doi/10.1139/apnm-2017-0310>>.

PHILLIPS, W.T. *et al.* Reliability of Maximal Strength Testing in Older Adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 85, n. 2, p. 329–334, 2004. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14966722/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

PINTO, Ronei Silveira *et al.* Short-term strength training improves muscle quality and functional capacity of elderly women. *Age*, v. 36, n. 1, p. 365–372, 24 fev. 2014. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23881608>>. Acesso em: 21 fev. 2019.

PLACE, N.; BRUTON, J. D.; WESTERBLAD, H. Mechanisms of fatigue induced by isometric contractions in exercising humans and in mouse isolated single muscle fibres. mar. 2009, [S.l.]: Clin Exp Pharmacol Physiol, mar. 2009. p. 334–339. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18671711/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

PLACE, N.; MILLET, G. Y. Quantification of Neuromuscular Fatigue: What Do We Do Wrong and Why? *Sports Medicine*, v. 50, n. 3, p. 439–447, 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s40279-019-01203-9>>.

PLOUTZ-SNYDER, L.L.; GIAMIS, E. L. Orientation and Familiarization to 1RM Strength Testing in Old and Young Women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2001.

POJEDNIC, R.M. *et al.* The specific contributions of force and velocity to muscle power in older adults. *Experimental Gerontology*, v. 47, n. 8, p. 608–613, 2012. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.exger.2012.05.010>>.

POWER, G. A. *et al.* Motor unit number estimates in masters runners: Use it or lose it? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 42, n. 9, p. 1644–1650, set. 2010.

POWER, G. A.; DALTON, B. H.; RICE, C. L. Human neuromuscular structure and function in old age: A brief review. *Journal of Sport and Health Science*, v. 2, n. 4, p. 215–226, 2013. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jshs.2013.07.001>>.

POWER, G.A. *et al.* Power loss is greater following lengthening contractions in old versus young women. *Age*, v. 34, n. 3, p. 737–750, 11 jun. 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21559865>>. Acesso em: 5 fev. 2019.

POWER, G.A. *et al.* Reproducibility of velocity-dependent power: before and after lengthening contractions. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, v. 36, n. 5, p. 626–33, out. 2011. Disponível em:

<<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21980994/>>. Acesso em: 5 fev. 2019.

RADAELLI, R. *et al.* Effect of two different strength training volumes on muscle hypertrophy and quality in elderly women. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, v. 53, n. 3, p. 1–2, 2013.

RADAELLI, R. *et al.* Higher muscle power training volume is not determinant for the magnitude of neuromuscular improvements in elderly women. *Experimental Gerontology*, v. 110, p. 15–22, set. 2018. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29730331>>. Acesso em: 23 jan. 2019.

RAIKOVA, R. *et al.* An approach for simulation of the muscle force modeling it by summation of motor unit contraction forces. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, v. 2013, p. 625427, 3 out. 2013. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24198849>>. Acesso em: 18 fev. 2019.

RAJ, I.S.; BIRD, S.R.; SHIELD, A.J. Aging and the force–velocity relationship of muscles. *Experimental Gerontology*, v. 45, n. 2, p. 81–90, fev. 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19883746>>. Acesso em: 6 fev. 2019.

RAMÍREZ-CAMPILLO, R. *et al.* High-speed resistance training is more effective than low-speed resistance training to increase functional capacity and muscle performance in older women. *Experimental Gerontology*, v. 58, p. 51–57, 1 out. 2014. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S053155651400206X>>. Acesso em: 23 jan. 2019.

RATAMESS, N.A. *et al.* Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 41, n. 3, p. 687–708, mar. 2009. Disponível em: <https://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2009/03000/Progression_Models_in_Resistance_Training_for.26.aspx>. Acesso em: 27 set. 2021.

REEVES, N. D. Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. *Journal of Applied Physiology*, v. 96, n. 3, p. 885–892, 2003. Disponível em: <<http://jap.physiology.org/cgi/doi/10.1152/japophysiol.00688.2003>>.

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.

REEVES, N.D. *et al.* Differential adaptations to eccentric versus conventional resistance training in older humans. *Experimental Physiology*, v. 94, n. 7, p. 825–833, 2009.

REID, K. F. *et al.* Longitudinal decline of lower extremity muscle power in healthy and mobility-limited older adults: Influence of muscle mass, strength, composition, neuromuscular

activation and single fiber contractile properties. *European Journal of Applied Physiology*, v. 114, n. 1, p. 29–39, 13 jan. 2014. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24122149>>. Acesso em: 3 jan. 2019.

RICE, C. L. *et al.* A comparison of anthropometry with computed tomography in limbs of young and aged men. *Journals of Gerontology*, 1990.

RODRIGUEZ-FALCES, J.; PLACE, N. Determinants, analysis and interpretation of the muscle compound action potential (M wave) in humans: implications for the study of muscle fatigue. *European Journal of Applied Physiology*, v. 118, n. 3, p. 501–521, 1 mar. 2018. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29282530/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

RODRÍGUEZ-ROSELL, D. *et al.* Physiological and methodological aspects of rate of force development assessment in human skeletal muscle. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, v. 38, n. 5, p. 743–762, 2018.

ROIG, M. *et al.* The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: A systematic review with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, v. 43, n. 8, p. 556–568, 2009.

ROMANO, J. *et al.* Appropriate statistics for ordinal level data: Should we really be using t-test and cohen's d for evaluating group differences on the NSSE and other surveys? 2006, Arlington, VA USA: [s.n.], 2006. Disponível em: <<http://www.coedu.usf.edu/main/departments/me/documents/MethodsforEvaluatingGroup>>.

ROSA, M. *Psicologia Evolutiva: psicologia da idade adulta*. Petrópolis-RJ: Vozes, 1988.

ROSENZWEIG, M.R. *et al.* Effects of environmental complexity and training on brain chemistry and anatomy: A replication and extension. *Journal of Comparative and Physiological Psychology*, v. 55, n. 4, p. 429–437, ago. 1962.

RUBIO-AURIOLES, E. *et al.* A Randomized Open-Label Trial with a Crossover Comparison of Sexual Self-Confidence and Other Treatment Outcomes Following Tadalafil Once a Day Vs. Tadalafil or Sildenafil On-Demand in Men with Erectile Dysfunction. *Journal of Sexual Medicine*, v. 9, n. 5, p. 1418–1429, 2012. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22429760/>>. Acesso em: 1 out. 2021.

SALE, D. G. Influence of exercise and training on motor unit activation. *Exercise and Sport Science Review*, p. 95- 151., 1987.

SAYERS, S. P.; GIBSON, K.; COOK, C. R. Effect of high-speed power training on muscle performance, function, and pain in older adults with knee osteoarthritis: a pilot investigation. *Arthritis care & research*, v. 64, n. 1, p. 46–53, jan. 2012. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1002/acr.20675>>. Acesso em: 6 mar. 2019.

SCAGLIONI, G. *et al.* Effect of ageing on the electrical and mechanical properties of

human soleus motor units activated by the H reflex and M wave. *Journal of Physiology*, v. 548, n. 2, p. 649–661, 15 abr. 2003. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12588895/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

SCHMIDTBLEICHER, D.; HARALAMBIE, G. Changes in contractile properties of muscle after strength training in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v. 46, n. 3, p. 221–228, 1981.

SCHUMANN, M.; RØNNESTAD, B.R. *Concurrent Aerobic and Strength Training*. 1. ed. Cham: Springer International Publishing, 2019. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-75547-2>>.

SELYE, H. A syndrome produced by diverse nocuous agents. *Nature*, v. 138, n. 3479, p. 32, 1936.

SELYE, H. Forty years of stress research: principal remaining problems and misconceptions. *Canadian Medical Association Journal*, v. 115, n. 1, p. 53–56, 1976.

SHIELD, A.; ZHOU, S. Activation with the Twitch Interpolation Technique. *Sports Medicine*, v. 34, n. 4, p. 253–267, 2004.

SILVA-BATISTA, C. *et al.* Efeito da familiarização na estabilização dos valores de 1RM para homens e mulheres. *Motriz: Revista de Educação Física*, v. 17, n. 4, p. 610–617, 2011.

SILVA, D. R.P. *et al.* Validity of the methods to assess body fat in children and adolescents using multi-compartment models as the reference method: A systematic review. *Revista da Associação Médica Brasileira*, v. 59, n. 5, p. 475–486, 2013. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24119380/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

ST. CLAIR GIBSON, A. *et al.* *The conscious perception of the sensation of fatigue*. *Sports Medicine*. [S.l.]: Sports Med. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12656638/>>. Acesso em: 27 set. 2021. , 2003

STACKHOUSE, S. K. *et al.* Maximum voluntary activation in nonfatigued and fatigued muscle of young and elderly individuals. *Physical Therapy*, v. 81, n. 5, p. 1102–1109, 2001.

STÅLBERG, E. *et al.* The quadriceps femoris muscle in 20–70-year-old subjects: Relationship between knee extension torque, electrophysiological parameters, and muscle fiber characteristics. *Muscle & Nerve*, v. 12, n. 5, p. 382–389, 1989. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2725565/>>. Acesso em: 13 out. 2021.

SUCHOMEL, T.J.; NIMPFIUS, S.; STONE, M.H. The Importance of Muscular Strength in Athletic Performance. *Sports Medicine*, v. 46, n. 10, p. 1419–1449, 2016.

TAYLOR, J.L.; GANDEVIA, S.C. A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *Journal of Applied Physiology*, v. 104, n. 2, p. 542–550, fev. 2008. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18032577/>>. Acesso em: 27

set. 2021.

THOMPSON, B.J. Influence of signal filtering and sample rate on isometric torque – time parameters using a traditional isokinetic dynamometer. *Journal of Biomechanics*, v. 83, p. 235–242, 23 jan. 2019. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30554815/>>. Acesso em: 10 out. 2021.

TILLIN, N.A. *et al.* Neuromuscular performance of explosive power athletes versus untrained individuals. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 42, n. 4, p. 781–790, 2010.

TILLIN, N.A.; PAIN, M.T.G.; FOLLAND, J.P. Short-term training for explosive strength causes neural and mechanical adaptations. *Experimental Physiology*, v. 97, n. 5, p. 630–641, 2012.

TILLIN, N.A.; PAIN, M.T.G.; FOLLAND, J.P. Short-term unilateral resistance training affects the agonist-antagonist but not the force-agonist activation relationship. *Muscle and Nerve*, v. 43, n. 3, p. 375–384, 2011.

TØIEN, T. *et al.* Neural Plasticity with Age: Unilateral Maximal Strength Training Augments Efferent Neural Drive to the Contralateral Limb in Older Adults. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, v. 73, n. 5, p. 596–602, 17 abr. 2018. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29126270/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

TOMLINSON, B. E.; IRVING, D. The numbers of limb motor neurons in the human lumbosacral cord throughout life. *Journal of the Neurological Sciences*, v. 34, n. 2, p. 213–219, 1977. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/925710/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

TRACY, B.L. *et al.* Muscle quality. II. Effects of strength training in 65- to 75-yr-old men and women. *Journal of Applied Physiology*, v. 86, n. 1, p. 195–201, jan. 1999. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9887131>>. Acesso em: 21 fev. 2019.

TRICOLI, V. *et al.* Short-Term effects on Lower-Body Functional Power Development: Weightlifting vs . Vertical Jump Training Programs. v. 19, n. 2, p. 433–437, 2005.

TROMBETTI, A. *et al.* Age-associated declines in muscle mass, strength, power, and physical performance: impact on fear of falling and quality of life. *Osteoporosis International*, v. 27, n. 2, p. 463–471, fev. 2016. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26194491>>. Acesso em: 3 jan. 2019.

TURPELA, M. *et al.* Effects of different strength training frequencies on maximum strength, body composition and functional capacity in healthy older individuals. *Experimental Gerontology*, v. 98, n. January 2018, p. 13–21, 2017. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.exger.2017.08.013>>.

UNHJEM, R. *et al.* Lifelong strength training mitigates the age-related decline in efferent drive. *Journal of Applied Physiology*, v. 121, n. 2, p. 415–423, 2016.

UNITED NATIONS. *World population Ageing, United Nations. Department of Economic*

and *Social Affairs*. [S.l: s.n.], 2015. Disponível em: <http://www.un.org/en/development/desa/population/publications/pdf/ageing/WPA2017_Report.pdf> <http://www.un.org/en/development/desa/population/publications/pdf/ageing/WPA2015_Report.pdf> <www.un.org/.../population/.../WPA2009/WPA2009>. Acesso em: 27 set. 2021.

V. MENDONCA, G. *et al.* Impact of Exercise Training on Physiological Measures of Physical Fitness in the Elderly. *Current Aging Science*, v. 9, n. 4, p. 240–259, 26 out. 2016. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27113585/>>. Acesso em: 27 set. 2021.

VAN CUTSEM, M.; DUCHATEAU, J. Preceding muscle activity influences motor unit discharge and rate of torque development during ballistic contractions in humans. *The Journal of physiology*, v. 562, n. Pt 2, p. 635–44, 15 jan. 2005. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1113/jphysiol.2004.074567>>. Acesso em: 18 fev. 2019.

VAN CUTSEM, M.; DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K. Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *The Journal of physiology*, v. 513 (Pt 1, p. 295–305, 15 nov. 1998. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9782179>>. Acesso em: 23 jan. 2019.

VAN DER ZEE, T.J.; KUO, A.D. The high energetic cost of rapid force development in muscle. *Journal of Experimental Biology*, v. 224, n. 9, p. 1–18, 2021.

VAN DRIESSCHE, S.; DELECLUSE, C.; *et al.* Age-related differences in rate of power development exceed differences in peak power. *Experimental Gerontology*, v. 101, p. 95–100, jan. 2018. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29155242>>. Acesso em: 5 fev. 2019.

VAN DRIESSCHE, S. *et al.* Effect of acceleration on the rate of power development and neural activity of the leg extensors across the adult life span. *European Journal of Applied Physiology*, v. 119, n. 3, p. 781–789, 2019. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1007/s00421-018-04069-3>>.

VAN DRIESSCHE, S.; VAN ROIE, E.; *et al.* Test-retest reliability of knee extensor rate of velocity and power development in older adults using the isotonic mode on a Biodex System 3 dynamometer. *PLoS ONE*, v. 13, n. 5, p. e0196838, 3 maio 2018. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29723252>>. Acesso em: 5 fev. 2019.

VAN ROIE, E. *et al.* Force-velocity characteristics of the knee extensors: An indication of the risk for physical frailty in elderly women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 92, n. 11, p. 1827–1832, nov. 2011. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22032216>>. Acesso em: 5 fev. 2019.

VERNILLO, G. *et al.* Mechanisms of fatigue and recovery in upper versus lower limbs in men. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 50, n. 2, p. 334–343, 2018.

VIEIRA, D.C.L. *et al.* Respostas da percepção subjetiva de esforço em teste incremental de

mulheres idosas sedentárias. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, v. 16, n. 1, p. 106–115, 2014a. Disponível em: <<http://www.scielo.br/j/rbcdh/a/5xKzdw8gTQhsTDwgZWv8kFP/abstract/?lang=pt>>. Acesso em: 27 set. 2021.

VIEIRA, D.C.L. *et al.* Respostas da percepção subjetiva de esforço em teste incremental de mulheres idosas sedentárias. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, v. 16, n. 1, p. 106–115, 2014b. Disponível em: <<http://www.scielo.br/j/rbcdh/a/5xKzdw8gTQhsTDwgZWv8kFP/abstract/?lang=pt>>. Acesso em: 11 out. 2021.

VIGOTSKY, A.D. *et al.* Greater Electromyographic Responses Do Not Imply Greater Motor Unit Recruitment and ‘Hypertrophic Potential’ Cannot Be Inferred. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 31, n. 1, p. e1–e4, 2017. Disponível em: <<http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00124278-201701000-00031>>.

VIGOTSKY, A.D.; OGBORN, D.; PHILLIPS, S.M. *Motor unit recruitment cannot be inferred from surface EMG amplitude and basic reporting standards must be adhered to. European Journal of Applied Physiology*. [S.l: s.n.], 2016

VOELCKER-REHAGE, C.; GODDE, B.; STAUDINGER, U.M. Physical and motor fitness are both related to cognition in old age. *European Journal of Neuroscience*, v. 31, n. 1, p. 167–176, 2010.

WALKER, S. Evidence of resistance training-induced neural adaptation in older adults. *Experimental Gerontology*, v. 151, 1 ago. 2021. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34022275/>>. Acesso em: 28 set. 2021.

WALKER, S. *et al.* Greater strength gains after training with accentuated eccentric than traditional isoinertial loads in already strength-trained men. *Frontiers in Physiology*, v. 7, n. APR, p. 1–12, 2016.

WALKER, S. *et al.* Moderate-load muscular endurance strength training did not improve peak power or functional capacity in older men and women. *Frontiers in Physiology*, v. 8, n. SEP, p. 1–11, 2017.

WALKER, S.; PELTONEN, H.; *et al.* Neuromuscular fatigue in young and older men using constant or variable resistance. *European Journal of Applied Physiology*, v. 113, n. 4, p. 1069–1079, 2013.

WALKER, S.; HULMI, J.J.; *et al.* Variable resistance training promotes greater fatigue resistance but not hypertrophy versus constant resistance training. *European Journal of Applied Physiology*, v. 113, n. 9, p. 2233–2244, 2013.

WALKER, S.; PELTONEN, H.; HÄKKINEN, K. Medium-intensity, high-volume “hypertrophic” resistance training did not induce improvements in rapid force production in healthy older men. *Age*, v. 37, n. 3, 2015.

WALLERSTEIN, L.F. *et al.* Effects of strength and power training on neuromuscular variables in older adults. *Journal of aging and physical activity*, v. 20, n. 2, p. 171–85, abr. 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22472578>>. Acesso em: 23 jan. 2019.

WEBBER, S.C.; PORTER, M.M. Reliability of ankle isometric, isotonic, and isokinetic strength and power testing in older women. *Physical Therapy*, v. 90, n. 8, p. 1165–1175, 1 ago. 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20488976>>. Acesso em: 5 fev. 2019.

WERNBOM, M.; AUGUSTSSON, J.; THOMEÉ, R. *The influence of frequency, intensity, volume and mode of strength training on whole muscle cross-sectional area in humans. Sports Medicine*. [S.l.: s.n.], 2007

WESTERBLAD, H.; BRUTON, J.D.; KATZ, A. *Skeletal muscle: Energy metabolism, fiber types, fatigue and adaptability. Experimental Cell Research*. [S.l.]: Exp Cell Res. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20580710/>>. Acesso em: 27 set. 2021. , 1 nov. 2010

WESTERBLAD, H.; DAHLSTEDT, A. J.; LÄNNERGRÉN, J. Mechanisms underlying reduced maximum shortening velocity during fatigue of intact, single fibres of mouse muscle. *Journal of Physiology*, v. 510, n. 1, p. 269–277, 1 jul. 1998. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9625883>>. Acesso em: 13 fev. 2019.

WHITTAKER, R. L.; SONNE, M.W.; POTVIN, J.R. Ratings of perceived fatigue predict fatigue induced declines in muscle strength during tasks with different distributions of effort and recovery. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 47, n. May, p. 88–95, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.05.012>>.

WILSON, G.J. *et al.* The optimal training load for the development of dynamic athletic performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 25, n. 11, p. 1279–1286, 1993. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8289617/>>. Acesso em: 28 set. 2021.

WINTER, E.M. *et al.* Misuse of “Power” and Other Mechanical Terms in Sport and Exercise Science Research. *Journal of Strength and Conditioning Research*. [S.l.: s.n.], 2016

WORLD MEDICAL ASSOCIATION, WMA. *WMA Declaration of Helsinki – Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects – WMA – The World Medical Association. WMA Declaration of Helsinki – Ethical principles for medical research involving human subjects*. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <<https://www.wma.net/policies-post/wma-declaration-of-helsinki-ethical-principles-for-medical-research-involving-human-subjects/>>. Acesso em: 1 out. 2021. , 2013

YAKOVLEV, N.N. Yakovlev NN. Biochemistry of sport in the Soviet Union: beginning,

development, and present status. *Med Sci Sports*, v. 7, n. 43, p. 243–47, 1975.

ZATSIORSKY, V.; KRAEMER, W. *Science and Practice of Strength Training*. 2nd. ed. [S.l.]: Human Kinetics, 2006. Disponível em: <<https://books.google.co.uk/books?id=QWSn4iKgNo8C&printsec=frontcover#v=onepage&q&f=false>>.

APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE)

Projeto de Pesquisa: EFEITOS NEUROMUSCULARES AGUDOS E TEMPO DE RECUPERAÇÃO DO TREINAMENTO DE POTÊNCIA MUSCULAR EM IDOSOS:

Uma referência especial às ações musculares isométricas e dinâmicas

Você está sendo convidado a participar do estudo cujo título é “EFEITOS AGUDOS E SUBAGUDOS DO TREINAMENTO DE FORÇA RÁPIDA E DE POTÊNCIA MUSCULAR EM IDOSOS: uma referência especial à fatigabilidade relacionada aos tipos de contrações”, de responsabilidade do pesquisador e professor Fernando Diefenthaler. Este TCLE foi elaborado em cumprimento da Resolução 466/12. Os voluntários serão divididos em quatro grupos de indivíduos saudáveis: 1) idosos exercícios: 60-80 anos, que participarão do programa de exercícios de força.

Essas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo que visa comparar as respostas neuromusculares após diferentes métodos (i.e., isométricos e dinâmicos) de exercícios de força de membros inferiores (pernas) em idosos saudáveis e independentes. Essa avaliação será feita com o uso dos aparelhos de dinamometria isocinética, eletromiografia de superfície, eletroestimulação e de ultrassom (US), antes e após um programa de exercícios de fortalecimento muscular. Os resultados deste estudo poderão servir como base para prescrição de exercícios de força, reduzindo assim o risco de lesões e possibilitando a tomada de decisões sobre avaliação e controle de exercícios de força. Além disso, a análise sobre os mecanismos responsáveis pela adaptação do músculo durante ou imediatamente após o exercício será de suma importância para o avanço do diagnóstico por imagem e biomecânica.

Se você concordar em participar da minha pesquisa, você responderá a um questionário, na sua primeira visita, com suas características de nível de atividade física e histórico de doenças. Essas características contam com, por exemplo, a aferição de sua estatura e massa corporal com uma balança, o comprimento e circunferência da sua perna com uma trena flexível e algumas marcações em sua pele com lápis dermatográfico, correspondentes às regiões a serem avaliadas pelo US e eletromiografia. Essas marcações serão retiradas com álcool após o fim das medidas. Em seguida, enquanto você permanece em repouso e deitado de barriga para cima ou baixo em uma maca, serão adquiridas imagens modo-B de (ultrassom) de músculos superficiais das pernas. Após esse procedimento, serão feitos testes de análise da amplitude de algumas articulações, como joelho ou tornozelo, bilateralmente, e teste de torque (força) através do dinamômetro isocinético *Biodex*.

Vocês se sentarão no dinamômetro mantendo a articulação numa amplitude segura e confortável. Numa próxima visita, você realizará um dos dois modelos de avaliação de força rápida de maneira isométrica e posteriormente, você será reavaliado a cada 96 h por 5 dias. Após 15 dias de intervalo, você será agora avaliado pelo outro modelo que avalie a força rápida e novamente será

reavaliado a cada 96 h por 5 dias, este é o período um do projeto. Já no período dois, você será alocado em um dos modelos de exercícios de força (isométricos ou dinâmicos) consistindo 5 séries de 10 repetições ou 10 *séries* de 10 repetições dos grupamentos musculares importantes para tarefas da vida diária, como anteriores e posteriores de coxas. A intensidade dos exercícios será definida de acordo com cada sujeito, não oferecendo risco de lesão, porém pode levar a fadiga momentânea. No mesmo dia, a sua força rápida será avaliada imediatamente após, 1, 3 e 8 minutos cada protocolo de treinamento. Você não terá que fazer nenhum esforço supramáximo durante os exercícios e caso haja um relato de qualquer desconforto, o exercício será suspenso. Após o período de intervenção, uma nova coleta com o US será feita para comparação dos dados.

Os testes serão realizados no laboratório de Biomecânica e de esforço físico do Programa de Pós-Graduação em Educação Física da UFSC. Sua participação é voluntária e você poderá recusar-se a participar, retornar outro dia (se necessário) e retirar seu consentimento a qualquer momento da pesquisa, sem penalização por isso. Não há nenhum benefício direto para você. Esta pesquisa não possui fins lucrativos, é confidencial e o seu nome não será mencionado e nem utilizado de maneira alguma em qualquer momento da pesquisa, o que garante o anonimato. Apesar de todo o cuidado com confidencialidade, há sempre o risco de quebra de sigilo, ainda que involuntário e não intencional. As informações obtidas serão divulgadas no meio científico, sendo permitido o armazenamento destas para realização de estudos futuros. A qualquer momento você pode solicitar informações sobre o andamento do trabalho. Ao final, você será convidado a participar do seminário de apresentação dos resultados conclusivos.

O estudo proporciona riscos individuais inerentes às pesquisas em seres humanos. Durante os testes e os exercícios de força poderão ocorrer desconforto e cansaço muscular temporário, com a possibilidade de redução na força, aumento da frequência cardíaca e pressão sanguínea, que serão monitoradas. O programa de exercícios de força será aplicado por uma equipe experiente contendo fisioterapeutas e educadores físicos, que suspenderão o exercício devido a qualquer queixa relatada. Os exercícios e os testes serão executados de forma que não causem dor ou qualquer desconforto, contudo, qualquer queixa de mal-estar, o teste/exercício será suspenso imediatamente, sendo retomado apenas se você julgar-se capaz e/ou os profissionais de saúde envolvidos garantirem por meio de avaliação que você encontra-se apto a retomar os teste/exercício. Você irá trajar bermudas com comprimento até o joelho, sem que haja, portanto, qualquer tipo de exposição constrangedora.

Se houver eventual cansaço ou aborrecimento causado pelos procedimentos, é garantida a você a liberdade de querer não participar do projeto de pesquisa ou de retirar o consentimento a qualquer momento, não havendo qualquer prejuízo. Todas as despesas necessárias para a realização deste estudo são de responsabilidade do grupo de pesquisa, não cabendo qualquer custo a você. Caso necessário, haverá ressarcimento de qualquer despesa relacionada à pesquisa, como o seu

transporte e de acompanhantes. Diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa, você será indenizado no valor de seu prejuízo.

Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (CEPSH-UFSC), situado no Prédio Reitoria II, 4º andar, sala 401, na Rua Desembargador Vitor Lima, nº 222, Trindade, Florianópolis. O telefone para contato é (48) 3721-6094 e o e-mail é cep.propesq@contato.ufsc.br.

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações sobre o estudo acima citado que li ou que foram lidas para mim.

Eu discuti com o prof. Fernando Diefenthaler sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia de acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, sem penalidades ou prejuízos e sem a perda de atendimento nesta Instituição ou de qualquer benefício que eu possa ter adquirido. Eu receberei uma via desse Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e a outra ficará com o pesquisador responsável por essa pesquisa. Além disso, estou ciente de que eu (ou meu representante legal) e o pesquisador responsável deveremos rubricar todas as folhas desse TCLE e assinar na última folha.

No caso de dúvidas e esclarecimentos, entre em contato com o pesquisador responsável prof. Fernando Diefenthaler:

DADOS DO PESQUISADOR RESPONSÁVEL PELO PROJETO DE PESQUISA

Nome completo: Fernando Diefenthaler

Endereço completo: Universidade Federal de Santa Catarina – UFSC Departamento de Educação Física do Centro de Desportos-Trindade/ Florianópolis/SC- 88040-900

Fone: (048) 3721-8530

Endereço eletrônico: **fernando.diefenthaler@ufsc.br**

Nome do Sujeito da Pesquisa

Data: ____ / ____ / ____

Assinatura do Sujeito da Pesquisa

Nome do Pesquisador Responsável

Data: ____ / ____ / ____

Assinatura do Pesquisador Responsável

Data: ____ / ____ / ____

APÊNDICE B – Ficha de anamnese

Anamnese

Nome: _____

ID: _____ Data: ____/____/____

Endereço: _____

_____ Número: _____

Complemento: _____ Bairro: _____

CEP: _____

Data de Nascimento: _____

Tel Residencial: _____ Tel para recados: _____

Tel do Plano de Saúde: _____

Grau de Escolaridade: _____

1. Você costuma sentir:

- () Tontura () Falha no coração
 () Desmaios () Escurecimento da vista
 () Dor no peito () Taquicardia (batedeira no peito)
 () Falta de ar (cansaço no peito, cansa fácil.)

2. Você tem problema cardíaco (ataque, cirurgia ou doença cardíaca):

- () Não
 () Sim Qual? _____

3. Sexo: _____ Idade: _____ anos.

4. Você possui pais, irmãos ou avós que tiveram ou têm problemas cardíacos?

- () Não () Sim. Quem? _____ O que? _____

5. Você possui pais, irmãos ou avós que têm hipertensão?

- () Não () Sim. Quem? _____

6. Você possui pais, irmãos ou avós que têm diabetes mellitus?

- () Não () Sim. Quem? _____

7. Você tem hipertensão?

() Não () Sim.

8. Você tem diabetes mellitus?

() Não () Sim.

9. Você tem colesterol alto?

() Não () Sim.

10. Você é fumante?

() Não () Sim () Ex-fumante. Parou a quanto tempo? _____

11. Você possui algum tipo de problema mioarticular (lesão de natureza articular ou muscular, por exemplo: artrite, artrose, dores musculares constantes, etc.) ?

() Não () Não sei () Sim. Descreva:

12. Você possui algum tipo de problema ósseo com osteopenia ou osteoporose?

() Não () Sim.

13. Você já teve alguma fratura?

() Não () Sim. Local da fratura: _____ Quanto tempo: _____

14. Você possui outros problemas de saúde?

() Não () Sim Quais: _____

15. Você já passou por algum procedimento cirúrgico?

() Não () Sim. Qual: _____

16. Você toma algum remédio?

() Não () Sim. Qual(is): _____

17. Com que idade ocorreu sua última menstruação (idade)? _____**18. Você faz uso de medicamentos de reposição hormonal?**

() Não () Sim. Qual(is): _____

19. Você tem alguma limitação para realizar seus movimentos da vida diária?

() Não () Sim. Qual (is): _____

20. Você tem tremores nas mãos para realizar atividade que exijam coordenação (ex. beber café)?

() Não () Sim.

21. Algum médico recomendou que você fizesse atividade física?

() Não () Sim.

22. Algum médico já te disse que você tem alguma limitação para realizar alguma atividade física?

() Não () Sim. Qual: _____

23. Você anda nada ou corre regularmente?

() Não () Sim. Há quanto tempo? _____ Quantos dias por semana: _____ Quantos minutos por dia: _____

24. Você faz outras atividades físicas regularmente?

() Não () Sim. Há quanto tempo? _____ Quantos dias por semana: _____ Quantos minutos por dia: _____

Situação

() **Incluído**

() **Excluído**

Motivo: _____

APÊNDICE C – Formulário de inscrição on-line

13/08/2021

Projeto de Pesquisa Educação Física - UFSC

Projeto de Pesquisa Educação Física - UFSC

*Obrigatório

1. E-mail *

2. 1. Qual seu nome? *

3. 2. Qual sua idade? *

4. 3. Qual seu gênero? *

Marcar apenas uma oval.

Feminino

Masculino

5. 4. Faz uso de cigarro? *

Marque todas que se aplicam.

Sim

Não

APÊNDICE D – Tamanho do efeito e IC da familiarização da contração isométrica voluntária máxima.

CIVM Valores absolutos				
100% CIVM	d2 vs. d1	d3 vs. d1	d4 vs. d1	d5 vs. d1
TE	0,10	-0,01	0,28	0,40
95% IC	-0,39; 0,59	-0,28; 0,26	-0,06; 0,62	-0,31; 1,11
M _d	10,2	-3,9	-4,2	2,6
95% IC	-10,8; 31,2	-11,8; 3,9	-13,2; 4,9	-8,5; 13,8
CIC _(3,1)	0,62	0,96	0,94	0,91
95% IC	0,00; 0,90	0,83; 0,99	0,77; 0,99	0,65; 0,98
ETMabs	20,2	7,5	8,7	10,7
95% IC	13,9; 38,7	5,2; 14,5	6,0; 16,7	7,4; 20,5
CV (%)	12,6	4,3	4,8	6,4
95% IC	8,5; 25,5	2,9; 8,4	3,3; 9,4	4,4; 12,6
80% CIVM	d2 vs. d1	d3 vs. d1	d4 vs. d1	d5 vs. d1
TE	0,31	0,20	0,02	0,48
95% IC	-0,43; 1,05	-0,49; 0,89	-0,40; 0,44	-0,26; 1,23
M _d	11,0	-4,7	-6,0	13,6
95% IC	-14,0; 36,0	-19,3; 9,8	-18,8; 6,7	-0,9; 28,2
CIC _(3,1)	0,54	0,66	0,76	0,76
95% IC	-0,13; 0,87	0,06; 0,91	0,27; 0,94	0,27; 0,94
ETMabs	24,1	14,0	12,3	14,0
95% IC	16,6; 46,1	9,7; 26,8	8,5; 23,5	9,7; 26,8
CV (%)	22,7	10,3	9,7	10,4
95% IC	15,2; 48,1	7,0; 20,7	6,6; 19,3	7,1; 20,9
100% vs. 80% CIVM	d1	d2	d3	d4
M _d	-29,5	39,7	-28,7	24,8
95% IC	-41,8; -17,2	9,6; 9,8	-40,2; -17,2	12,9; 36,6
CIC _(2,1)	0,94	0,22	0,88	0,90
95% IC	0,75; 0,98	-0,46; 0,74	0,58; 0,97	0,62; 0,97
ETMabs	11,8	29,0	11,0	11,4
95% IC	8,2; 22,7	20,0; 55,6	7,6; 21,1	7,9; 21,9
CV (%)	13,4	26,2	6,7	6,4
95% IC	9,0; 27,1	17,5; 56,3	4,6; 13,2	4,4; 12,6

APÊNDICE E – Tamanhos dos efeitos e intervalos de confiança de 95% das comparações das taxas de desenvolvimento de torque voluntário (método manual), durante contrações voluntárias a 100% e a 80% da contração isométrica voluntária máxima, realizadas em cinco dias consecutivos do período de familiarização (continua).

Variáveis	Dias de familiarização			
TDT 0-50 ms				
Valores absolutos				
100% CIVM	d2 vs. d1	d3 vs. d1	d4 vs. d1	d5 vs. d1
TE (d)	0,89	0,53	0,48	0,36
95% IC	-0,29; 2,08	-0,10; 1,17	-0,40; 1,36	-0,11; 0,83
80% CIVM	d2 vs. d1	d3 vs. d1	d4 vs. d1	d5 vs. d1
TE (d)	0,31	0,20	0,02	0,48
95% IC	-0,43; 1,05	-0,49; 0,89	-0,40; 0,44	-0,26; 1,23
100% vs. 80% CIVM	d1	d2	d3	d4
TE (d)	0,73	0,57	1,15	1,67
95% IC	0,26; 1,20	-0,13; 1,26	-0,46; 2,77	0,78; 2,55
Variação %				
100% CIVM	d3-d2 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d2-d1	d5-d4 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d3-d2
TE (d)	-0,41	0,21	-0,08	1,13
95% IC	-1,63; 0,80	-0,45; 0,87	-0,99; 0,83	-0,39; 2,65
80% CIVM	d3-d2 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d2-d1	d5-d4 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d3-d2
TE (d)	-0,35	-0,45	-0,02	-0,23
95% IC	-1,30; 0,59	-1,45; 0,55	-0,57; 0,53	-1,25; 0,80
100% vs. 80% CIVM	d2-d1	d3-d1	d4-d1	d5-d1
TE (d)	-0,26	-0,30	0,12	-0,23
95% IC	-0,80; 0,29	-1,04; 0,44	-0,33; 0,56	-0,67; 0,20
TDT 0-100 ms				
Valores absolutos				
100% CIVM	d2 vs. d1	d3 vs. d1	d4 vs. d1	d5 vs. d1
TE (d)	0,31	0,27	0,43	0,35
95% IC	-0,37; 0,77	-0,38; 0,74	-0,24; 0,82	-0,31; 0,78

APÊNDICE E – Tamanhos dos efeitos e intervalos de confiança de 95% das comparações das taxas de desenvolvimento de torque voluntário (método manual), durante contrações voluntárias a 100% e a 80% da contração isométrica voluntária máxima, realizadas em cinco dias consecutivos do período de familiarização (continua).

Variáveis	Dias de familiarização			
80% CIVM	d2 vs. d1	d3 vs. d1	d4 vs. d1	d5 vs. d1
TE (δ)	0,18	0,24	0,10	-0,10
95% IC	-0,45; 0,69	-0,40; 0,73	-0,52; 0,65	-0,65; 0,52
100% vs. 80% CIVM	d1	d2	d3	d4
TE (δ)	-0,71	-0,35	0,63	-0,27
95% IC	-0,94; -0,07	-0,78; 0,30	-0,91; 0,03	0,74; 0,39
Variação %				
100% CIVM	d3-d2 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d2-d1	d5-d4 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d3-d2
TE (δ)	-0,35	-0,33	-0,71	0,06
95% IC	-0,79; 0,33	-0,78; 0,36	-0,95; 0,09	-0,55; 0,63
80% CIVM	d3-d2 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d2-d1	d5-d4 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d3-d2
TE (δ)	0,10	-0,22	-0,02	-0,31
95% IC	-0,50; 0,64	-0,71; 0,41	-0,60; 0,57	-0,76; 0,35
100% vs. 80% CIVM	d2-d1	d3-d1	d4-d1	d5-d1
TE (δ)	0,39	0,02	0,59	-0,51
95% IC	-0,32; 0,82	-0,60; 0,62	-0,12; 0,90	-0,20; 0,82
TDT 50-100 ms				
Valores absolutos				
100% CIVM	d2 vs. d1	d3 vs. d1	d4 vs. d1	d5 vs. d1
TE (d)	-0,10	-0,66	0,16	-0,13
95% IC	-0,84; 0,64	-1,66; 0,35	-0,53; 0,86	-0,97; 0,72
80% CIVM	d2 vs. d1	d3 vs. d1	d4 vs. d1	d5 vs. d1
TE (d)	0,16	0,11	0,30	0,28
95% IC	-0,88; 1,20	-0,68; 0,89	-0,23; 0,82	-0,54; 1,10

APÊNDICE E – Tamanhos dos efeitos e intervalos de confiança de 95% das comparações das taxas de desenvolvimento de torque voluntário (método manual), durante contrações voluntárias a 100% e a 80% da contração isométrica voluntária máxima, realizadas em cinco dias consecutivos do período de familiarização (continua).

Variáveis	Dias de familiarização			
100% vs. 80% CIVM	d1	d2	d3	d4
TE (d)	-0,10	-0,39	-1,29	-0,18
95% IC	-0,87; 0,66	-1,17; 0,40	-2,21; -0,36	-1,28; 0,92
Variação %				
100% CIVM	d3-d2 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d2-d1	d5-d4 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d3-d2
TE (δ)	-0,31	0,29	0,26	0,60
95% IC	-0,76; 0,35	-0,40; 0,77	-0,40; 0,74	-0,09; 0,80
80% CIVM	d3-d2 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d2-d1	d5-d4 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d3-d2
TE (δ)	0,27	0,14	0,16	0,18
95% IC	-0,39; 0,74	-0,48; 0,67	-0,47; 0,67	-0,44; 0,69
100% vs. 80% CIVM	d2-d1	d3-d1	d4-d1	d5-d1
TE (δ)	0,06	-0,47	-0,10	-0,18
95% IC	-0,54; 0,62	0,21; -0,84	-0,65; 0,53	-0,70; 0,46
TDT 0-200 ms				
Valores absolutos				
100% CIVM	d2 vs. d1	d3 vs. d1	d4 vs. d1	d5 vs. d1
TE (δ)	0,22	0,06	-0,14	-0,06
95% IC	-0,41; 0,71	-0,55; 0,63	-0,69; 0,51	-0,62; 0,54
Ab80%	d2 vs. d1	d3 vs. d1	d4 vs. d1	d5 vs. d1
TE (δ)	-0,02	-0,18	-0,39	0,10
95% IC	-0,60; 0,57	-0,69; 0,44	-0,81; 0,30	-0,52; 0,65
Ab100% vs. 80%	d1	d2	d3	d4
TE (δ)	-0,27	-0,06	0,14	-0,14
95% IC	-0,74; 0,39	-0,63; 0,55	-0,48; 0,67	-0,68; 0,49

APÊNDICE E – Tamanhos dos efeitos e intervalos de confiança de 95% das comparações das taxas de desenvolvimento de torque voluntário (método manual), durante contrações voluntárias a 100% e a 80% da contração isométrica voluntária máxima, realizadas em cinco dias consecutivos do período de familiarização (continua).

Variáveis	Dias de familiarização			
Variação %				
100% CIVM	d3-d2 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d2-d1	d5-d4 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d3-d2
TE (δ)	-0,39	-0,48	-0,14	0,00
95% IC	-0,81; 0,30	-0,85; 0,22	-0,69; 0,50	-0,59; 0,59
80% CIVM	d3-d2 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d2-d1	d5-d4 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d3-d2
TE (δ)	-0,14	-0,06	0,35	0,06
95% IC	-0,66; 0,47	-0,63; 0,55	-0,34; 0,79	-0,55; 0,63
100% vs. 80% CIVM	d2-d1	d3-d1	d4-d1	d5-d1
TE (δ)	0,22	0,33	0,29	-0,35
95% IC	-0,41; 0,71	-0,33; 0,77	-0,38; 0,76	-0,79; 0,33
TDT 100-200 ms				
Valores absolutos				
100% CIVM	d2 vs. d1	d3 vs. d1	d4 vs. d1	d5 vs. d1
TE (d)	0,16	-0,18	-0,63	-0,27
95% IC	-0,29; 0,62	-0,73; 0,37	-1,69; 0,43	-1,03; 0,48
80% CIVM	d2 vs. d1	d3 vs. d1	d4 vs. d1	d5 vs. d1
TE (d)	0,45	-0,35	0,15	-0,30
95% IC	-0,91; 1,82	-1,94; 1,24	-1,07; 1,36	-1,29; 0,69
100% vs. 80% CIVM	d1	d2	d3	d4
TE (d)	-1,29; 2,20	-2,37; 1,68	-1,41; 1,70	-1,56; 0,96
100% vs. 80% Ab	d1	d2	d3	d4
TE (d)	-0,12	-0,16	-0,02	-1,00
95% IC	-1,49; 1,25	-1,47; 1,15	-0,92; 0,88	-2,65; 0,65
Variação %				
100% CIVM	d3-d2 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d2-d1	d5-d4 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d3-d2
TE (δ)	-0,35	-0,57	0,43	-0,26
95% IC	-0,78; 0,31	-0,89; 0,12	-0,26; 0,83	-0,74; 0,40

APÊNDICE E – Tamanhos dos efeitos e intervalos de confiança de 95% das comparações das taxas de desenvolvimento de torque voluntário (método manual), durante contrações voluntárias a 100% e a 80% da contração isométrica voluntária máxima, realizadas em cinco dias consecutivos do período de familiarização (conclusão).

Variáveis	Dias de familiarização			
80% CIVM	d3-d2 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d2-d1	d5-d4 vs. d2-d1	d4-d3 vs. d3-d2
TE (δ)	0,27	0,31	-0,02	-0,02
95% IC	-0,39; 0,74	-0,38; 0,78	-0,59; 0,56	-0,60; 0,58
100% vs. 80% CIVM	d2-d1	d3-d1	d4-d1	d5-d1
TE (δ)	0,22	-0,18	-0,52	-0,14
95% IC	-0,41; 0,71	-0,69; 0,44	-0,87; 0,19	-0,67; 0,48

TDT, taxa de desenvolvimento de torque. CIVM, contração isométrica voluntária máxima. d, dia. TE, tamanho do efeito: d de Cohen (trivial (<0,20), pequeno (\geq 0,20), médio (\geq 0,60), grande (\geq 1,2) ou muito grande (\geq 2,0)) ou δ de Cliff (trivial (<0,147), pequeno (\geq 0,147), médio (\geq 0,33) ou forte (\geq 0,474)). IC 95%, intervalo de confiança de 95%.

APÊNDICE F – Limites de concordância (LdC) entre os dias de avaliação para taxa de desenvolvimento de torque (TDT) durante o protocolo um (P1).

	Protocolo 1 – P1											
	0-50 (N·m·s ⁻¹)				0-100 (N·m·s ⁻¹)				50-100 (N·m·s ⁻¹)			
	Viés (%)	LdC (%)		razão (dp)	Viés (%)	LdC (%)		razão (dp)	Viés (%)	LdC (%)		razão (dp)
		Inf	Sup			Inf	Sup			Inf	Sup	
d2xd1	2,5	-5,1	10,2	2,5	0,9	-0,3	2,2	0,4	1,0	0,2	1,9	0,4
d3xd2	1,1	-0,1	2,4	0,6	1,4	-0,1	3,0	0,8	1,3	0,3	2,4	0,5
d4xd3	1,8	-0,4	3,9	1,1	1,2	0,4	2,0	0,4	1,1	0,4	1,8	0,3
d5xd4	0,9	0,4	1,3	0,2	0,9	-0,1	2,0	0,5	1,0	0,7	1,3	0,2

	Protocolo 1 – P1								
	0-200 (N·m·s ⁻¹)				100-200 (N·m·s ⁻¹)				
	Viés (%)	LdC (%)		razão (dp)	Viés (%)	LdC (%)		razão (dp)	
		Inf	Sup			Inf	Sup		
d2xd1	1,2	0,24	2,15	0,4	1,1	0,27	1,95	0,4	
d3xd2	0,9	0,63	1,31	0,1	1,0	0,58	1,61	0,2	
d4xd3	0,9	0,54	1,26	0,1	0,8	0,68	1,05	0,1	
d5xd4	1,0	0,55	1,52	0,2	1,1	0,75	1,49	0,2	

APÊNDICE G - Limites de concordância (LdC) entre os dias de avaliação para impulso contrátil (Imp) durante o protocolo um (P1).

	Protocolo 1 – P1											
	0-50 (N·m·s)				0-100 (N·m·s)				50-100 (N·m·s)			
	Viés (%)	LdC (%)		razão (dp)	Viés (%)	LdC (%)		Ratio (dp)	Viés (%)	LdC (%)		razão (dp)
		Inf	Sup			Inf	Sup			Inf	Sup	
d2xd1	2,5	-3,8	8,9	3,2	1,8	-1,3	4,9	1,6	1,5	-0,4	3,4	0,9
d3xd2	1,1	0,2	2,0	0,4	1,0	0,2	1,9	0,4	1,1	0,6	1,6	0,2
d4xd3	1,1	0,6	1,7	0,2	1,0	0,3	1,8	0,3	1,1	0,5	1,8	0,3
d5xd4	0,9	0,5	1,4	0,4	1,1	-0,3	2,4	0,7	0,9	0,6	1,3	0,1

	Protocolo 1 – P1							
	0-200 (N·m·s)				100-200 (N·m·s)			
	Viés (%)	LdC (%)		razão (dp)	Viés (%)	LdC (%)		razão (dp)
		Inf	Sup			Inf	Sup	
d2xd1	1,2	0,25	2,31	0,5	1,2	0,32	2,13	0,4
d3xd2	1,0	0,72	1,35	0,1	1,0	0,78	1,28	0,1
d4xd3	1,0	0,77	1,27	0,1	0,9	0,75	1,23	0,1
d5xd4	0,9	0,72	1,21	0,1	0,9	0,75	1,18	0,1

APÊNDICE H – Limites de concordância (LdC) entre os dias de avaliação para taxa de desenvolvimento de torque (TDT) durante o protocolo dois (P2).

	Protocolo 2 – P2											
	0-50 (N·m·s ⁻¹)				0-100 (N·m·s ⁻¹)				50-100 (N·m·s ⁻¹)			
	Viés (%)	LdC (%)		razão (dp)	Viés (%)	LdC (%)		Ratio (dp)	Viés (%)	LdC (%)		razão (dp)
		Inf	Sup			Inf	Sup			Inf	Sup	
d2xd1	1,1	0,2	2,1	0,4	1,1	0,2	2,1	0,5	1,1	-0,0	2,4	0,6
d3xd2	0,9	0,6	1,3	0,2	1,0	0,8	1,3	0,1	1,0	0,6	1,5	0,2
d4xd3	1,0	0,5	1,5	0,2	0,9	0,7	1,2	0,1	0,9	0,7	1,2	0,1
d5xd4	1,1	0,8	1,5	0,2	0,9	0,7	1,3	0,1	1,0	0,8	1,3	0,1

	Protocolo 2 – P2							
	0-200 (N·m·s ⁻¹)				100-200 (N·m·s ⁻¹)			
	Viés (%)	LdC (%)		razão (dp)	Viés (%)	LdC (%)		razão (dp)
		Inf	Sup			Inf	Sup	
d2xd1	1,3	-0,8	3,6	1,1	1,2	0,3	2,1	0,4
d3xd2	0,8	0,5	1,2	0,1	1,1	0,6	1,6	0,2
d4xd3	0,9	0,6	1,2	0,1	0,9	0,8	1,1	0,1
d5xd4	1,2	0,3	2,2	0,4	0,9	0,7	1,2	0,1

APÊNDICE I - Limites de concordância (LdC) entre os dias de avaliação para impulso contrátil (Imp) durante o protocolo dois (P2).

	Protocolo 2 – P2											
	0-50 (N·m·s)				0-100 (N·m·s)				50-100 (N·m·s)			
	Viés (%)	LdC (%)		razão (dp)	Viés (%)	LdC (%)		Ratio (dp)	Viés (%)	LdC (%)		razão (dp)
		Inf	Sup			Inf	Sup			Inf	Sup	
d2xd1	1,1	0,3	2,0	0,4	1,0	0,2	1,8	0,3	1,1	0,2	2,1	0,5
d3xd2	1,0	0,7	1,3	0,1	1,3	0,7	1,5	0,1	1,0	0,7	1,3	0,1
d4xd3	0,8	0,4	1,4	0,2	0,9	0,4	1,5	0,2	0,9	0,6	1,2	0,1
d5xd4	1,2	0,5	1,9	0,3	1,0	0,6	1,5	0,2	1,1	0,7	1,4	0,2

	Protocolo 2 – P2							
	0-200 (N·m·s)				100-200 (N·m·s)			
	Viés (%)	LdC (%)		razão (dp)	Viés (%)	LdC (%)		razão (dp)
		Inf	Sup			Inf	Sup	
d2xd1	1,2	0,1	2,2	0,5	0,9	0,9	1,1	0,0
d3xd2	0,9	0,5	1,3	0,2	1,1	0,3	1,9	0,4
d4xd3	1,0	0,6	1,4	0,2	1,0	0,9	1,1	0,0
d5xd4	1,1	0,8	1,4	0,1	1,0	0,8	1,3	0,1

APÊNDICE J – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações dos valores absolutos de TDb10, Tsimples, AV, M_{max} , TDb 100, TDb100/TDb10 e $T_{1/2r}$ e entre os momentos imediatamente após (pós) e o pré-exercício das sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.

Variáveis	Pós vs. pré	
	T1	T2
TDb 10		
TE d (IC 95%)	-0,64 (-1,67; 0,39)	-0,38 (-1,43; 0,66)
Tsimples		
TE δ (IC 95%)	-0,35 (-0,78; 0,31)	0,27 (-0,47; 0,78)
AV		
TE δ (IC 95%)	-0,20 (-0,76; 0,53)	-0,40 (-0,84; 0,35)
M_{maxVL}		
TE d (IC 95%)	-0,42 (-1,45; 0,62)	0,20 (-0,97; 1,38)
M_{maxRF}		
TE δ (IC 95%)	-0,28 (-0,82; 0,53)	0,70 (-0,22; 0,96)
TDb 100		
TE δ (IC 95%)	-0,33 (-0,82; 0,42)	-0,33 (-0,81; 0,40)
TDb100/TDb10		
TE d (IC 95%)	-0,96 (-3,26; 1,35)	-0,15 (-1,05; 0,75)
$T_{1/2r}$		
TE d (IC 95%)	0,67 (-2,43; 3,46)	-0,96 (-2,40; 0,48)

T1, sessão de exercício isométrico não balístico de alto volume. T2, sessão de exercício isométrico não balístico de baixo volume. TDb 10, pico de torque do *doublet* potencializado a 10 Hz. Tsimples, estímulo único. AV, ativação voluntária. M_{maxVL} , amplitude máxima da onda-M do músculo vasto lateral. M_{maxRF} , amplitude máxima da onda-M do músculo reto femoral. TDb 100, pico de torque do *doublet* potencializado a 100 Hz. $T_{1/2r}$, tempo de meio relaxamento. TE (95%), tamanho do efeito (intervalo de confiança de 95%). TE d de Cohen: trivial (<0,20), pequeno ($\geq 0,20$), médio ($\geq 0,60$), grande ($\geq 1,2$) ou muito grande ($\geq 2,0$) ou δ de Cliff: negligível (<0,147), pequeno ($\geq 0,147$), médio ($\geq 0,33$) ou forte ($\geq 0,474$).

APÊNDICE K – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações entre as sessões de T1 e T2 referentes aos valores absolutos de M_{max} , $TpTwitch$, AV, onda-M, TDb 100, TDb100/TDb10 e $T_{1/2r}$ entre os momentos pré e entre os momentos imediatamente após (pós) das sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.

Variáveis	T1 vs. T2	
	Pré vs. Pré	Pós vs. Pós
TDb 10		
TE d (IC 95%)	-0,06 (-0,74; 0,61)	0,93 (-0,70; 2,56)
Tsimples		
TE δ (IC 95%)	0,19 (-0,47; 0,72)	0,83 (0,13; 0,98)
AV		
TE δ (IC 95%)	0,33 (-0,39; 0,80)	-0,12 (-0,74; 0,60)
M_{maxVL}		
TE d (IC 95%)	0,20 (-1,74; 2,14)	1,09 (-1,19; 3,37)
M_{maxRF}		
TE δ (IC 95%)	-0,20 (-0,77; 0,55)	0,70 (-0,22; 0,96)
TDb 100		
TE δ (IC 95%)	0,17 (-0,51; 0,72)	0,60 (-0,22; 0,92)
TDb100/TDb10		
TE d (IC 95%)	0,16 (-1,10; 1,43)	0,38 (-1,42; 2,18)
$T_{1/2r}$		
TE d (IC 95%)	0,55 (-2,03; 3,14)	-1,13 (-9,45; 7,20)

T1, sessão de exercício isométrico não balístico de alto volume. T2, sessão de exercício isométrico não balístico de baixo volume. TDb 10, pico de torque do *doublet* potencializado a 10 Hz. Tsimples, estímulo único. AV, ativação voluntária. M_{maxVL} , amplitude máxima da onda-M do músculo vasto lateral. M_{maxRF} , amplitude máxima da onda-M do músculo reto femoral. TDb 100, pico de torque do *doublet* potencializado a 100 Hz. $T_{1/2r}$, tempo de meio relaxamento. TE (95%), tamanho do efeito (intervalo de confiança de 95%). TE d de Cohen: trivial (<0,20), pequeno ($\geq 0,20$), médio ($\geq 0,60$), grande ($\geq 1,2$) ou muito grande ($\geq 2,0$) ou δ de Cliff: negligível (<0,147), pequeno ($\geq 0,147$), médio ($\geq 0,33$) ou forte ($\geq 0,474$).

APÊNDICE L – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações dos valores relativos¹ da CIVM e do RMS entre momentos 1, 3 e 8 min vs. imediatamente após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.

Variáveis	T1 vs. T2		
	%1 min vs. %pós	%3 min vs. %pós	%8 min vs. %pós
T1			
PT			
TE <i>d</i> (IC 95%)	0,10 (-0,67; 0,87)	0,05 (-0,60; 0,70)	0,37 (-0,26; 0,99)
RMS_{VL}			
TE <i>d</i> (IC 95%)	0,51 (-0,30; 1,32)	-0,21 (-1,24; 0,83)	1,02 (-0,13; 2,17)
RMS_{RF}			
TE <i>d</i> (IC 95%)	-0,58 (-1,44; 0,28)	-1,19 (-2,31; -0,07)	0,76 (-1,56; 2,17)
T2			
CIVM			
TE <i>d</i> (IC 95%)	0,60 (-0,46; 1,65)	0,80 (0,00; 1,60)	0,39 (-0,25; 0,10)
RMS_{VL}			
TE <i>d</i> (IC 95%)	0,29 (-2,75; 3,33)	-0,25 (-1,74; 1,24)	-0,02 (-1,61; 1,57)
RMS_{RF}			
TE <i>d</i> (IC 95%)	-0,16 (-2,24; 1,93)	-0,04 (-1,74; 1,67)	0,91 (-1,63; 3,45)

¹Expressos como % do pré. T1, sessão de exercício isométrico não balístico de alto volume. T2, sessão de exercício isométrico não balístico de baixo volume. CIVM, contração isométrica voluntária máxima. RMS_{VL}, *root mean square* no músculo vasto lateral. RMS_{RF}, *root mean square* no músculo reto femoral. TE (95%), tamanho do efeito (intervalo de confiança de 95%). TE *d* de Cohen: trivial (<0,20), pequeno (≥0,20), médio (≥0,60), grande (≥1,2) ou muito grande (≥2,0).

APÊNDICE M – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações entre as sessões de T1 e T2 referentes aos valores relativos¹ da CIVM e do RMS em 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.

Variáveis	T1 vs. T2		
	%1 min	%3 min	%8 min
PT			
TE <i>d</i> (IC 95%)	0,24 (-0,25; 0,73)	0,43 (0,06; 0,80)	-0,11 (-1,37; 1,15)
RMS_{VL}			
TE <i>d</i> (IC 95%)	0,10 (-1,95; 2,15)	0,04 (-1,19; 1,26)	-1,00 (-4,21; 2,21)
RMS_{RF}			
TE <i>d</i> (IC 95%)	0,81(-1,25; 2,87)	0,79 (-1,47; 3,05)	-0,93 (-2,05; 0,20)

¹Expressos como % do pré. T1, sessão de exercício isométrico não balístico de alto volume. T2, sessão de exercício isométrico não balístico de baixo volume. CIVM, contração isométrica voluntária máxima. RMS_{VL}, *root mean square* no músculo vasto lateral. RMS_{RF}, *root mean square* no músculo reto femoral. TE (95%), tamanho do efeito (intervalo de confiança de 95%). TE *d* de Cohen: trivial (<0,20), pequeno (≥0,20), médio (≥0,60), grande (≥1,2) ou muito grande (≥2,0).

APENDICE N – Valores descritivos relativos¹ da taxa de desenvolvimento de torque absoluta imediatamente (pós) e 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.

Variáveis	T1		T2		ANOVA de 2 fatores	F	η_p^2	p-valor
	Media \pm DP	95% IC	Media \pm DP	95% IC				
TDT_{100%} 0-50 (%)								
Pós	75 \pm 36	27 – 124	91 \pm 67	37 – 144				
1 min	81 \pm 72	29 – 134	57 \pm 26	34 – 115	Tempo	2,312	0,164	0,085
3 min	73 \pm 80	24 – 142	93 \pm 66	17 – 168	Sessão	3,243	0,173	0,087
8 min	66 \pm 44	27 – 105	97 \pm 38	54 – 139	Tempo*Sessão	0,150	0,018	0,929
TDT₁₀₀ 0-100 (%)								
Pós	81 \pm 32	49 – 112	88 \pm 35	53 – 123				
1 min	86 \pm 31	57 – 116	75 \pm 32	43 – 107	Tempo	0,966	0,182	0,415
3 min	76 \pm 28	44 – 108	104 \pm 40	69 – 128	Sessão	1,913	0,115	0,182
8 min	81 \pm 16	63 – 98	92 \pm 21	73 – 112	Tempo*Sessão	0,815	0,228	0,490
TDT₁₀₀ 0-200 (%¹)								
Pós	95 \pm 29	65 – 111	117 \pm 25	69 – 120				
1 min	110 \pm 26	65 – 123	106 \pm 39	52 – 116	Tempo	1,223	0,152	0,309
3 min	104 \pm 24	68 – 109	121 \pm 30	83 – 128	Sessão	1,350	0,091	0,259
8 min	91 \pm 24	63 – 104	107 \pm 34	66 – 111	Tempo*Sessão	1,504	0,302	0,223
TDT₁₀₀ 50-100 (%)								
Pós	94 \pm 39	69 – 121	83 \pm 21	89 – 145				
1 min	96 \pm 39	79 – 141	84 \pm 36	72 – 139	Tempo	0,865	0,198	0,464
3 min	84 \pm 19	79 – 130	110 \pm 32	94 – 149	Sessão	0,960	0,432	0,339
8 min	93 \pm 23	64 – 118	86 \pm 14	78 – 137	Tempo*Sessão	1,683	0,416	0,180
TDT₁₀₀ 100-200 (%)								
Pós	92 \pm 30	69 – 141	93 \pm 26	37 – 116				
1 min	93 \pm 16	77 – 123	89 \pm 35	64 – 114	Tempo	1,262	0,254	0,296
3 min	102 \pm 18	77 – 127	106 \pm 14	77 – 131	Sessão	0,471	0,043	0,500
8 min	89 \pm 26	70 – 109	77 \pm 23	56 – 98	Tempo*Sessão	2,515	0,456	0,067

¹Expressos como percentual do pré-exercício. T1, sessão de exercício isométrico balístico de alto volume. T2, sessão de exercício isométrico balístico de baixo volume. DP, desvio padrão. IC

95%, intervalo de confiança de 95%. TDT_{100%}, taxa de desenvolvimento de torque absoluta avaliada durante a CIVM.

APENDICE O – Valores descritivos relativos¹ da taxa de desenvolvimento de torque normalizada imediatamente (pós) e 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.

Variáveis	T1		T2		ANOVA de 2 fatores	F	η_p^2	p-valor
	Media \pm DP	95% IC	Media \pm DP	95% IC				
normTDT_{100%} 0-50 (%)								
Pós	68 \pm 33	35 – 100	106 \pm 35	70 – 141				
1 min	92 \pm 28	56 – 128	95 \pm 48	56 – 134	Tempo	0,183	0,055	0,908
3 min	81 \pm 31	45 – 118	110 \pm 47	70 – 149	Sessão	0,863	0,068	0,364
8 min	69 \pm 6	52 – 87	110 \pm 27	90 – 129	Tempo*Sessão	0,576	0,237	0,633
normTDT_{100%} 0-100 (%)								
Pós	93 \pm 35	65 – 121	102 \pm 23	71 – 133				
1 min	109 \pm 25	78 – 141	89 \pm 41	55 – 124	Tempo	1,108	0,243	0,353
3 min	101 \pm 34	75 – 126	108 \pm 34	80 – 136	Sessão	0,429	0,037	0,520
8 min	87 \pm 20	69 – 104	97 \pm 19	78 – 117	Tempo*Sessão	1,379	0,383	0,258
normTDT_{100%} 0-200 (%)								
Pós	95 \pm 29	69 – 121	117 \pm 25	89 – 145				
1 min	110 \pm 26	79 – 141	106 \pm 39	72 – 139	Tempo	1,019	0,204	0,361
3 min	104 \pm 24	79 – 130	121 \pm 30	94 – 149	Sessão	0,107	0,018	0,747
8 min	91 \pm 24	64 – 118	107 \pm 34	78 – 137	Tempo*Sessão	2,225	0,653	0,094
normTDT_{100%} 50-100 (%)								
Pós	116 \pm 40	82 – 149	95 \pm 31	58 – 132				
1 min	113 \pm 24	82 – 143	81 \pm 41	47 – 114	Tempo	3,441	0,322	0,022
3 min	111 \pm 31	82 – 140	99 \pm 31	67 – 130	Sessão	0,173	0,016	0,682
8 min	92 \pm 2328	70 – 114	78 \pm 14	54 – 102	Tempo*Sessão	1,717	0,438	0,173
normTDT_{100%} 100-200 (%)								
Pós	105 \pm 47	69 – 141	77 \pm 24	37 – 116				
1 min	100 \pm 28	77 – 123	89 \pm 19	64 – 114	Tempo	0,844	0,193	0,475
3 min	102 \pm 33	77 – 127	104 \pm 15	77 – 131	Sessão	0,043	0,004	0,838
8 min	89 \pm 19	70 – 109	77 \pm 22	56 – 98	Tempo*Sessão	2,304	0,361	0,086

¹Expressos como percentual do pré-exercício T1, sessão de exercício isométrico balístico de alto volume. T2, sessão de exercício isométrico balístico de baixo volume. DP, desvio padrão. IC 95%, intervalo de confiança de 95%. normTDT_{100%}, taxa de desenvolvimento de torque normalizada pelo pico de torque isométrico máximo avaliada durante a CIVM.

APENDICE P – Valores descritivos relativos¹ do impulso do joelho imediatamente (pós) e 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.

Variáveis	T1		T2		ANOVA de 2 fatores	F	η_p^2	p-valor
	Media \pm DP	95% IC	Media \pm DP	95% IC				
Imp_{100%} 0-50 (%)								
Pós	70 \pm 33	29 – 112	79 \pm 56	34 – 125				
1 min	66 \pm 58	26 – 106	46 \pm 6	2 – 90	Tempo	0,746	0,077	0,534
3 min	71 \pm 76	18 – 124	53 \pm 8	4 – 111	Sessão	0,014	0,002	0,907
8 min	57 \pm 27	29 – 85	75 \pm 32	45 – 106	Tempo*Sessão	1,160	0,114	0,343
Imp₁₀₀0-100 (%)								
Pós	67 \pm 25	33 – 100	85 \pm 45	49 – 122				
1 min	72 \pm 38	41 – 102	66 \pm 25	33 – 100	Tempo	0,283	0,030	0,838
3 min	66 \pm 44	29 – 104	89 \pm 34	48 – 130	Sessão	1,039	0,104	0,335
8 min	66 \pm 17	45 – 87	90 \pm 27	68 – 113	Tempo*Sessão	0,757	0,078	0,528
Imp₁₀₀0-200 (%)								
Pós	88 \pm 20	66 – 110	91 \pm 27	67 – 116				
1 min	91 \pm 25	65 – 117	78 \pm 30	50 – 106	Tempo	0,296	0,032	0,828
3 min	84 \pm 19	61 – 104	102 \pm 30	76 – 127	Sessão	0,137	0,015	0,720
8 min	84 \pm 18	67 – 102	91 \pm 19	71 – 110	Tempo*Sessão	0,939	0,094	0,436
Imp₁₀₀50-100 (%)								
Pós	71 \pm 24	40 – 102	85 \pm 42	51 – 119				
1 min	77 \pm 34	47 – 106	68 \pm 29	36 – 101	Tempo	0,410	0,044	0,747
3 min	75 \pm 50	31 – 119	97 \pm 43	49 – 145	Sessão	0,555	0,058	0,475
8 min	77 \pm 33	49 – 105	92 \pm 25	61 – 123	Tempo*Sessão	0,444	0,047	0,723
Imp₁₀₀100-200 (%)								
Pós	94 \pm 24	71 – 116	92 \pm 23	67 – 117				
1 min	96 \pm 27	68 – 124	81 \pm 33	51 – 112	Tempo	0,351	0,038	0,789
3 min	89 \pm 14	69 – 109	104 \pm 28	82 – 126	Sessão	0,001	0,992	0,010
8 min	89 \pm 22	70 – 108	90 \pm 18	69 – 111	Tempo*Sessão	1,000	0,100	0,408

¹Expressos como percentual do pré-exercício. T1, sessão de exercício isométrico balístico de alto volume. T2, sessão de exercício isométrico balístico de baixo volume. DP, desvio padrão. IC 95%, intervalo de confiança de 95%. Imp_{100%}, impulso do joelho avaliado durante a CIVM.

Apêndice Q – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações dos valores relativos¹ de TDT_{100%}, normTDT_{100%} e Imp_{100%} entre momentos imediatamente após vs. 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.

	%pós min vs. %1 min	%pós min vs. %3 min	%pós min vs. %8 min
TDT_{100%}			
T1			
0-50 ms			
TE <i>d</i> (IC 95%)	-0,11 (-0,94; 0,72)	-0,52 (-2,13; 1,08)	-0,23 (-1,00; 0,54)
0-100 ms			
TE <i>d</i> (IC 95%)	0,15 (-0,33; 0,63)	-0,11 (-1,58; 1,36)	0,00 (-1,16; 1,16)
0-200 ms			
TE <i>d</i> (IC 95%)	0,18 (-0,33; 0,68)	0,00 (-0,66; 0,66)	-0,13 (-0,76; 0,51)
50-100 ms			
TE <i>d</i> (IC 95%)	0,05 (-0,22; 0,32)	-0,21 (-1,40; 0,09)	-0,01 (-0,88; 0,86)
100-200 ms			
TE δ (IC 95%)	-0,11 (-0,68; 0,55)	0,11 (-0,55; 0,68)	-0,17 (-0,72; 0,51)
T2			
0-50 ms			
TE <i>d</i> (IC 95%)	-0,25 (-0,87; 0,37)	0,07 (-1,05; 1,19)	0,25 (-0,33; 0,83)
0-100 ms			
TE <i>d</i> (IC 95%)	-0,29 (-0,84; 0,26)	0,34 (-1,12; 1,80)	0,09 (-0,33; 0,51)
0-200 ms			
TE <i>d</i> (IC 95%)	-0,43 (-1,38; 0,51)	0,46 (-1,06; 1,96)	-0,25 (-0,53; 0,02)
50-100 ms			
TE <i>d</i> (IC 95%)	0,03 (-1,16; 1,23)	-1,02 (-0,75; 2,79)	0,12 (-0,46; 0,70)
100-200 ms			
TE δ (IC 95%)	0,08 (-0,62; 0,71)	0,36 (-0,47; 0,85)	-0,36 (-0,84; 0,43)
normTDT_{100%}			
T1			
0-50 ms			
TE <i>d</i> (IC 95%)	0,60 (0,09; 1,11)	0,34 (-0,48; 1,16)	0,04 (-0,74; 0,82)
0-100 m			
TE <i>d</i> (IC 95%)	0,38 (0,13; 0,64)	0,18 (-0,41; 0,77)	-0,15 (-0,92; 0,61)
0-200 ms			
TE <i>d</i> (IC 95%)	0,43 (0,27; 1,13)	0,27 (-0,34; 0,88)	-0,11 (-1,16; 0,94)
50-100 ms			
TE <i>d</i> (IC 95%)	-0,06 (0,68; 0,56)	-0,09 (-0,99; 0,80)	-0,50 (-1,44; 0,45)
100-200 ms			
TE <i>d</i> (IC 95%)	-0,08 (-0,88; 0,71)	-0,05 (-0,81; 0,70)	-0,28 (-1,27; 0,72)
T2			
0-50 ms			
TE <i>d</i> (IC 95%)	-0,24 (1,10; 0,62)	0,10 (-1,32; 1,52)	0,09 (-0,37; 0,55)
0-100 m			
TE <i>d</i> (IC 95%)	-0,44 (-1,67; 0,78)	0,20 (-1,37; 0,78)	-0,16 (-0,43; 0,11)
0-200 ms			
TE <i>d</i> (IC 95%)	-0,35 (-1,15; 0,45)	0,13 (-0,63; 0,89)	-0,30 (-0,70; 0,10)
50-100 ms			
TE <i>d</i> (IC 95%)	-0,36 (1,21; 0,49)	0,09 (-0,97; 1,16)	-0,43 (-0,98; 0,12)
100-200 ms			
TE <i>d</i> (IC 95%)	0,41 (-0,97; 1,80)	0,90 (-0,09; 1,89)	0,01 (-0,65; 0,67)

(continua)

Apêndice Q – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações dos valores relativos¹ de TDT_{100%}, normTDT_{100%} e Imp_{100%} entre momentos imediatamente após vs. 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes (conclusão).

	%pós min vs. %1 min	%pós min vs. %3 min	%pós min vs. %8 min
Imp_{100%}			
T1			
0-50 ms			
TE δ (IC 95%)	-0,22 (-0,74; 0,47)	-0,28 (-0,78; 0,45)	-0,17 (-0,71; 0,50)
0-100 ms			
TE d (IC 95%)	0,18 (-0,73; 1,09)	-0,01 (-1,65; 1,64)	-0,02 (-1,19; 1,16)
0-200 ms			
TE d (IC 95%)	0,11 (-0,44; 0,65)	-0,18 (-1,61; 1,25)	-0,16 (-1,37; 1,05)
50-100 ms			
TE d (IC 95%)	0,21 (-0,70; 1,12)	0,16 (-2,01; 2,33)	0,23 (-1,57; 1,22)
100-200 ms			
TE d (IC 95%)	0,08 (-0,35; 0,50)	-0,16 (-1,26; 0,93)	-0,16 (-1,15; 0,84)
T2			
0-50 ms			
TE δ (IC 95%)	0,00 (-0,68; 0,68)	0,04 (-0,66; 0,71)	0,28 (-0,53; 0,82)
0-100 ms			
TE d (IC 95%)	-0,33 (-0,92; 0,25)	0,07 (-1,09; 1,24)	0,09 (-0,31; 0,49)
0-200 ms			
TE d (IC 95%)	-0,39 (-0,98; 0,21)	0,29 (-1,16; 1,75)	-0,03 (-0,36; 0,31)
50-100 ms			
TE d (IC 95%)	-0,32 (-0,87; 0,24)	0,22 (-1,914; 1,58)	0,14 (-0,27; 0,55)
100-200 ms			
TE d (IC 95%)	-0,36 (-1,04; 0,32)	0,41 (-1,16; 1,98)	-0,08 (-0,38; 0,21)

¹Expressos como percentual do pré-exercício. T1, sessão de exercício isométrico balístico de alto volume. T2, sessão de exercício isométrico balístico de baixo volume. IC 95%, intervalo de confiança de 95%. TDT_{100%}, taxa de desenvolvimento de torque absoluta avaliada durante a CIVM. normTDT_{100%}, taxa de desenvolvimento de torque normalizada avaliada durante a CIVM. Imp_{100%}, impulso do joelho avaliada durante a CIVM. TE d de Cohen: trivial (<0,20), pequeno ($\geq 0,20$), médio ($\geq 0,60$), grande ($\geq 1,2$) ou muito grande ($\geq 2,0$). TE δ de Cliff: negligível (<0,147), pequeno ($\geq 0,147$), médio ($\geq 0,33$) ou forte ($\geq 0,474$).

APÊNDICE R – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações dos valores relativos¹ de TDT_{100%}, normTDT_{100%} e Imp_{100%} em 1, 3 e 8 min após o exercício entre as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.

	T1 vs. T2							
	%Pós		%1 min		%3 min		%8 min	
	TE	IC 95%	TE	IC 95%	TE	IC 95%	TE	IC 95%
TDT_{100%}								
0-50^a	-0,10	-2,11; 1,91	-0,28	-1,56; 0,99	0,29	-0,40; 0,98	0,52	-0,85; 1,88
0-100^a	0,30	-1,20; 1,79	-0,17	-0,96; 0,62	0,65	-0,19; 1,48	0,70	-1,16; 2,57
0-200^a	0,43	-0,67; 1,54	-0,04	-0,62; 0,54	0,91	-0,68; 2,50	0,41	-0,63; 1,44
50-100^a	-0,05	-1,14; 1,04	-0,02	-0,52; 0,48	0,98	-0,43; 2,39	0,00	-1,06; 1,06
100-200^b	-0,04	-0,70; 0,65	0,07	-0,61; 0,68	-0,20	-0,51; 0,75	-0,27	-0,80; 0,50
normTDT_{100%}								
0-50^a	0,95	0,72; 2,62	-0,01	-1,79; 1,77	-0,53	-1,54; 2,60	5,07	1,09; 9,05
0-100^a	0,39	-0,87; 1,65	0,49	-1,92; 0,95	0,25	-2,40; 2,90	0,70	-0,72; 2,13
0-200^a	0,81	-0,84; 2,46	-0,03	-1,27; 1,21	0,59	-1,68; 2,85	0,78	-0,55; 2,10
50-100^a	-0,36	-1,71; 0,99	-0,95	-2,37; 0,47	-0,38	-2,04; 1,28	-0,24	-1,64; 1,17
100-200^a	-0,52	-1,76; 0,72	0,34	-1,84; 1,15	0,04	-1,49; 1,57	0,39	-2,18; 1,41
Imp_{100%}								
0-50^b	-0,13	-0,74; 0,59	0,20	-0,53; 0,76	0,20	-0,53; 0,76	0,47	-0,33; 0,87
0-100^a	0,39	-0,89; 1,69	0,00	-0,66; 0,66	-0,38	-0,26; 1,02	-0,92	-0,23; 2,07
0-200^a	0,32	-1,28; 1,92	-0,24	-0,90; 0,42	-0,72	-0,48; 1,92	-0,50	-0,99; 1,98
50-100^a	0,46	-1,24; 2,17	-0,22	-0,93; 0,49	0,21	-0,26; 0,67	0,32	-1,03; 1,67
100-200^a	0,17	-1,12; 1,47	-0,21	-0,84; 0,42	-0,99	-0,79; 2,77	-0,07	-0,68; 0,61

¹Expressos como percentual do pré-exercício. TDT_{100%}, taxa de desenvolvimento de torque absoluta avaliada durante a CIVM. normTDT_{100%}, taxa de desenvolvimento de torque normalizada pelo pico de torque isométrico máximo avaliada durante a CIVM. Imp_{100%}, impulso do joelho avaliada durante a CIVM. TE (95%), tamanho do efeito (intervalo de confiança de 95%). ^aTE *d* de Cohen: trivial (<0,20), pequeno (≥0,20), médio (≥0,60), grande (≥1,2) ou muito grande (≥2,0). ^bTE δ de Cliff: negligível (<0,147), pequeno (≥0,147), médio (≥0,33) ou forte (≥0,474).

APENDICE S – Valores absolutos de média, desvio padrão e intervalo de confiança da taxa de desenvolvimento de torque a 80% da CIVM nos momentos pré e 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.

Variáveis	T1		T2		ANOVA de 2 fatores	F	η_p^2	p-valor
	Média ± DP	95% IC	Média ± DP	95% IC				
TDT_{80%} 0-50 (N·m·s⁻¹)								
Pré	727 ± 409	405 – 1049	598 ± 252	245 – 950				
1 min	483 ± 391	81 – 885	586 ± 484	145 – 1026	Tempo	1,030	0,103	0,395
3 min	384 ± 308*	113 – 655	762 ± 273	465 – 1059	Sessão	0,252	0,027	0,628
8 min	510 ± 422	170 – 849	549 ± 284	177 – 921	Tempo*Sessão	3,022	0,251	0,047
TDT_{80%} 0-100 (%)								
Pré	930 ± 362	641 – 1219	901 ± 238	584 – 1218				
1 min	709 ± 432	378 – 1040	896 ± 234	533 – 1259	Tempo	2,172	0,194	0,114
3 min	584 ± 182*	381 – 787	970 ± 258	748 – 1192	Sessão	1,097	0,109	0,322
8 min	715 ± 250	427 – 1002	881 ± 373	566 – 1195	Tempo*Sessão	4,001	0,308	0,018
TDT_{80%} 0-200 (%¹)								
Pré	798 ± 141	651 – 885	822 ± 104	693 – 950				
1 min	645 ± 193	488 – 802	709 ± 136	537 – 882	Tempo	2,421	0,212	0,088
3 min	683 ± 143	580 – 786	775 ± 46	663 – 128	Sessão	1,279	0,124	0,287
8 min	680 ± 119	572 – 787	733 ± 112	615 – 851	Tempo*Sessão	0,082	0,009	0,969
TDT_{80%} 50-100 (%)								
Pré	1299 ± 291	1034 – 1564	1317 ± 281	1027 – 1608				
1 min	1085 ± 524	710 – 1460	1111 ± 167	700 – 1522	Tempo	2,127	0,191	0,120
3 min	1160 ± 393	808 – 1511	1198 ± 364	813 – 1583	Sessão	0,033	0,004	0,880
8 min	1152 ± 340	800 – 1505	1213 ± 426	827 – 1599	Tempo*Sessão	0,024	0,003	0,995
TDT_{80%} 100-200 (%)								
Pré	563 ± 173	413 – 713	712 ± 147	548 – 877				
1 min	504 ± 238	258 – 751	663 ± 298	393 – 933	Tempo	0,808	0,082	0,500
3 min	593 ± 201	441 – 745	571 ± 101	404 – 737	Sessão	0,471	0,043	0,500
8 min	528 ± 219	321 – 735	585 ± 229	359 – 812	Tempo*Sessão	1,271	0,124	0,304

CIVM, contração isométrica voluntária máxima. T1, sessão de exercício isométrico balístico de alto volume. T2, sessão de exercício isométrico balístico de baixo volume.

DP, desvio padrão. IC 95%, intervalo de confiança de 95%. TDT_{80%}, taxa de desenvolvimento de torque avaliada durante a CIVM a 80%. *Diferença significativa entre o minuto pós sessão e o pré (0,05).

APENDICE T – Valores absolutos de média, desvio padrão e intervalo de confiança da taxa de desenvolvimento de torque a 80% normalizada nos momentos pré e 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.

Variáveis	T1		T2		ANOVA de 2 fatores	F	η_p^2	p-valor
	Média ± DP	95% IC	Média ± DP	95% IC				
normTDT_{80%} 0-50 (%)								
Pré	612 ± 236	385 – 839	673 ± 257	424 – 922				
1 min	495 ± 285	209 – 782	600 ± 337	285 – 914	Tempo	1,362	0,131	0,275
3 min	456 ± 178	267 – 645	689 ± 233	482 – 896	Sessão	0,397	0,042	0,544
8 min	573 ± 358	267 – 878	570 ± 291	235 – 904	Tempo*Sessão	2,008	0,182	0,136
normTDT_{80%} 0-100 (%)								
Pré	627 ± 180	489 – 766	639 ± 99	487 – 791				
1 min	543 ± 177	370 – 717	650 ± 200	459 – 840	Tempo	1,186	0,116	0,334
3 min	513 ± 153	370 – 655	591 ± 156	434 – 747	Sessão	0,723	0,074	0,417
8 min	530 ± 187	369 – 691	626 ± 157	450 – 803	Tempo*Sessão	0,464	0,049	0,710
normTDT_{80%} 0-200 (%)								
Pré	466 ± 22	439 – 494	468 ± 37	438 – 498				
1 min	444 ± 62	390 – 499	448 ± 53	388 – 507	Tempo	0,481	0,051	0,698
3 min	456 ± 48	419 – 493	466 ± 25	426 – 507	Sessão	0,223	0,024	0,648
8 min	453 ± 25	428 – 478	457 ± 28	430 – 485	Tempo*Sessão	0,025	0,003	0,995
normTDT_{80%} 50-100 (%)								
Pré	748 ± 97	640 – 855	748 ± 136	630 – 866				
1 min	689 ± 181	510 – 869	645 ± 209	448 – 842	Tempo	0,719	0,074	0,418
3 min	742 ± 196	584 – 899	639 ± 130	467 – 811	Sessão	0,640	0,066	0,444
8 min	767 ± 59	693 – 841	678 ± 99	597 – 759	Tempo*Sessão	0,651	0,067	0,589
normTDT_{80%} 100-200 (%)								
Pré	285 ± 131	159 – 410	328 ± 140	190 – 465				
1 min	297 ± 98	193 – 401	273 ± 128	159 – 387	Tempo	0,870	0,088	0,469
3 min	313 ± 129	189 – 436	269 ± 139	134 – 405	Sessão	0,009	0,001	0,926
8 min	236 ± 169	64 – 408	291 ± 204	103 – 479	Tempo*Sessão	1,650	0,155	0,201

CIVM, contração isométrica voluntária máxima. T1, sessão de exercício isométrico balístico de alto volume. T2, sessão de exercício isométrico balístico de baixo volume. DP, desvio padrão. IC 95%, intervalo de confiança de 95%. Imp80%, impulso do joelho a 80% da CIVM

APENDICE U – Valores absolutos de média, desvio padrão e intervalo de confiança do impulso do joelho a 80% da CIVM, nos momentos pré e 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.

Variáveis	T1		T2		ANOVA de 2 fatores	F	η_p^2	p-valor
	Média ± DP	95% IC	Média ± DP	95% IC				
Imp_{80%} 0-50 (%)								
Pré	0,70 ± 0,28	0,46 – 0,94	0,52 ± 0,21	0,26 – 0,78				
1 min	0,32 ± 0,27*	-0,01 – 0,64	0,52 ± 0,43	0,16 – 0,88	Tempo	1,737	0,162	0,183
3 min	0,28 ± 0,27*	0,01 – 0,55	0,66 ± 0,31	0,37 – 0,95	Sessão	0,512	0,054	0,493
8 min	0,47 ± 0,24*	0,28 – 0,66	0,44 ± 15	0,23 – 0,65	Tempo*Sessão	3,716	0,292	0,023
Imp₁₀₀0-100 (%)								
Pré	4,40 ± 2,38	2,59 – 6,20	3,58 ± 1,20	1,60 – 5,55				
1 min	2,33 ± 2,09*	0,55 – 4,11	3,80 ± 1,69	1,85 – 5,75	Tempo	2,986	0,249	0,049
3 min	1,61 ± 0,93*	0,47 – 2,76	4,16 ± 1,54	2,90 – 5,41	Sessão	1,267	0,123	0,290
8 min	2,71 ± 1,23*	1,27 – 4,15	3,58 ± 1,88	2,00 – 5,15	Tempo*Sessão	6,147	0,406	0,003
Imp₁₀₀0-200 (%)								
Pré	17,5 ± 3,7	14,4 – 20,5	17,4 ± 3,7	14,1 – 20,7				
1 min	13,4 ± 7,3	7,7 – 19,2	16,6 ± 4,5	10,3 – 22,8	Tempo	0,296	0,032	0,828
3 min	12,9 ± 5,9	8,5 – 17,5	17,0 ± 2,9	12,1 – 21,9	Sessão	0,137	0,015	0,720
8 min	15,5 ± 4,2	11,6 – 19,4	15,6 ± 4,1	11,4 – 19,8	Tempo*Sessão	0,939	0,094	0,436
Imp₁₀₀50-100 (%)								
Pré	3,60 ± 1,19	14,5 – 20,5	3,32 ± 0,96	14,0 – 20,7				
1 min	2,38 ± 1,78	7,7 – 19,2	3,06 ± 1,60	10,3 – 22,8	Tempo	3,062	0,254	0,045
3 min	2,12 ± 1,59	8,5 – 17,5	3,34 ± 1,16	12,1 – 21,9	Sessão	0,457	0,048	0,516
8 min	2,90 ± 1,38	11,6 – 19,4	2,86 ± 1,26	11,4 – 19,8	Tempo*Sessão	2,514	0,218	0,080
Imp₁₀₀100-200 (%)								
Pré	13,3 ± 2,6	11,2 – 15,5	13,6 ± 1,8	11,3 – 16,0				
1 min	10,7 ± 5,4	6,7 – 14,8	12,9 ± 2,6	8,5 – 17,4	Tempo	2,814	0,238	0,058
3 min	10,5 ± 4,2	7,5 – 13,7	13,0 ± 1,8	9,6 – 16,4	Sessão	0,515	0,054	0,491
8 min	12,1 ± 2,7	9,6 – 14,7	12,3 ± 2,8	9,5 – 15,2	Tempo*Sessão	1,535	0,146	0,228

CIVM, contração isométrica voluntária máxima. T1, sessão de exercício isométrico balístico de alto volume. T2, sessão de exercício isométrico balístico de baixo volume.

DP, desvio padrão. IC 95%, intervalo de confiança de 95%. Imp_{80%}, impulso do joelho a 80% da CIVM. *Diferença significativa entre o minuto pós sessão e o pré (0,05).

APENDICE V – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações dos valores absolutos de TDT_{80%}, normTDT_{80%} e Imp_{80%} entre os momentos pré vs. 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes (continua).

	Pré vs. 1 min	Pré vs. 3 min	Pré vs. 8 min
TDT_{80%}			
T1			
0-50 ms			
TE δ (IC 95%)	-0,39 (-0,82; 0,32)	-0,50 (-0,88; 0,29)	-0,28 (-0,78; 0,44)
0-100 ms			
TE d (IC 95%)	-0,71 (-1,29; -0,12)	-0,90 (-1,60; -0,20)	-0,51 (-1,00; -0,03)
0-200 ms			
TE d (IC 95%)	-0,73 (-1,97; 0,51)	-0,50 (-1,30; 0,29)	-0,52 (-1,03; -0,01)
50-100 ms			
TE δ (IC 95%)	0,39 (-0,35; 0,83)	0,44 (-0,31; 0,86)	0,56 (-0,21; 0,90)
100-200 ms			
TE d (IC 95%)	-0,29 (-1,31; 0,73)	0,15 (-0,23; 0,53)	-0,17 (-0,66; 0,32)
T2			
0-50 ms			
TE δ (IC 95%)	-0,20 (-0,77; 0,55)	-0,28 (-0,48; 0,80)	0,10 (-0,66; 0,76)
0-100 ms			
TE d (IC 95%)	-0,03 (-0,82; 0,75)	0,24 (-0,34; 0,81)	-0,22 (-1,13; 0,68)
0-200 ms			
TE d (IC 95%)	0,86 (-1,33; 3,05)	0,35 (-0,41; 1,12)	0,77 (-0,65; -0,90)
50-100 ms			
TE δ (IC 95%)	0,52 (-0,31; 0,90)	0,36 (-0,47; 0,85)	0,40 (-0,53; 0,89)
100-200 ms			
TE d (IC 95%)	-0,27 (-2,16; 1,62)	-0,77 (-1,78; 0,25)	-0,71 (-2,16; 0,75)
normTDT_{80%}			
T1			
0-50 ms			
TE δ (IC 95%)	0,22 (-0,74; 0,47)	-0,39 (-0,82; 0,32)	0,00 (-0,63; 0,63)
0-100 m			
TE d (IC 95%)	-0,39 (-1,29; 0,50)	-0,54 (-1,17; 0,10)	-0,45 (-1,31; 0,40)
0-200 ms			
TE δ (IC 95%)	0,22 (-0,47; 0,74)	0,11 (-0,55; 0,68)	0,33 (-0,39; 0,80)
50-100 ms			
TE d (IC 95%)	0,51 (-1,29; 2,30)	0,05 (-1,28; 1,39)	-0,17 (-0,61; 0,21)
100-200 ms			
TE δ (IC 95%)	-0,17 (-0,73; 0,53)	0,00 (-0,61; 0,61)	-0,22 (-0,74; 0,47)
T2			
0-50 ms			
TE δ (IC 95%)	-0,12 (-0,74; 0,60)	0,12 (-0,59; 0,73)	-0,28 (-0,81; 0,50)
0-100 m			
TE d (IC 95%)	0,09 (-1,21; 1,39)	-0,39 (-1,58; 0,81)	-0,10 (-1,26; 1,07)
0-200 ms			
TE δ (IC 95%)	-0,52 (-0,90; 0,31)	-0,44 (-0,88; 0,41)	-0,52 (-0,91; 0,36)
50-100 ms			
TE d (IC 95%)	-0,60 (-1,34; 0,13)	-0,64 (-1,02; -0,26)	-0,41 (-0,90; 0,07)
100-200 ms			
TE δ (IC 95%)	-0,20 (-0,77; 0,55)	-0,28 (-0,80; 0,48)	-0,12 (-0,74; 0,64)

T1, sessão de exercício isométrico não balístico de alto volume. T2, sessão de exercício isométrico não balístico de baixo volume. TDT_{80%}, taxa de desenvolvimento de torque avaliada a 80% da CVM. normTDT_{80%}, taxa de desenvolvimento de torque normalizada do pico de torque a 80% pela CIVM. Imp_{80%}, impulso do joelho a 80% da CIVM. TE (95%), tamanho do efeito (intervalo de confiança de 95%). TE δ de Cliff: negligível (<0,147), pequeno ($\geq 0,147$), médio ($\geq 0,33$) ou forte ($\geq 0,474$). TE d de Cohen: trivial (<0,20), pequeno ($\geq 0,20$), médio ($\geq 0,60$), grande ($\geq 1,2$) ou muito grande ($\geq 2,0$).

APÊNDICE V – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações dos valores absolutos de TDT_{100%}, normTDT_{80%} e Imp_{80%} entre os momentos pré vs. 1, 3 e 8 min após as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes. (conclusão)

	Pré vs. 1 min	Pré vs. 3 min	Pré vs. 8 min
Imp_{80%}			
T1			
0-50 ms			
TE δ (IC 95%)	-0,72 (-0,95; -0,03)	-0,78 (-0,96; -0,09)	-0,47 (-0,85; 0,23)
0-100 ms			
TE d (IC 95%)	-0,73 (-1,12; -0,34)	-0,98 (-1,72; -0,25)	-0,59 (-1,50; 0,31)
0-200 ms			
TE d (IC 95%)	-0,91 (-1,89; 0,08)	-1,01 (-1,80; -0,22)	-0,44 (-1,13; 0,24)
50-100 ms			
TE d (IC 95%)	-0,86 (-1,43; -0,29)	-1,05 (-1,60; -0,49)	-0,49 (-0,98; -0,01)
100-200 ms			
TE δ (IC 95%)	-0,44 (-0,86; 0,31)	-0,50 (-0,88; 0,29)	-0,39 (-0,85; 0,40)
T2			
0-50 ms			
TE δ (IC 95%)	-0,12 (-0,72; 0,59)	0,40 (-0,42; 0,86)	-0,32 (-0,82; 0,46)
0-100 ms			
TE d (IC 95%)	0,15 (-0,37; 0,67)	0,39 (-0,08; 0,85)	0,00 (-0,65; 0,65)
0-200 ms			
TE d (IC 95%)	-0,26 (-1,11; 0,60)	-0,12 (-0,92; 0,68)	-0,55 (-1,26; 0,16)
50-100 ms			
TE d (IC 95%)	-0,21 (-1,10; 0,67)	0,02 (-0,84; 0,87)	-0,38 (-0,99; 0,23)
100-200 ms			
TE δ (IC 95%)	-0,44 (-0,88; 0,41)	-0,36 (-0,85; 0,47)	-0,60 (-0,94; 0,34)

T1, sessão de exercício isométrico não balístico de alto volume. T2, sessão de exercício isométrico não balístico de baixo volume. TDT_{80%}, taxa de desenvolvimento de torque avaliada a 80% da CVM. normTDT_{80%}, taxa de desenvolvimento de torque normalizada do pico de torque a 80% pela CIVM. Imp_{80%}, impulso do joelho a 80% da CIVM. TE (95%), tamanho do efeito (intervalo de confiança de 95%). TE δ de Cliff: negligível (<0,147), pequeno ($\geq 0,147$), médio ($\geq 0,33$) ou forte ($\geq 0,474$). TE d de Cohen: trivial (<0,20), pequeno ($\geq 0,20$), médio ($\geq 0,60$), grande ($\geq 1,2$) ou muito grande ($\geq 2,0$).

APÊNDICE X – Tamanhos dos efeitos e IC 95% das comparações dos valores absolutos de TDT_{80%}, normTDT_{80%} e Imp_{80%} em 1, 3 e 8 min após o exercício entre as sessões de exercício isométrico não balístico de alto e de baixo volumes.

	T1 vs. T2					
	1 min		3 min		8 min	
	TE	IC 95%	TE	IC 95%	TE	IC 95%
TDT_{80%}						
0-50^a	0,27	-0,47; 0,78	0,67	-0,12; 0,94	0,21	-0,52; 0,76
0-100^b	0,32	-0,35; 0,99	1,34	0,61; 2,06	0,27	-0,54; 1,09
0-200^b	0,19	-1,43; 1,81	0,44	-0,66; 1,54	0,16	-0,19; 0,52
50-100^a	-0,13	-0,71; 0,55	0,00	-0,64; 0,64	0,13	-0,63; 0,76
100-200^b	0,62	-0,49; 1,73	-0,14	-0,84; 0,55	0,43	-0,05; 0,92
normTDT_{80%}						
0-50^a	0,33	-0,42; 0,81	0,60	-0,19; 0,92	0,13	-0,57; 0,72
0-100^b	-0,37	-1,05; 0,32	-0,20	-1,06; 0,67	-0,42	-1,13; 0,29
0-200^a	-0,07	-0,67; 0,59	0,00	-0,64; 0,64	0,00	-0,64; 0,64
50-100^b	0,05	-0,92; 1,03	0,51	-0,61; 1,63	0,71	-0,40; 1,82
100-200^a	-0,20	-0,76; 0,53	-0,27	-0,78; 0,47	0,20	-0,51; 0,75
Imp_{80%}						
0-50^a	0,30	-0,45; 0,79	0,50	-0,30; 0,89	0,07	-0,58; 0,66
0-100^b	0,41	0,06; 0,76	2,02	0,65; 3,40	0,53	-0,99; 2,05
0-200^b	0,09	-0,29; 0,47	0,33	-0,42; 1,08	-0,11	-0,32; 0,09
50-100^b	0,10	-0,19; 0,39	0,43	-0,29; 1,15	-0,15	-0,44; 0,14

T1, sessão de exercício isométrico não balístico de alto volume. T2, sessão de exercício isométrico não balístico de baixo volume. TDT_{80%}, taxa de desenvolvimento de torque avaliada a 80% da CVM. normTDT_{80%}, taxa de desenvolvimento de torque normalizada do pico de torque a 80% pela CIVM. Imp_{80%}, impulso do joelho a 80% da CIVM. TE (95%), tamanho do efeito (intervalo de confiança de 95%). TE δ de Cliff: negligível (<0,147), pequeno ($\geq 0,147$), médio ($\geq 0,33$) ou forte ($\geq 0,474$). TE d de Cohen: trivial (<0,20), pequeno ($\geq 0,20$), médio ($\geq 0,60$), grande ($\geq 1,2$) ou muito grande ($\geq 2,0$).

ANEXO A – Comitê de ética em pesquisas com seres humanos UFSC
ANEXO B – IPAq versão longa

Atividade Física e Saúde 73

3a. Em quantos dias de uma semana normal você caminha por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

dias ____ por **SEMANA** () Nenhum

3b. Nos dias em que você caminha por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gasta caminhando por dia?

horas: ____ Minutos: ____

4a. Estas últimas perguntas são em relação ao tempo que você gasta sentado ao todo no trabalho, em casa, na escola ou faculdade e durante o tempo livre. Isto inclui o tempo que você gasta sentado no escritório ou estudando, fazendo lição de casa, visitando amigos, lendo e sentado ou deitado assistindo televisão.

Quanto tempo por dia você fica sentado em um dia da semana?

horas: ____ Minutos: ____

4b. Quanto tempo por dia você fica sentado no final de semana?

horas: ____ Minutos: ____

2

QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA

- FORMA LONGA -

Nome: _____ Data: ____/____/____

Idade: ____ Sexo: F () M () Você trabalha de forma remunerada: () Sim () Não.

Quantas horas você trabalha por dia: ____

Quantos anos completos você estudou: ____

De forma geral sua saúde está: () Excelente () Muito boa () Boa () Regular () Ruim

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação a pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física em uma semana **NORMAL USUAL** ou **HABITUAL**. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são **MUITO** importantes. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação !

Para responder as questões lembre que:

- atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal
- atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal

14

Volume 8 - Setembro - 2004

SEÇÃO 1 - ATIVIDADE FÍSICA NO TRABALHO

Esta seção inclui as atividades que você faz no seu serviço, que incluem trabalho remunerado ou voluntário, as atividades na escola ou faculdade e outro tipo de trabalho não remunerado fora da sua casa. **NÃO** incluir trabalho não remunerado que você faz na sua casa como tarefas domésticas, cuidar do jardim e da casa ou tomar conta da sua família. Estas serão incluídas na seção 3.

1a. Atualmente você trabalha ou faz trabalho voluntário fora de sua casa?
 Sim Não – Caso você responda não **Vá para seção 2: Transporte**

As próximas questões são em relação a toda a atividade física que você faz em uma semana **USUAL** ou **NORMAL** como parte do seu trabalho remunerado ou não remunerado. **NÃO** inclua o transporte para o trabalho. Pense unicamente nas atividades que você faz por **pelo menos 10 minutos contínuos** :

1b. Em quantos dias de uma semana normal você gasta fazendo atividades **vigorosas**, por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como trabalho de construção pesada, carregar grandes pesos, trabalhar com enxada, escavar ou subir escadas **como parte do seu trabalho** :
 _____ dias por **SEMANA** nenhum - **Vá para a questão 1d.**

1c. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** fazendo atividades físicas vigorosas **como parte do seu trabalho** ?
 _____ horas _____ minutos

1d. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades **moderadas**, por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como carregar pesos leves **como parte do seu trabalho** ?
 _____ dias por **SEMANA** nenhum - **Vá para a questão 1f**

1e. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** fazendo atividades moderadas **como parte do seu trabalho** ?
 _____ horas _____ minutos

1f. Em quantos dias de uma semana normal você **anda**, durante **pelo menos 10 minutos contínuos**, **como parte do seu trabalho** ? Por favor **NÃO** inclua o andar como forma de transporte para ir ou voltar do trabalho
 _____ dias por **SEMANA** nenhum - **Vá para a seção 2 - Transporte.**

1g. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** caminhando **como parte do seu trabalho** ?
 _____ horas _____ minutos

SEÇÃO 2 - ATIVIDADE FÍSICA COMO MEIO DE TRANSPORTE

Estas questões se referem a forma típica como você se desloca de um lugar para outro, incluindo seu trabalho, escola, cinema, lojas e outros.

2a. Em quantos dias de uma semana normal você anda de carro, ônibus, metrô ou trem?
 _____ dias por **SEMANA** nenhum - **Vá para questão 2c**

2b. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** andando de carro, ônibus, metrô ou trem?
 _____ horas _____ minutos

Agora pense **somente** em relação a caminhar ou pedalar para ir de um lugar a outro em uma semana normal.

2c. Em quantos dias de uma semana normal você anda de bicicleta por **pelo menos 10 minutos contínuos** para ir de um lugar para outro? (**NÃO** inclua o pedalar por lazer ou exercício)

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para a questão 2f.**

2d. Nos dias que você pedala quanto tempo no total você pedala **POR DIA** para ir de um lugar para outro?

_____ horas _____ minutos

2e. Em quantos dias de uma semana normal você caminha por **pelo menos 10 minutos contínuos** para ir de um lugar para outro? (**NÃO** inclua as caminhadas por lazer ou exercício)

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para a Seção 3.**

2f. Quando você caminha para ir de um lugar para outro quanto tempo **POR DIA** você gasta? (**NÃO** inclua as caminhadas por lazer ou exercício)

_____ horas _____ minutos

SEÇÃO 3 – ATIVIDADE FÍSICA EM CASA: TRABALHO, TAREFAS DOMÉSTICAS E CUIDAR DA FAMÍLIA

Esta parte inclui as atividades físicas que você faz em uma semana **NORMAL** na sua casa e ao redor da sua casa, por exemplo trabalho em casa, cuidar do jardim, cuidar do quintal, trabalho de manutenção da casa ou para cuidar da sua família. Novamente pense **somente** naquelas atividades físicas que você faz **por pelo menos 10 minutos contínuos**.

3a. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades físicas **vigorosas no jardim ou quintal** por pelo menos 10 minutos como carpir, lavar o quintal, esfregar o chão:

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para a questão 3c**

3b. Nos dias que você faz este tipo de atividades vigorosas **no quintal ou jardim** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

_____ horas _____ minutos

3c. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades **moderadas** por pelo menos 10 minutos como carregar pesos leves, limpar vidros, varrer, rastelar com **no jardim ou quintal**

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para questão 3e.**

3d. Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo no total você gasta **POR DIA** fazendo essas atividades moderadas **no jardim ou no quintal**?

_____ horas _____ minutos

3e. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades **moderadas** por pelo menos 10 minutos como carregar pesos leves, limpar vidros, varrer ou limpar o chão **dentro da sua casa**.

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para seção 4**

3f. Nos dias que você faz este tipo de atividades moderadas **dentro da sua casa** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

_____ horas _____ minutos

SEÇÃO 4- ATIVIDADES FÍSICAS DE RECREAÇÃO, ESPORTE, EXERCÍCIO E DE LAZER

Esta seção se refere às atividades físicas que você faz em uma semana **NORMAL** unicamente por recreação, esporte, exercício ou lazer. Novamente pense somente nas atividades físicas que faz **por pelo menos 10 minutos contínuos**. Por favor **NÃO** inclua atividades que você já tenha citado.

4a. Sem contar qualquer caminhada que você tenha citado anteriormente, em quantos dias de uma semana normal, você caminha **por pelo menos 10 minutos contínuos no seu tempo livre**?

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - Vá para questão 4d

4b. Nos dias em que você caminha **no seu tempo livre**, quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

_____ horas _____ minutos

4c. Em quantos dias de uma semana normal, você faz atividades **vigorosas no seu tempo livre** por pelo menos 10 minutos, como correr, fazer aeróbicos, nadar rápido, pedalar rápido ou fazer jogging :

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - Vá para questão 4f

4e. Nos dias em que você faz estas atividades vigorosas **no seu tempo livre** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

_____ horas _____ minutos

4f. Em quantos dias de uma semana normal, você faz atividades **moderadas no seu tempo livre** por pelo menos 10 minutos, como pedalar ou nadar a velocidade regular, jogar bola, vôlei, basquete, tênis :

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - Vá para seção 5

4g. Nos dias em que você faz estas atividades moderadas **no seu tempo livre** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

_____ horas _____ minutos

SEÇÃO 5 - TEMPO GASTO SENTADO

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentado durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

5a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana**?

_____ horas _____ minutos

5b. Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um **dia de final de semana**?

_____ horas _____ minutos