

Lucas Bet da Rosa Orssatto

**DETERMINANTES NEUROMUSCULARES DA FORÇA
EXPLOSIVA:
UMA COMPARAÇÃO ENTRE JOVENS E IDOSOS TREINADOS
E NÃO TREINADOS**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do Grau de mestre em educação física.

Orientador: Prof. Dr. Fernando Diefenthaler

Coorientador: Prof. Dr. Matheus Joner Wiest

Florianópolis
2018

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

Orssatto, Lucas Bet da Rosa
DETERMINANTES NEUROMUSCULARES DA FORÇA EXPLOSIVA
: UMA COMPARAÇÃO ENTRE JOVENS E IDOSOS TREINADOS E
NÃO TREINADOS / Lucas Bet da Rosa Orssatto ;
orientador, Fernando Diefenthaler, coorientador,
Matheus Joner Wiest, 2018.
168 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de
Santa Catarina, Centro de Desportos, Programa de Pós
Graduação em Educação Física, Florianópolis, 2018.

Inclui referências.

1. Educação Física. 2. Envelhecimento. 3.
Treinamento resistido. 4. Estimulação elétrica. 5.
Eletromiografia. I. Diefenthaler, Fernando. II.
Wiest, Matheus Joner. III. Universidade Federal de
Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Educação
Física. IV. Título.

Lucas Bet da Rosa Orssatto

**DETERMINANTES NEUROMUSCULARES DA FORÇA
EXPLOSIVA:
UMA COMPARAÇÃO ENTRE JOVENS E IDOSOS TREINADOS
E NÃO TREINADOS**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de mestre e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-graduação em Educação Física

Local, 28 de fevereiro de 2018

Prof.^a Dr.^a Kelly Samara da Silva
Coordenadora do Curso

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Fernando Diefenthaler
Orientador
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dr. Valmor Alberto Augusto Tricoli
Universidade de São Paulo

Prof. Dr. Benedito Sérgio Denadai
Universidade Estadual Paulista

Prof.^a Dr.^a Gabriela Fischer
Universidade Federal de Santa Catarina

AGRADECIMENTOS

À Universidade Federal de Santa Catarina, instituição que me acolheu desde a 1ª série do ensino fundamental no Colégio de Aplicação em 1997, em seguida no meu curso de Bacharelado em Educação Física iniciado em 2012 e agora no Programa de Pós-Graduação em Educação Física, tendo então grande influência na minha formação como pesquisador e como pessoa. À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela bolsa concedida de maneira integral durante todo o período do mestrado.

Ao Fernando Diefenthaler, que me orientou quando bolsista de iniciação científica durante a graduação e confiou no meu potencial ao conceder a oportunidade de realização do mestrado novamente sob sua supervisão. Sua atenção e prontidão em atender, aconselhar e ajudar a trilhar este caminho foram essenciais para um bom aproveitamento e conclusão desta etapa. Ao Matheus Wiest, por acreditar na ideia proposta, e confiar no meu potencial ao aceitar ser meu coorientador. Sua colaboração, atenção e disponibilidade integral foi fundamental em todas as etapas do estudo. Ao Bruno Moura, colaborador de minha dissertação, sua disponibilidade total para a coleta de dados e ajuda na seleção de voluntários foi de grande importância para o desenvolvimento do estudo. De maior valor que a colaboração técnica e científica, agradeço a amizade e momentos de alegria que passamos juntos, os quais serão levados por mim por toda a minha vida.

Falando em amizade, agradeço aos professores e alunos do laboratório BIOMECH e da Educação Física que passaram pela minha vida e compartilharam de bons momentos durante esse período, tanto no quesito profissional quanto no pessoal. A presença de vocês tornou o processo prazeroso e ajudou a superar obstáculos com boas risadas.

Também agradeço aos voluntários que se disponibilizaram a participar do estudo e à professora Yara Maria Franco Moreno pelo compartilhamento do equipamento DXA.

Por fim, à minha família, que em todos os momentos me deram estrutura física e emocional, para que eu pudesse dedicar meu máximo desempenho em tempo integral durante esta etapa. Todas as dificuldades foram superadas com os seus apoios, Teresinha, Luís Fernando e Isadora. À Geraldina Zwaal, que em todos os momentos soube me ouvir e apoiar durante esta etapa, sua vontade em me fazer feliz me motiva a cada dia.

RESUMO

O envelhecimento neuromuscular é acompanhado por reduções contínuas de força explosiva (altos níveis de força em curto intervalo de tempo) comprometendo equilíbrio e a capacidade de realizar atividades da vida diária. Estes comprometimentos podem levar a aumentada incidência de quedas, que pode resultar em fraturas, hospitalizações, reduzida independência e morte. O treinamento de força é eficiente para contrapor as reduções de força explosiva relacionadas ao envelhecimento, promovendo adaptações benéficas nos músculos e sistema nervoso. Entretanto, pouco se sabe sobre estas adaptações neuromusculares após longo período de treinamento de força (e.g. > 5 anos). Portanto, o objetivo deste estudo transversal foi verificar as adaptações neuromusculares determinantes da capacidade de produção de força explosiva após longo período de treinamento de força entre jovens e idosos. Cinquenta e quatro voluntários foram divididos em quatro grupos: idosos controles (n=14), idosos treinados (n=12), jovens controles (n=14) e jovens treinados (n=14) e comparados em um corte transversal. Foram realizadas avaliações de contração voluntária isométrica máxima de extensores, contração explosiva voluntária (avaliação da taxa de desenvolvimento de força) e contrações involuntárias (induzidas por estimulação elétrica) dos extensores de joelho foram realizadas para avaliação da função neuromuscular. Durante as contrações explosivas voluntárias foram realizadas aquisições do sinal eletromiográfico dos músculos do quadríceps para fornecer uma estimativa acerca da capacidade de recrutamento das unidades motoras no início da contração. O pico de torque de extensores de joelho de jovens treinados foi superior aos demais grupos e o de jovens controles superior aos idosos controles. A taxa de desenvolvimento de força de jovens treinados foi superior aos jovens controle (~29 a 42%), idosos treinados (~38 a 46%) e idosos controles (~73 a 109%). A taxa de desenvolvimento de força de jovens controles e idosos treinados não se diferenciaram (~3 a 7%), porém foram superiores que idosos controles (~34 a 47% e ~25 a 42%, respectivamente). A amplitude do sinal eletromiográfico no início das contrações explosivas voluntárias foi superior para jovens treinados e idosos treinados em comparação com os jovens controles (~30 a 106% e ~42 a 137%, respectivamente) e idosos controles (~23 a 81% e ~35 a 108%, respectivamente). O torque produzido durante as contrações involuntárias

induzidas por estimulação elétrica neuromuscular em diferentes momentos de tempo foi superior para os jovens treinados em comparação com os jovens controles (~30 a 79%), idosos treinados (~52 a 65%) e idosos controles (~79 a 102%). A dos jovens controles foi superior aos idosos controles (~42 a 55%) e idosos treinados (~21 a 27%), enquanto que idosos treinados e idosos controles não se diferenciaram (~17 a 22%). Pode-se concluir que o treinamento de força praticado por longo período de tempo em idosos resulta em preservação na capacidade de produzir força explosiva por adaptações em especial na capacidade de recrutar unidades motoras no início da contração explosiva.

Palavras-chave: Envelhecimento, treinamento resistido, estimulação elétrica, eletromiografia

ABSTRACT

The ageing of the neuromuscular system is accompanied by a continuous reduction in the capacity of producing explosive force (large force over short periods) compromising balance and the ability to perform everyday activities. These impairments may lead to increased incidence of falls which can result in fractures, hospitalization, lower independence and death. Strength training has been shown to counteract age-related reductions in explosive force by promoting beneficial adaptations in the muscles and nervous system. However, little is known about these neuromuscular adaptations after long periods of strength training (e.g. > 5 years). The aim of this cross-sectional study was to verify the neuromuscular adaptations that determine explosive force after long-term strength training in young adults and elders. Fifty-four volunteers were divided into four groups: elders' control (n=14), trained elders (n=12), young control (n=14) and trained young (n=14). Maximal voluntary isometric contractions, voluntary explosive contraction (rate of force development assessment), and involuntary contractions (induced by electrical stimulation) of knee extensors were performed to assess neuromuscular function. Electromyography was recorded from the quadriceps femoris muscle during the voluntary explosive contractions to provide an insight into motor unit recruitment capacity. The peak torque of knee extensors was greater in trained young compared to the other groups and was greater in young control compared to elders' control. The rate of force development was greater in trained young than in the young control (~29 to 42%); trained elders (~38 to 46%) and elderly control (~73 to 109%). The rate of force development of young control and trained elders did not differ (~3 to 7%) but was greater in young control than in the elders' control (~34 to 47% and ~25 to 42%, respectively). The electromyographic signal amplitude at the onset of voluntary explosive contractions was greater for trained elders' and trained young compared to the young control (~30 to 106% and ~42 to 137%, respectively) and elders' control (~23 to 81% and ~ 35 to 108%, respectively). The electrically evoked torque was greater for trained young compared to young control (~30 to 79%), trained elders (~52 to 65%), and elders' control (~79 to 102%); the electrically evoked torque of young control was greater than elders' control (~42 to 55%) and trained elders (~21 to 27%), whereas elders' control and trained elders did not differentiate (~17

to 22%). It can be concluded that long-term strength training in elders' can preserve the ability to produce explosive force due to the preservation of the ability to recruit motor units during explosive contraction.

Key-words: Aging, resistance training, neuromuscular electric stimulation, electromyography

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Desenho do estudo.	68
Figura 2. Organização sequencial temporal da coleta de dados a ser realizada na visita 2.	70
Figura 3. Exemplo de desenho realizado manualmente para obtenção das variáveis relacionadas à massa magra da coxa preferida.	76
Figura 4. Média e desvio padrão dos grupos para a taxa de desenvolvimento de força (TDF) absoluta.	81
Figura 5. Média e desvio padrão dos grupos para a taxa de desenvolvimento de força (TDF) normalizada.	82
Figura 6. Média e desvio padrão dos grupos para a amplitude do sinal elétrico normalizada do quadríceps durante contrações explosivas.	84
Figura 7. Média e desvio padrão dos grupos para a amplitude do sinal elétrico normalizada do bíceps femoral durante contrações explosivas.	85
Figura 8. Média e desvio padrão grupos para o torque durante contrações induzidas por pulsos simples.	87
Figura 9. Média e desvio padrão grupos para o torque durante contrações induzidas por octetos.	88
Figura 10. Torque (linha superior) e amplitude do sinal eletromiográfico (EMG linha inferior) de um sujeito representativo para cada um dos grupos avaliados.	90

LISTA DE QUADROS

Quadro 1. Características do treinamento de força habitual de membros inferiores dos grupos idosos treinados e jovens treinados.....	64
--	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Comparação entre grupos para as características dos sujeitos.	79
Tabela 2. Comparação entre grupos para a taxa de desenvolvimento de força absoluta.	81
Tabela 3. Comparação entre grupos para a taxa de desenvolvimento de força normalizada.	82
Tabela 4. Comparação entre grupos para amplitude do sinal eletromiográfico normalizado do quadríceps durante contrações explosivas.	84
Tabela 5. Comparação entre grupos para amplitude do sinal eletromiográfico do bíceps femoral durante contrações explosivas.	85
Tabela 6. Comparação entre grupos para o torque durante contrações induzidas por pulsos simples.	87
Tabela 7. Comparação entre grupos para o torque durante contrações induzidas por octetos.	88
Tabela 8. Coeficiente de correlação de Pearson entre a taxa de desenvolvimento de força e seus determinantes neuromusculares para os grupos de Jovens e Idosos.	91
Tabela 9. Coeficiente de correlação de Pearson entre a taxa de desenvolvimento de força e seus determinantes neuromusculares para os grupos de Jovens e Idosos.	92
Tabela 10. Confiabilidade de medidas neuromusculares voluntárias e induzidas.	93

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

1RM – 1 repetição máxima

DXA - *Dual-Energy X-Ray Absorptiometry*

EMG - Eletromiografia

IMME – Índice de massa muscular esquelética

ISAK – *International Society for the Advancement of Kineanthropometry*

PT - Pico de torque

RMS – *Root mean square*

TDF – Taxa de Desenvolvimento de Força

SUMÁRIO

1.	Introdução	23
1.1.	Caracterização do problema	23
1.2.	Objetivos.....	27
1.2.1.	Objetivo geral.....	27
1.2.2.	Objetivos específicos.....	27
1.3.	Hipóteses	28
1.4.	Definições de variáveis.....	29
1.5.	Justificativa.....	30
2.	Revisão de literatura	33
2.1.	Envelhecimento do sistema neuromuscular.....	33
2.1.1.	Comprometimentos neurais relacionados ao envelhecimento	34
2.1.2.	Comprometimentos musculotendíneos relacionados ao envelhecimento	39
2.2.	Treinamento de força.....	45
2.2.1.	Adaptações musculotendíneas.....	47
2.2.2.	Adaptações neurais.....	49
2.2.3.	Adaptações sobre a força máxima e explosiva de jovens e idosos.....	50
2.3.	Força explosiva.....	55
2.3.1.	Aspectos metodológicos.....	55
2.3.2.	Aspectos fisiológicos.....	56
3.	Método e materiais.....	61
3.1.	Caracterização do estudo	61
3.3.	Sujeitos do estudo.....	61
3.3.1.	Critérios de inclusão.....	62
3.3.2.	Critérios de exclusão	63
3.3.4.	Número de sujeitos	64
3.4.	Instrumentos de medidas	65
3.5.	Desenho do estudo.....	66
3.6.	Procedimentos para a coleta de dados	69
3.6.3.1.	Contração voluntária isométrica máxima.....	70
3.6.3.3.	Contração induzida por estimulação elétrica – pulsos simples e octetos	71
3.6.3.4.	Eletromiografia de superfície	72
3.6.4.	Avaliação de composição corporal.....	73

3.7.	Tratamento dos dados.....	73
3.7.1.	Torque.....	73
3.7.2.	Eletromiografia de superfície.....	74
3.7.3.	Composição corporal.....	75
3.8.	Tratamento estatístico.....	77
4.	Resultados.....	79
5.	Discussão.....	95
5.1.	Taxa de desenvolvimento de força.....	95
5.2.	Excitação muscular durante contrações explosivas.....	100
5.3.	Torque máximo.....	103
5.4.	Torque de contrações induzidas por estimulação elétrica ..	106
5.5.	Composição corporal.....	109
5.6.	Limitações do estudo.....	111
5.7.	Perspectivas para novos estudos.....	112
6.	Conclusões.....	115
	Referências.....	117
	Apêndice A.....	145
	Apêndice B.....	147
	Apêndice C.....	153
	Apêndice D.....	159
	Anexo 1.....	165

1. INTRODUÇÃO

1.1. CARACTERIZAÇÃO DO PROBLEMA

O processo de envelhecimento é uma temática que desperta o interesse do ser humano desde a antiguidade. Populações antigas, como os egípcios, gregos, chineses e hebreus já descreviam o processo de envelhecimento desde 3000 A.C. (FARINATTI, 2002). Também são descritas historicamente diferentes interpretações, quanto ao envelhecimento, entre as populações orientais e ocidentais desde 2500 AC (SANTOS, 2001). Com o passar dos anos, os saberes construídos acerca do processo de envelhecimento foram influenciados por aspectos místicos, culturais, teológicos e situacionais do dia a dia (ARAÚJO; CARVALHO, 2005). A visão científica foi inserida na construção do conhecimento acerca do processo de envelhecimento apenas por volta do século XVI, entrelaçando teorias espirituais ao ser biológico, sendo um dos trabalhos desenvolvidos na época, o realizado por Francis Bacon 1561-1626 -“A História Natural da Vida e da Morte e a Prolongação da Vida” (FARINATTI, 2002).

A curiosidade de pesquisadores pela ciência do processo de envelhecimento cresceu mundialmente com o passar dos anos, em especial nas últimas décadas, a qual também foi acompanhada por pesquisadores brasileiros (ROCHA; MIRÓ; SCHNEIDER; et al., 2010). Um dos fatores que pode influenciar esse crescimento são as alterações demográficas atuais e suas projeções futuras, as quais se traduzem em envelhecimento da população mundial com o passar dos anos (ROCHA; MIRÓ; SCHNEIDER; et al., 2010; WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2015). A relevância do conhecimento acerca do processo de envelhecimento humano compreendem aspectos sociais, psicológicos e biológicos, os quais podem interferir diretamente na qualidade de vida da população idosa (KENDRICK; KUMAR; CARPENTER; et al., 2014; WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2015). O processo de envelhecimento biológico está relacionado às alterações orgânicas que, de acordo com as teorias biológicas, advém do desequilíbrio das relações entre os sistemas orgânicos e/ou então pelo acúmulo de agressões sofridas pelo organismo no decorrer da vida, podendo acarretar em erros da cadeia de síntese proteica, impactando na capacidade de manutenção de suas funções (FARINATTI, 2002; JIN, 2010).

Dentre as alterações naturais observadas no organismo decorrentes do envelhecimento, pode-se destacar as desinentes do sistema locomotor (i.e., interação entre sistemas nervoso, muscular e esquelético). O comprometimento da capacidade do idoso se locomover pode implicar em aumento dos riscos de queda, fraturas e redução da capacidade funcional para desempenhar atividades do dia a dia, refletindo em comprometimentos concomitantes dos aspectos biológicos, sociais e psicológicos (BEAUCHET; FANTINO; ALLALI; et al., 2011; RECH; RADAELLI; GOLTZ; et al., 2014; WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2007, 2015). Além disso, aumentam as necessidades de hospitalizações e serviços públicos de atendimento aos idosos, acarretando em aumento dos gastos públicos com essa população (HARTHOLT; VAN BEECK; POLINDER; et al., 2011).

O comprometimento observado no sistema locomotor é influenciado devido à redução da capacidade de produção dos distintos tipos de força (i.e., máxima, explosiva e potência) pelos músculos esqueléticos (BYRNE; FAURE; KEENE; et al., 2016; SKELTON; GREIG; DAVIES; et al., 1994). Esse acometimento é dependente da deterioração de fatores neurais e morfológicos do sistema neuromuscular (CLARK; MANINI, 2008; MANINI; HONG; CLARK, 2013; MCKINNON; CONNELLY; RICE; et al., 2017; MILJKOVIC; LIM; MILJKOVIC; et al., 2015; RUSS; GREGG-CORNELL; CONAWAY; et al., 2012). Tais comprometimentos, além de refletirem em redução da capacidade de produção de força máxima dos idosos (LEYVA; BALACHANDRAN; SIGNORILE, 2016), também acometem em grande magnitude a produção de força explosiva (EDWÉN; THORLUND; MAGNUSSON; et al., 2013; KLASS; BAUDRY; DUCHATEAU, 2008; KRIVICKAS; SUH; WILKINS; et al., 2001; LEYVA; BALACHANDRAN; SIGNORILE, 2016), a qual é caracterizada pela habilidade de desenvolver elevados níveis de força de forma rápida (AAGAARD; SIMONSEN; ANDERSEN; et al., 2002b).

A capacidade de produzir força máxima é determinada, de maneira geral, pela capacidade máxima de recrutamento e coordenação de unidades motoras, tipos de fibras musculares, área de secção transversa e arquitetura muscular (MANINI; HONG; CLARK, 2013; MCKINNON; CONNELLY; RICE; et al., 2017; MILJKOVIC; LIM; MILJKOVIC; et al., 2015). Já a capacidade de produzir força explosiva, usualmente mensurada por meio da taxa de desenvolvimento de força, é determinada pela interação de diferentes mecanismos, tais como excitação muscular no início da contração (até 250 ms), taxa de ativação de unidades motoras,

tipos de fibra muscular, taxa de liberação de Ca^{2+} , força máxima, tamanho e arquitetura muscular e também rigidez musculotendínea (ANDERSEN; ANDERSEN; ZEBIS; et al., 2010; ANDERSEN; AAGAARD, 2006; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014; HANNAH; FOLLAND, 2015; MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIK; et al., 2016).

Visto que o processo de envelhecimento afeta progressivamente os respectivos fatores neuromusculares determinantes da capacidade de produção de força máxima e explosiva (AAGAARD *et al.*, 2010; BRUNNER *et al.*, 2007; CLARK; FIELDING, 2012; CLARK *et al.*, 2013; DESCHENES, 2004; MANINI; HONG; CLARK, 2013; RUSS *et al.*, 2012; SCANLON *et al.*, 2014; VANDERVOORT, 2002; MILJCOVIC, 2015; MCKINNON, 2016, MANINI, 2013), uma melhor compreensão sobre seus mecanismos limitantes torna-se necessário, já que manutenção desse tipo de força é de extrema importância para essa população. A taxa de desenvolvimento de força está relacionada com a capacidade de estabilização do sistema neuromuscular quando na posição em pé e em locomoção, e também em resposta às perturbações mecânicas e desequilíbrios, consequentemente prevenindo quedas e lesões (BENTO; PEREIRA; UGRINOWITSCH; et al., 2010; EMA; SAITO; OHKI; et al., 2016; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014; IZQUIERDO; AGUADO; GONZALEZ; et al., 1999).

Como estratégia para atenuar ou atrasar os efeitos deletérios do processo de envelhecimento sobre a força máxima e explosiva, tem-se utilizado diferentes métodos de treinamento de força (AAGAARD; SUETTA; CASEROTTI; et al., 2010; ANDERSEN; ANDERSEN; ZEBIS; et al., 2010; BALSHAW; MASSEY; MADEN-WILKINSON; et al., 2016; OLIVEIRA; OLIVEIRA; RIZATTO; et al., 2013; TILLIN; PAIN; FOLLAND, 2012). Esse tipo de treinamento é capaz de promover, além de aumento da taxa de desenvolvimento de força, também a hipertrofia muscular (CSAPO; ALEGRE, 2015; LIXANDRÃO; DAMAS; CHACON-MIKAHIL; et al., 2016), aumentar a força máxima (PETERSON; SEN; GORDON, 2012), e potência muscular (IZQUIERDO; AGUADO; GONZALEZ; et al., 1999). Os mecanismos que explicam as adaptações do treinamento de força sobre a capacidade de produção de força explosiva em jovens são investigados com maior frequência (ANDERSEN; ANDERSEN; ZEBIS; et al., 2010; ANDERSEN; AAGAARD, 2006; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014; MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIK; et al., 2016), entretanto, há uma carência de informações sobre tais adaptações

em idosos. Além disso, estudo prévio verificou que apesar de jovens e idosos apresentarem ganhos similares de força após treinamento, os mecanismos neuromusculares responsáveis pelos respectivos ganhos se diferiram (WALKER; HÄKKINEN, 2014). De acordo com os autores, os ganhos de força em jovens foram atribuídos em maior magnitude pela massa muscular, diferente dos idosos, que aumentaram a força devido a maior aumento de excitação muscular.

Os aumentos de taxa de desenvolvimento de força em jovens após treinamento de força realizado por curto prazo (~4 a 24 semanas) são influenciados por adaptações nos sistemas nervoso (i.e., central e periférico) e musculotendíneo (ANDERSEN; ANDERSEN; ZEBIS; et al., 2010; BALSHAW; MASSEY; MADEN-WILKINSON; et al., 2016). Este tipo de treinamento é capaz de aumentar o *drive* neural, a amplitude do sinal eletromiográfico e a taxa de aumento do sinal eletromiográfico (AAGAARD; SIMONSEN; ANDERSEN; et al., 2002a, 2002b; BALSHAW; MASSEY; MADEN-WILKINSON; et al., 2016). Por consequência tais adaptações podem resultar em aumento da capacidade de produzir força explosiva, em especial na fase inicial, uma vez que esta é caracterizada por uma maior taxa de disparo das unidades motoras no início da contração (MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIICH; et al., 2016). Outra adaptação decorrente do treinamento de força em jovens, é o aumento da força máxima, que por sua vez influencia positivamente a taxa de desenvolvimento de força, em especial na fase tardia (ANDERSEN; ANDERSEN; ZEBIS; et al., 2010). Por outro lado, estudos reportaram redução da capacidade contrátil intrínseca da unidade musculotendínea após treinamento de força o que tornou a velocidade de contração muscular mais lenta e influenciou negativamente a taxa de desenvolvimento de força (ANDERSEN; ANDERSEN; ZEBIS; et al., 2010; BALSHAW; MASSEY; MADEN-WILKINSON; et al., 2016). Apesar do amplo conhecimento acerca das adaptações neuromusculares do treinamento de força a curto prazo sobre a taxa de desenvolvimento de força de jovens, não está claro na literatura se estas adaptações são reprodutíveis após longo período de treinamento (e.g., >1 ano).

O treinamento de força realizado em idosos também tem demonstrado ser eficaz para aumentar a taxa de desenvolvimento de força (GUIZELINI; AGUIAR; DENADAI; et al., 2017). Entretanto, ao contrário do que vem sendo investigado em jovens, em idosos pouco se sabe acerca das adaptações neuromusculares (e.g., amplitude do sinal eletromiográfico, capacidade contrátil intrínseca da unidade musculotendínea e força máxima) decorrentes do treinamento de força

que influenciam a capacidade de produzir taxa de desenvolvimento de força, e se estas adaptações são semelhantes em diferentes fases da vida adulta. Quanto às adaptações neuromusculares do treinamento de força a longo prazo, um estudo prévio verificou que idosos atletas de levantamento de peso (i.e., campeões nacionais e internacionais) possuem taxa de desenvolvimento de força e *drive* neural eferente superiores de idosos não treinados e semelhantes de jovens não treinados (UNHJEM; NYGÅRD; HOVEN; et al., 2016). Entretanto, não se sabe se o treinamento de força praticado de maneira recreacional por um longo período também é capaz de acarretar em adaptações sobre mecanismos neurais e musculotendíneos.

Dessa maneira, pode-se destacar algumas lacunas na literatura: (a) limitadas informações acerca das adaptações em mecanismos neurais e musculotendíneos e as respectivas influências sobre a taxa de desenvolvimento de força de jovens e idosos após treinamento de força à longo prazo; (b) comparações acerca de distintas adaptações neuromusculares ao treinamento de força que influenciam a capacidade de produzir taxa de desenvolvimento de força de jovens e idosos. Portanto, formulam-se as seguintes perguntas: (i) quais mecanismos neuromusculares melhor explicam a capacidade de produção de força explosiva em idosos e jovens treinados e não treinados? (ii) as adaptações fisiológicas determinantes da taxa de desenvolvimento de força são diferentes entre jovens e idosos após longo período de treinamento de força?

1.2. OBJETIVOS

1.2.1. Objetivo Geral

Verificar as adaptações sobre mecanismos neuromusculares determinantes da capacidade de produção de força explosiva após longo período de treinamento de força entre jovens e idosos.

1.2.2. Objetivos Específicos

- Comparar a força máxima (i.e., isométrica), a explosiva (i.e., medida por meio da taxa de desenvolvimento de força inicial e tardia), as propriedades contráteis intrínsecas e neurais de jovens

treinados, jovens não treinados, idosos treinados e idosos não treinados em força por longo período de tempo;

- Verificar a correlação entre as variáveis neurais (excitação dos músculos do quadríceps e cocontração do bíceps femoral), músculo tendíneas (propriedades contráteis intrínsecas e massa magra da coxa), e de força máxima que melhor explicam as fases inicial e tardia da taxa de desenvolvimento de força de jovens e idosos não treinados e treinados em força por longo período de tempo.
- Comparar a massa muscular corporal, massa magra da coxa, excitação muscular, torque involuntário e torque máximo de jovens treinados e não treinados e idosos treinados e não treinados em força por longo período de tempo.

1.3. HIPÓTESES

H₁: Jovens não treinados apresentarão valores de taxa de desenvolvimento de força superiores aos de idosos não treinados. Por sua vez, idosos treinados apresentarão taxa de desenvolvimento de força inferior a jovens treinados, entretanto similar a jovens não treinados.

H₂: As variáveis neurais serão determinantes para a fase inicial da taxa de desenvolvimento de força em jovens e idosos, entretanto, apresentarão maior correlação com a taxa de desenvolvimento de força de idosos que de jovens. O contrário será observado para jovens, para os quais, as propriedades contráteis intrínsecas terão maior importância na taxa de desenvolvimento de força do que para os idosos. Esse comportamento será observado nos grupos não treinados e treinados. As variáveis neurais apresentarão maior correlação com a taxa de desenvolvimento de força nos idosos por um período de tempo maior (~ 0-150 ms) do que nos jovens (~ 0-100 ms).

H₃: Os grupos envolvidos com o treinamento de força apresentarão valores superiores de índice músculo esquelético, massa magra da coxa, excitação muscular, torque involuntário e torque máximo, do que os grupos não envolvidos com treinamento de força da mesma idade. Os jovens apresentarão valores superiores de índice músculo esquelético, massa magra da coxa, excitação muscular, torque involuntário e torque máximo em comparação aos idosos com o

mesmo nível de treinamento. Adicionalmente, os jovens não treinados apresentarão valores semelhantes aos idosos treinados.

1.4. DEFINIÇÕES DE VARIÁVEIS

- i. Taxa de desenvolvimento de força – Conceitual: Relação entre o aumento da produção de torque e tempo de contração. Utilizado para mensurar a capacidade de produção de força explosiva (i.e., força rápida) (AAGAARD; SIMONSEN; ANDERSEN; et al., 2002b). Operacional: Obtido por meio da variação da força em diferentes períodos de tempo (até 250 ms) após o início de uma contração isométrica explosiva (MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIKH; et al., 2016);
- ii. Sinal eletromiográfico – Conceitual: Atividade elétrica muscular/excitação muscular durante contração, decorrente de processos fisiológicos. Utilizado para avaliar a excitação muscular (LUCA, 1997). Operacional: Obtida por meio da técnica de eletromiografia de superfície com utilização de eletromiógrafo. Expresso em milivolts, usando o cálculo da integral do sinal ou cálculo do *Root Mean Square* (RMS) (LUCA, 1997).
- iii. Torque – Conceitual: Torque é capacidade que uma força tem de gerar rotação em relação a um eixo. Torque = força x braço de momento. Braço de momento é a distância mais curta entre a ação de força e o eixo de rotação. O pico de torque é o ponto onde se obtém o maior valor de torque em torno de um eixo (ENOKA, 2008). Operacional: Obtido por meio de tentativas de repetições máximas (concêntricas, isométricas ou excêntricas), no dinamômetro (ENOKA, 2008).
- iv. Estimulação elétrica neuromuscular – Conceitual: Indução de descarga elétrica, sobre os nervos periféricos, com o objetivo de gerar uma contração muscular “artificial” (LAKE, 1992). Operacional: Pode ser realizado por meio de pulsos simples e sequenciais (trens de estimulação; i.e., octetos) sobre o ventre muscular ou nervo dos grupos musculares que se deseja contrair (BERGQUIST; WIEST; COLLINS, 2012; DE RUITER; KOOISTRA; PAALMAN; et al., 2004; LAKE, 1992).

1.5. JUSTIFICATIVA

Diferentes mecanismos fisiológicos e neuromusculares que estão envolvidos na capacidade de produção de força (MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIČH; et al., 2016) são acometidos com o processo de envelhecimento. Esse acometimento é dependente da deterioração de fatores neurais e morfológicos (CLARK; MANINI, 2008; KJOLHEDE; VISSING; LANGESKOV-CHRISTENSEN; et al., 2015; MANINI; HONG; CLARK, 2013; MCKINNON; CONNELLY; RICE; et al., 2017; VENTURELLI; SCHENA; RICHARDSON, 2012).

Dentre os fatores neurais, o comprometimento da capacidade de excitação muscular voluntária (AAGAARD; SUETTA; CASEROTTI; et al., 2010; CLARK; FIELDING, 2012), do recrutamento e sincronização de unidades motoras dos grupos musculares agonistas (AAGAARD; SUETTA; CASEROTTI; et al., 2010; RUSS; GREGG-CORNELL; CONAWAY; et al., 2012), atrofia neuronal cerebral, redução de neurotransmissores dopaminérgicos (MANINI; HONG; CLARK, 2013), desaparecimento ou perda de função de células nervosas, redução da atividade dos axônios e das unidades motoras (VANDERVOORT, 2002) e cocontração dos grupos musculares antagonistas (CLARK; FIELDING, 2012) são os principais acometimentos do sistema nervoso que refletem na produção de força muscular.

Por sua vez, os comprometimentos do sistema muscular são: a área de secção transversa reduzida (atrofia muscular) (DESCHENES, 2004), acumulação intramuscular de material não contrátil (i.e., tecido adiposo) (IDOATE; CADORE; CASAS-HERRERO; et al., 2015; VISSER; GOODPASTER; KRITCHEVSKY; et al., 2005), redução da quantidade e tamanho de fibras tipo I e II (BRUNNER; SCHMID; SHEIKHZADEH; et al., 2007; DESCHENES, 2004), alteração da arquitetura muscular (BEIJERSBERGEN; GRANACHER; VANDERVOORT; et al., 2013; SCANLON; FRAGALA; STOUT; et al., 2014), que em conjunto com as mudanças do comprimento e complacência de tendões pode prejudicar a transferência de força dos músculos para o sistema esquelético (REEVES; MAGANARIS; LONGO; et al., 2009; REEVES; NARICI; MAGANARIS, 2003b; SEYNNES; ERSKINE; MAGANARIS; et al., 2009), e também alterações das propriedades contráteis e metabólicas intrínsecas das fibras musculares (ARNOLD; BAUTMANS, 2014; RUSS; GREGG-CORNELL; CONAWAY; et al., 2012).

Tais mecanismos neurais e musculares, além de determinar a capacidade de produção de força máxima, também estão relacionados com a taxa de desenvolvimento de força (AAGAARD; SUETTA; CASEROTTI; et al., 2010; ANDERSEN; AAGAARD, 2006; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014; REEVES; NARICI; MAGANARIS, 2003b). No quadríceps de jovens e nos flexores dorsais do tornozelo de idosos, a excitação muscular parece ser a variável que melhor explica a variância da taxa de desenvolvimento de força nos primeiros 150 ms da contração, e em maior magnitude entre 25 e 75 ms (KLASS; BAUDRY; DUCHATEAU, 2008; MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIČH; et al., 2016). Além disso, as propriedades contráteis intrínsecas parecem ser determinantes para a fase “intermediária” (50 a 100 ms) da contração. Já as fases tardias (>150 ms) da contração explosiva estão mais associadas às propriedades relacionadas à velocidade de contração e capacidade de produção de força máxima (ANDERSEN; AAGAARD, 2006; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014).

Apesar do crescente interesse de pesquisadores em elucidar os mecanismos fisiológicos inerentes da taxa de desenvolvimento de força, muito tem sido pesquisado com jovens (ANDERSEN; AAGAARD, 2006; BALSHAW; MASSEY; MADEN-WILKINSON; et al., 2016; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014) e pouco com idosos (KLASS; BAUDRY; DUCHATEAU, 2008). Portanto, existe uma carência de informações sobre a influência do processo de envelhecimento nas variáveis neuromusculares e seu respectivo impacto sobre a taxa de desenvolvimento de força da população idosa. Além disso, embora recentemente tenham sido desenvolvidos estudos com o objetivo de verificar os efeitos de diferentes métodos de treinamento de força sobre a taxa de desenvolvimento de força de jovens (AAGAARD; SIMONSEN; ANDERSEN; et al., 2002b; ANDERSEN; ANDERSEN; ZEBIS; et al., 2010; BALSHAW; MASSEY; MADEN-WILKINSON; et al., 2016; OLIVEIRA; OLIVEIRA; RIZATTO; et al., 2013; WALKER; HÄKKINEN, 2014) e de idosos (HÄKKINEN; NEWTON; GORDON; et al., 1998; KOBAYASHI; UEYASU; YAMASHITA; et al., 2015; SUETTA; AAGAARD; ROSTED; et al., 2004), pouco se sabe sobre os mecanismos neuromusculares que supostamente levariam à melhora desse tipo de força após treinamento realizado por longo período de tempo.

Considerando as lacunas presentes na literatura a respeito das variáveis que influenciam a taxa de desenvolvimento de força em idosos,

e também sobre as diferenças entre jovens e idosos nas adaptações destes mecanismos sobre a taxa de desenvolvimento de força, pode-se então justificar a realização do presente estudo. Além das respostas neuromusculares que os resultados irão elucidar, o mesmo será de utilidade para o desenvolvimento de programas de treinamento efetivos visando desenvolver a taxa de desenvolvimento de força de jovens e idosos, por profissionais da área.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. ENVELHECIMENTO DO SISTEMA NEUROMUSCULAR

As reduções de força e potência, observadas durante o envelhecimento, acontecem insidiosamente após os 30 anos de vida. Entretanto, as modificações mais marcantes ocorrem após os 50 anos, acentuando-se exponencialmente a cada década, principalmente durante a sétima e oitava (EDWÉN; THORLUND; MAGNUSSON; et al., 2013; LEYVA; BALACHANDRAN; SIGNORILE, 2016). A dinâmica dessas reduções ainda ocorre de maneira diferente ao comparar distintas velocidades de contração e grupos musculares. A capacidade de produzir força durante contrações rápidas, o que representa potência ou força explosiva, parece iniciar seu declínio mais precocemente (LEYVA; BALACHANDRAN; SIGNORILE, 2016) e ocorrer em maior magnitude (SKELTON; GREIG; DAVIES; et al., 1994) que em contrações lentas.

Tais comprometimentos são resultantes de alterações marcantes que ocorrem sobre o sistema nervoso e o músculo esquelético (MANINI; HONG; CLARK, 2013; MILJKOVIC; LIM; MILJKOVIC; et al., 2015). As alterações inerentes às reduções de massa muscular são denominadas de sarcopenia (CLARK; MANINI, 2008; MANINI; CLARK, 2012), do grego, “sarx” = carne e “penia” = perda (THOMAS, 2010). No entanto, apesar de haver relação entre a perda de massa muscular e a capacidade de produção de força, a mesma não pode ser explicada apenas por esse fator (MANINI; CLARK, 2012; MANINI; HONG; CLARK, 2013). Além de que, as reduções de massa muscular acontecem de maneira mais lenta em relação à capacidade de produção de força (GOODPASTER; PARK; HARRIS; et al., 2006). Pensando nisso, (CLARK; MANINI, 2008) foi proposto a utilização do termo dinapenia ao se referir a respeito das reduções de força decorrente do envelhecimento. Os autores ainda ressaltam que a dinapenia é caracterizada pela associação entre os processos e mecanismos degenerativos dos sistemas neural e muscular.

O objetivo da presente revisão é descrever as principais alterações acerca do sistema neuromuscular que resultam em reduções da capacidade de produzir força durante o envelhecimento.

2.1.1. Comprometimentos neurais relacionados ao envelhecimento

O sistema nervoso central tem como uma de suas funções coordenar e modular as ações motoras do sistema musculoesquelético. Esse controle sobre as fibras musculares ocorre por meio de potenciais de ação excitatórios e inibitórios (POWERS; HOWLEY, 2011), que, em conjunto, controlam a produção de força durante ações voluntárias (POWERS; HOWLEY, 2011). A modulação da força muscular depende da frequência de ativação e do número de moto neurônios recrutados. A capacidade de produção de força máxima (força máxima produzida independente do tempo) ou força explosiva (máxima força produzida em um curto intervalo de tempo) depende do recrutamento ótimo das unidades motoras (i.e., moto-neurônio alfa e as suas respectivas fibras musculares enervadas) envolvidas com o movimento em questão. Quanto maior o comando efetor (i.e., *drive* eferente), mais rápida e forte será a contração muscular (POWERS; HOWLEY, 2011). Tanto o sistema nervoso central, quanto o periférico, experimentam comprometimentos morfológicos e funcionais associados ao envelhecimento biológico, que por consequência resultam em diminuição da capacidade de produzir força muscular (MANINI; HONG; CLARK, 2013; MCKINNON; CONNELLY; RICE; et al., 2017).

As alterações morfológicas no sistema nervoso central compreendem reduções de aproximadamente 43% do volume cortical. Essas mudanças são decorrentes da redução acentuada do volume do corpo das células neuronais do córtex (HAUG; EGGERS, 1991) e de até 45% (aproximadamente 10% por década de vida) do comprimento dos axônios mielinizados em idosos de 80 anos ou mais (MARNER; NYENGAARD; TANG; et al., 2003; SALAT; BUCKNER; SNYDER; et al., 2004). Também existem evidências de rompimento da integridade neuronal da substância branca do cérebro (MARNER; NYENGAARD; TANG; et al., 2003). Essa atrofia neuronal parece ocorrer anteriormente à perda dos neurônios (WARD, 2006), associada à um comprometimento de sua regeneração, que pode ser explicado pelas reduções das expressões gênicas da proteína BDNF (i.e., Fator Neurotrófico Derivado do Cérebro) (HAYASHI; YAMASHITA; SHIMIZU, 1997). Adicionalmente, são observadas reduções da excitabilidade espinhal (CUYPERS; THUIS; DUQUE; et al., 2013). A reduzida capacidade de o córtex adaptar-se em termos estruturais e funcionais a novos estímulos (e.g., plasticidade

cortical) pode estar relacionada a declínios de neurotransmissores e expressões gênicas (MANINI; HONG; CLARK, 2013).

Funcionalmente, são observadas alterações nos sistemas serotoninérgico, colinérgico, adrenérgicos, dopaminérgicos e glutamatérgico (MANINI; HONG; CLARK, 2013). Pode-se destacar o declínio dos neurotransmissores dopaminérgicos (DARBIN, 2012) e o bloqueio de captação de glutamato pelo neurônio (ARNTH-JENSEN; JABAUDON; SCANZIANI, 2002). Também é observado redução da capacidade modulatória de inibição cortical durante a preparação para uma atividade motora (FUJIYAMA; HINDER; SCHIMIDT; et al., 2012) e de modulação de excitabilidade do córtex motor em resposta à um estímulo elétrico (DEGARDIN; DEVOS; CASSIM; et al., 2011). Tais fatores prejudicam o controle excitatório e inibitório do sistema nervoso com o envelhecimento. Com a capacidade cerebral de transmissão de sinais comprometida, ocorre a presença de sinais aleatórios concomitantes ao sinal principal, fenômeno denominado de aumento de ruído neural, o qual prejudica a precisão da transmissão dos sinais neurais (MANINI; HONG; CLARK, 2013).

Os reflexos espinhais também podem sofrer alterações com o envelhecimento. A inibição recíproca é um reflexo espinhal inibitório que tem como função de prevenir a coativação dos músculos antagonistas durante a ativação dos músculos agonistas (AAGAARD; SUETTA; CASEROTTI; et al., 2010). Esse reflexo inibitório apresenta alterações com o passar dos anos, levando ao aumento da cocontração dos músculos antagonistas durante ações motoras, como a caminhada (ORTEGA; FARLEY, 2015). Entretanto, recentemente tem-se discutido se o aumento da demanda metabólica durante a caminhada, observada com o envelhecimento, seria influenciada (HORTOBÁGYI; FINCH; SOLNIK; et al., 2011) ou não (ORTEGA; FARLEY, 2015) por essa cocontração aumentada. Adicionalmente, níveis superiores de co-excitação parecem comprometer o equilíbrio e a capacidade de responder a perturbações externas (NAGAI; OKITA; OGAYA; et al., 2016). Além de que, uma cocontração exacerbada resulta em reduzida produção de força e potência pelos músculos agonistas (AAGAARD; SUETTA; CASEROTTI; et al., 2010).

As associações dos comprometimentos no sistema nervoso central citados anteriormente afetam as conexões que acontecem no interior do córtex (i.e., cortico-cortical) e entre o córtex e a medula espinhal (i.e., cortico-espinhal). Estas conexões antecedem e influenciam as ações do sistema nervoso periférico, tendo importante participação nas

reduções da performance motora e da capacidade de produzir força muscular com o envelhecimento.

O sistema nervoso periférico é afetado concomitantemente ao central em termos estruturais e funcionais com o passar dos anos. Uma alteração neural relevante é a desmielinização das fibras mielinizadas devido às reduções de expressões gênicas de proteínas chave para a mielinização (JANG; REMMEN, 2011). Tais reduções podem explicar em parte a instabilidade de transmissão neuromuscular (HOURIGAN; MCKINNON; JOHNSON; et al., 2015), comprometer a capacidade de conduzir e transmitir comandos motores, e também reduzir a velocidade de condução dos axônios (VANDERVOORT, 2002). O decréscimo da velocidade de condução pode tornar mais lenta a capacidade de produção de força (i.e., taxa de desenvolvimento de força), resultando em reduzida força explosiva (FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014; KLASS; BAUDRY; DUCHATEAU, 2008).

Entretanto, os comprometimentos relacionados ao declínio do sistema nervoso periférico não são decorrentes apenas da desmielinização e do transporte axonal prejudicado (COLEMAN, 2011). Também são observadas degenerações mitocondriais (CHENG; HOU; MATTSON, 2010), acúmulo de filamentos helicoidais emparelhados (BAHR; BENDISKE, 2002) e atrofia (MISGELD, 2011) e degeneração axonal (MCKINNON; MONTERO-ODASSO; DOHERTY, 2015).

Diferente do observado no sistema nervoso central, no qual ocorre predominantemente uma redução do diâmetro dos axônios (i.e., atrofia axonal), no periférico é observada uma redução do número de motoneurônios, resultando em redução na quantidade de unidades motoras (MCKINNON; MONTERO-ODASSO; DOHERTY, 2015). Essas diferenças podem ser explicadas pela presença da proteção da barreira hemato-encefálica no sistema nervoso central (MATTSON; MAGNUS, 2006). A exposição acentuada do sistema nervoso periférico às lesões tóxicas, metabólicas ou infecciosas, resulta em degeneração das extremidades dos axônios (KOVACIC; SKETELJ; BAJROVIĆ, 2009; MISGELD, 2011). A lesão dessas extremidades, quando associada a subsequente fragmentação, pode levar à sua morte por meio de um processo denominado de “*dying back*” (ÖZTÜRK; CENGİZ; ERDOĞAN; et al., 2013).

A elevada exposição do sistema nervoso periférico, somada à níveis elevados de inflamação crônica e estresse oxidativo, observados no organismo envelhecido, amplificam as lesões e degenerações axonais (JANG; REMMEN, 2011; SELMAN; BLOUNT; NUSSEY; et al., 2012).

Os axônios mielinizados são vulneráveis ao acúmulo de dano oxidativo. Isso ocorre por eles serem ricos em ácido graxo, substância que serve como principal substrato para as espécies reativas de oxigênio (SELMAN; BLOUNT; NUSSEY; et al., 2012). Dentro dos nervos periféricos mielinizados são observados acúmulo excessivo de proteínas ubiquitinadas e oxidativamente danificadas (OPALACH; RANGARAJU; MADORSKY; et al., 2010).

A reduzida demanda oxidativa de axônios motores tipo II parece aumentar sua exposição a esse tipo de estresse (GORDON; HEGEDUS; TAM, 2004). Entretanto, a elevada capacidade oxidativa dos axônios tipo I, contrapõe os efeitos sobre os axônios tipo II, fenômeno que favorece tanto a preservação de suas unidades motoras quanto a brotação de axônios colaterais (HEPPLE; RICE, 2015). Esses novos axônios irão reinervar as fibras musculares próximas, as quais foram desinervadas pela perda de seus motoneurônios, remodelando as unidades motoras (HEPPLE; RICE, 2015). As unidades motoras são a via final da relação entre o sistema nervoso e as fibras musculares, as quais compreendem um nervo periférico alfa simples e suas fibras musculares inervadas, sendo o menor componente funcional do sistema neuromuscular (PIASECKI; IRELAND; JONES; et al., 2016).

O remodelamento das unidades motoras é um fenômeno que pode ser explicado pela denervação de algumas fibras musculares após apoptose neural, que, por conseguinte são reinervadas por nervos próximos (PIASECKI; IRELAND; JONES; et al., 2016). Essa denervação ocorre preferencialmente nas fibras musculares tipo II (rápidas), as quais são reinervadas por moto-neurônios de fibras tipo I (lentas) (MANINI; HONG; CLARK, 2013). Essa estratégia compensatória previne reduções de força ainda mais proeminentes. Quando a capacidade do processo de reinervação apresenta falhas e, por conseguinte não acompanha o processo de desinervação, as fibras musculares que faziam parte da unidade motora se tornam funcionalmente inúteis (AARE; SPENDIFF; VUDA; et al., 2016).

Normalmente a degeneração axonal é sucedida por um processo de regeneração. Apesar de o axônio envelhecido possuir a capacidade de se regenerar, a mesma ocorre de maneira mais lenta e em uma menor taxa. Os materiais necessários para esse processo são transportados lentamente e em menor quantidade ao longo do axônio, o que parece explicar a reduzida capacidade de regeneração com o envelhecimento (PANNESE, 2011).

A perda gradual do número de unidades motoras, que é acelerado a cada década após os 60 anos de vida, resulta em reduções simultâneas de massa e força muscular (GORDON; HEGEDUS; TAM, 2004; MANINI; HONG; CLARK, 2013; POWER; ALLEN; BOOTH; et al., 2014). Após a sétima década de vida pode ser observado aproximadamente 50% menos unidades motoras em idosos saudáveis quando comparado com jovens (PANNESSE, 2011). Essa perda progressiva de motoneurônios em grande magnitude nos membros inferiores (MCKINNON; MONTERO-ODASSO; DOHERTY, 2015), possui relevante contribuição para a fragilidade resultante do envelhecimento.

Concomitante às alterações estruturais, também ocorrem alterações funcionais sobre as unidades motoras. Estas alterações incluem redução da velocidade de condução dos axônios eferentes (DI IORIO; CHERUBINI; VOLPATO; et al., 2006), redução de amplitude do sinal eletromiográfico, sincronização alterada e maior variação de ativação durante as contrações musculares voluntárias (PIASECKI; IRELAND; JONES; et al., 2016), alteração das propriedades de disparo das unidades motoras (KLASS; BAUDRY; DUCHATEAU, 2008) e redução da incidência de *doublets* (disparos duplos) e da taxa de disparo máxima. Tais modificações podem ser explicadas pela atrofia dos axônios e remodelação da junção neuromuscular durante o processo de envelhecimento (MANINI; HONG; CLARK, 2013).

A junção neuromuscular é a ligação entre o sistema neural e o sistema muscular. O envelhecimento acarreta em remodelação da junção neuromuscular, a qual apresenta retração da extremidade terminal do nervo, ou seja, um afastamento em relação à fibra muscular. Isso faz com que alguns receptores pós-sinápticos permaneçam desocupados. Sua remodelação parece ser influenciada pelo comprometimento do processo de regeneração das fibras musculares com a ocorrência de necrose pós-sináptica, acarretando em sua fragmentação (LI; LEE; THOMPSON, 2011).

Além da remodelação da junção neuromuscular, também ocorre comprometimentos nos seus mecanismos de transmissões (JANG; REMMEN, 2011; TINTIGNAC; BRENNER; RÜEGG, 2015). A regulação inibitória na placa motora parece não ser prejudicada com o envelhecimento, por outro lado, os receptores excitatórios são acometidos, resultando em uma preferência de ativação dos inibitórios em relação aos excitatórios (DESCHENES, 2011; LI; LEE; THOMPSON, 2011). O que pode explicar o respectivo fenômeno, seriam as

modificações dos receptores de adenosina na placa motora (LI; LEE; THOMPSON, 2011). Além disso, como mecanismo compensatório, ocorre aumento de liberação de neurotransmissores durante a estimulação, que apesar de resultar em potencial aumentado na placa motora, resulta em aumento da taxa de falha na junção neuromuscular (DESCHENES, 2011).

Em resumo, o sistema nervoso central sofre alterações morfológicas e funcionais que por consequência afetam a capacidade de controles motor, a coordenação intermuscular e a velocidade e intensidade de transmissão neural para sistema nervoso periférico. Por sua vez, o sistema nervoso periférico também é marcado por modificações estruturais e funcionais que comprometerão a velocidade e intensidade de recrutamento das unidades motoras. Como a atividade do sistema nervoso antecede e é determinante para a contração muscular, tais comprometimentos decorrentes do envelhecimento, por consequência irão dificultar com que o músculo desempenhe sua máxima capacidade de contração.

2.1.2. Comprometimentos musculotendíneos relacionados ao envelhecimento

O desempenho do sistema muscular é diretamente dependente do desempenho do sistema nervoso, o qual precede sua ação (POWERS; HOWLEY, 2011). Entretanto, após sua ativação e início da contração, diferentes fatores intrínsecos ao sistema musculotendíneo também determinarão a capacidade e velocidade de produção de força e sua transferência para o sistema esquelético (POWERS; HOWLEY, 2011). Tais fatores, apesar de interligados, podem ser classificados em macro (e.g., morfológicos e contráteis) e micro (e.g., bioquímicos e celulares).

O decréscimo da área de secção transversa observado com o envelhecimento pode ser explicado pela redução do tamanho das fibras musculares, a qual pode ocorrer de maneira distinta entre os diferentes tipos de fibras. As fibras tipo II de idosos podem apresentar área de secção transversa de 10 a 40% inferior às de jovens (FRONTERA; SUH; KRIVICKAS; et al., 2000), diferentemente das fibras de tipo I, as quais são menos afetadas, apresentando pequena redução de tamanho (NILWIK; SNIJDERS; LEENDERS; et al., 2013; VERDIJK; KOOPMAN; SCHAART; et al., 2007). No entanto, a redução do tamanho das fibras parece não ter impacto relevante na perda de massa muscular quanto na diminuição da quantidade de fibras. O envelhecimento leva a

uma redução do número de fibras musculares, em especial as fibras tipo II (BOUGEA; PAPADIMAS; PAPADOPOULOS; et al., 2016). O predomínio de reduções de quantidade e tamanho observados nas fibras musculares tipo II, quando comparados com as fibras tipo I, contribui para a redução da capacidade de produzir força máxima e principalmente potência e força explosiva. As fibras tipo II tem como principal característica a capacidade de contrair de maneira mais rápida e produzir mais força quando comparada com as fibras tipo I (MCKINNON; CONNELLY; RICE; et al., 2017; MCKINNON; MONTERO-ODASSO; DOHERTY, 2015).

A redução do tecido muscular é acompanhada por alterações de sua arquitetura, tais como: reduções da área de secção transversa anatômica e fisiológica, do volume, do comprimento do fascículo e do ângulo de penação (NARICI; FRANCHI; MAGANARIS, 2016). As respectivas modificações afetam as relações de força-comprimento e força-velocidade, que por consequência impactam em grande magnitude a produção de força máxima e a velocidade de encurtamento muscular (NARICI; FRANCHI; MAGANARIS, 2016; REEVES; NARICI; MAGANARIS, 2004).

A redução da capacidade de gerar força observada com o envelhecimento, além de influenciada pela redução de massa muscular e modificações em sua arquitetura, também podem ser explicadas por uma redução da capacidade intrínseca do músculo esquelético gerar força (D'ANTONA; PELLEGRINO; ADAMI; et al., 2003; D'ANTONA; PELLEGRINO; CARLIZZI; et al., 2007; OCHALA; FRONTERA; DORER; et al., 2007; YU; HEDSTRÖM; CRISTEA; et al., 2007). Os mecanismos que explicam as reduções estruturais e funcionais incluem alterações nos processos celulares e moleculares, na quantidade e atividade de células satélites (MADARO; LATELLA, 2015; VERDIJK; KOOPMAN; SCHAART; et al., 2007), no acoplamento excitação-contração (YU; HEDSTRÖM; CRISTEA; et al., 2007), na interação de miofilamentos (MILLER; CALLAHAN; TOTH, 2014), na função mitocondrial (HEPPLE, 2016) e na infiltração de adipócitos (RAHEMI; NIGAM; WAKELING, 2015).

A homeostase e regeneração tecidual do sistema muscular é regulada pela ação das células satélites. As quais tem como propriedade a auto renovação, proliferação e diferenciação miogênica (JOANISSE; NEDERVEEN; SNIJDERS; et al., 2016). Entretanto, deve-se destacar que são células que permanecem quiescentes (i.e., em repouso) até que seja estimulada por algum tipo de estresse ou dano muscular (CHEUNG;

RANDO; FORGET; et al., 2013). Ao serem ativadas, as células satélites se multiplicam e entram na célula muscular para formar novas fibras ou regenerar as fibras danificadas (CHEUNG; RANDO; FORGET; et al., 2013; YIN; PRICE; RUDNICKI, 2013).

O processo de envelhecimento parece estar associado com redução do desempenho (MADARO; LATELLA, 2015) e do número de células satélites, em especial às associadas às fibras rápidas (tipo II) (VERDIJK; KOOPMAN; SCHAART; et al., 2007), comprometendo então o processo regenerativo das células musculares. Recentemente foi sugerido que um potencial fator que pode comprometer a regeneração muscular é a rigidez das fibras, a qual reduziria a eficiência da atividade das células miogênicas progenitoras (i.e., células satélites). No entanto, é importante ressaltar a necessidade de mais estudos a fim de comprovar essa constatação (LACRAZ; ROULEAU; COUTURE; et al., 2015).

É importante salientar que o funcionamento das células satélites também é afetado por acúmulo de danos no DNA e modificações de sinalizações gênicas (MADARO; LATELLA, 2015). Por exemplo, acontece aumento da proteína cinase ativada por mitógeno p38, que inibe a proliferação de células satélites e também acontece reduções da FGFR1, que interrompe a quiescência das células satélites. Entretanto, o organismo busca compensar tais reduções aumentando o fator de crescimento de fibroblasto básico (FGF-2), que também tem como função interromper a quiescência (CHAKKALAKAL; JONES; BASSON; et al., 2012; MADARO; LATELLA, 2015; PALACIOS; MOZZETTA; CONSALVI; et al., 2010).

Outro mecanismo que pode explicar o comprometimento da regeneração, frente à um dano muscular, é a concentração crônica elevada de interleucina-6 com o envelhecimento. Apesar da interleucina-6 ser uma miocina reguladora da proliferação de células satélites, que é momentaneamente aumentada após dano causado pelo exercício. Esse mecanismo de sinalização parece ser comprometido, principalmente quando associado à elevação de proteínas regulatórias que suprimem a sinalização de citocinas (MCKAY; OGBORN; BAKER; et al., 2013). Adicionalmente, essa elevação crônica promove o catabolismo muscular ao suprimir proteínas sinalizadoras de citocinas e reduzir a eficácia de vias de sinalização anabólica, como a da proteína IGF-1 (Fator de crescimento semelhante à insulina tipo 1) (MILJKOVIC; LIM; MILJKOVIC; et al., 2015). Adicionalmente, a obesidade e o sedentarismo em idosos pode aumentar o estado pró-inflamatório (altos níveis de interleucina-6), reduzindo o desempenho das células satélites e

por consequência aumentar os comprometimentos de força muscular (NASCIMENTO; DE SOUSA; DE SOUSA NETO; et al., 2015).

A obesidade, além de acarretar em acúmulo de tecido adiposo visceral e subcutâneo, também aumenta a quantidade de gordura intramuscular. Esse tecido adiposo intramuscular está presente durante todo o decorrer da vida, em adultos jovens saudáveis ou obesos, esse conteúdo pode variar aproximadamente entre 1,5 a 5% respectivamente (MALENFANT; JOANISSE; THÉRIAULT; et al., 2001). Entretanto, tais valores podem dobrar quando se trata do músculo de idosos (SCHWENZER; MARTIROSIAN; MACHANN; et al., 2009), principalmente quando o envelhecimento é associado à obesidade e inatividade física. Esse acúmulo de adipócitos influencia a capacidade de o músculo produzir força. Um dos mecanismos que pode explicar essa redução de força é o aumento das concentrações de TNF- α (fator de necrose tumoral- α), que é uma citocina pró-inflamatória. De maneira simplificada, esse aumento do processo inflamatório afeta o acoplamento excitação-contração, compromete as reservas de cálcio intracelular (MILJKOVIC; LIM; MILJKOVIC; et al., 2015) e acarreta um aumento da resistência muscular à insulina (WIESER; MOSCHEN; TILG, 2013). Outro mecanismo pode estar relacionado com as alterações mecânicas que o acúmulo de adipócitos causaria sobre o músculo, tais como, comprometimento da amplitude de encurtamento, expansão lateral das fibras musculares e aumento de sua interação com a aponeurose (RAHEMI; NIGAM; WAKELING, 2015).

Os diferentes tipos de fibras são acometidos distintamente com o envelhecimento. Modificações de fibras rápidas para lentas (WANG; PESSIN, 2013) que afetam predominantemente as fibras tipo IIx, resultam em aumento da proporção de fibras tipo I nas unidades motoras (CICILIOT; ROSSI; DYAR; et al., 2013). Isso pode ser explicado pela proteção da proteína co-ativadora de transcrição gênica (PGC1 α) sobre as fibras tipo I, atenuando os impactos do envelhecimento sobre as mesmas (WANG; PESSIN, 2013). Já as fibras tipo IIx apresentam menores concentrações de PGC1 α , estando então menos protegidas e mais susceptíveis à atrofia (KANG; JI, 2013). A PGC1 α sinaliza a defesa antioxidante, fornece resposta antiinflamatória e também a biogênese mitocondrial no músculo esquelético. Com o envelhecimento ocorre a redução da expressão de PGC1 α , consequentemente esse fator acarreta em redução do conteúdo de mitocôndrias no músculo esquelético (KANG; JI, 2013).

Além de reduzir o conteúdo de mitocôndrias nas células musculares, o envelhecimento também afeta a função mitocondrial (AUSTIN; ST-PIERRE, 2012; BROSKEY; GREGGIO; BOSS; et al., 2014). Isso ocorre, pois a mitocôndria responde a um grande número de sinalizações intracelulares que modulam suas funções, como a produção de ATP e de espécies reativas de oxigênio, além de alterar sua sensibilidade à transição por permeabilidade (HEPPLE, 2016; RYGIEL; PICARD; TURNBULL, 2016). A degradação da função mitocondrial pode ocorrer pelo comprometimento do processo de fissão e mitofagia mitocondrial, o qual removeria as proteínas das moléculas de DNA mitocondrial comprometidas, resultando em acúmulo de mitocôndrias com função comprometida na célula muscular (RYGIEL; PICARD; TURNBULL, 2016).

Adicionalmente, são observadas fusões mitocondriais como mecanismo compensatório aos comprometimentos intrínsecos (SHUTT; MCBRIDE, 2013). A atrofia e a necrose da fibra muscular, que estão relacionadas à redução da quantidade e à disfunção mitocondrial, podem ocorrer devido a ativação da apoptose pela interrupção da respiração celular, deficiência energética e comprometimento da expressão gênica nuclear (HERBST; WANAGAT; CHEEMA; et al., 2016; RYGIEL; PICARD; TURNBULL, 2016), além de, como citado anteriormente, afetar a estabilização da junção neuromuscular e deservação de fibras musculares (GOUSPILLOU; PICARD; GODIN; et al., 2013; RYGIEL; PICARD; TURNBULL, 2016).

Funcionalmente, a célula muscular também sofre alterações no acoplamento excitação-contração. Este é um processo fisiológico que envolve a conversão do potencial de ação em ação muscular e, por consequência, geração de força (POWERS; HOWLEY, 2011). Esse fenômeno é impactado negativamente em consequência da redução de receptores localizados nos túbulos transversos e no retículo sarcoplasmático, os quais estimulam a liberação de cálcio ao plasma muscular. Como a interação actina-miosina (e.g., contração muscular) depende da ligação de cálcio à troponina, para então interagir com a tropomiosina, a mesma é prejudicada por esse déficit de liberação do cálcio (RUSS; GRANDY; TOMA; et al., 2011).

Outro miofilamento que depende da ligação de cálcio para desempenhar sua ação é a titina. Recentemente os estudos têm buscado elucidar seus principais mecanismos de ação e sua função no músculo esquelético. A mesma parece ter importante função na contração muscular, principalmente durante as ações excêntricas (HERZOG, 2013;

SCHAPPACHER-TILP; LEONARD; DESCH; et al., 2015). Entretanto ainda não se sabe de que maneira o envelhecimento impacta sobre a titina.

Além da contração das fibras ser prejudicada pelo déficit de liberação do cálcio, é observada uma reduzida capacidade de produção de força máxima de fibras isoladas (tanto nas fibras tipo I quanto nas tipo II) (MILLER; CALLAHAN; TOTH, 2014). Podem explicar esse fenômeno, a redução da concentração de proteínas de miosina por unidade de área muscular, (MOEN; KLEIN; THOMAS, 2014) e alterações oxidativas, que podem levar a um rompimento da ligação da cabeça da miosina ao filamento de actina, diminuindo então o número de pontes cruzadas, e por consequência a força gerada pelas fibras (D'ANTONA; PELLEGRINO; ADAMI; et al., 2003; MOEN; KLEIN; THOMAS, 2014). Adicionalmente, alterações sobre a estrutura da miosina comprometem a cinética do ciclo das pontes cruzadas, ou seja, a velocidade de deslizamento dos miofilamentos se torna mais lenta durante a contração (LOWE; THOMAS; THOMPSON, 2002).

As fibras musculares envelhecidas também são afetadas por um aumento da rigidez instantânea (i.e., reduzida elasticidade) (OCHALA; FRONTERA; DORER; et al., 2007). O mesmo é observado *in vivo* quando a rigidez é normalizada pela carga máxima suportada pelo músculo (DITROILO; CULLY; BOREHAM; et al., 2012) Isso pode ocorrer devido à aumento do número de pontes cruzadas no estado de ligação mais fraco (MILJKOVIC; LIM; MILJKOVIC; et al., 2015). Entretanto, ao avaliar a rigidez da unidade musculotendínea, percebe-se que a mesma é reduzida, mas quando normalizada pela carga suportada não há diferença comparado com jovens (DITROILO; CULLY; BOREHAM; et al., 2012; WU; DELAHUNT; DITROILO; et al., 2016). Visto que a manutenção da rigidez musculotendínea é importante para a manutenção funcional em idosos, supõe-se que esse aumento da rigidez das fibras musculares pode ser um mecanismo para contrapor as reduções observadas na rigidez tendínea (DITROILO; CULLY; BOREHAM; et al., 2012). Refletindo então em atenuação das reduções de rigidez da unidade musculotendínea.

Alterações na composição dos tendões provocam em reduções de aproximadamente 15% da rigidez tendínea durante o processo de envelhecimento (NARICI; MAFFULLI; MAGANARIS, 2008). Apesar do mecanismo compensatório de aumento da rigidez muscular, a diminuição da rigidez tendínea compromete a capacidade de produção de força pois o tendão requer um maior tempo de contração muscular para que a força seja transmitida aos ossos (NARICI; MAFFULLI;

MAGANARIS, 2008), conseqüentemente comprometendo a produção de força explosiva (NARICI; MAGANARIS; REEVES; et al., 2003). Adicionalmente, a relação força-comprimento é alterada, pois um tendão mais complacente será mais alongado durante a contração muscular, podendo os sarcômeros não atingir a sobreposição ótima, acarretando a uma capacidade de produzir força reduzida (NARICI; MAFFULLI; MAGANARIS, 2008).

Em resumo, as alterações morfológicas, contráteis, bioquímicas e celulares do sistema musculotendíneo são capazes de acarretar em redução na capacidade de produção de altos níveis de força máxima músculo e da sua velocidade de contração. Adicionalmente, as alterações sobre a composição tendínea comprometem a capacidade do mesmo de transmitir a força produzida.

2.2. TREINAMENTO DE FORÇA

Historicamente o treinamento de força foi utilizado por populações antigas com o objetivo de desenvolver o desempenho físico de atletas e guerreiros durante a era clássica na Grécia e durante o império Romano (TODD, 1985), antigo Egito, China e Índia (TODD, 2003). O principal objetivo do treinamento físico naquela época era estar preparado para a guerra, mas também se destacar em torneios onde o desempenho físico era fundamental para a vitória e glória dos atletas, que ficariam para a história (TODD, 1985). Um exemplo disso é a história de Milo de Crotona, multi campeão de jogos de sua era, o qual carregava um bezerro sobre costas e ombros, percebendo que sua força aumentava de maneira concomitante com o crescimento do animal (TODD, 1995). Sendo essa uma evidência de que já existia conhecimento, apesar de empírico, sobre o princípio da sobrecarga. A mesma também pode ser observada pelas técnicas de treinamento dos povos gregos, onde os gladiadores treinavam com espadas mais pesadas do que as utilizadas em batalha (TODD, 1985).

Com o passar dos anos, também foram registradas descrições sobre a utilização do treinamento de força para a melhora da saúde, força e desempenho em combate durante o período do renascimento (TODD, 1985). Durante o século 19 o treinamento com pesos passou a ser praticado por entusiastas que defendiam seus benefícios para a saúde e ganho de força. Entretanto, o mesmo ganhou maior popularidade após o século 20, sendo recomendado para melhora do desempenho físico de atletas e passando a ser explorado comercialmente, atraindo as atenções para a melhora do físico e da estética (TODD, 2003, 1985). Nessa época

também houve um crescente aumento da criação e desenvolvimento de equipamentos, halteres e barra para a prática do levantamento de peso (TODD, 1995).

Por alguns anos, durante o século 20, o levantamento de peso sofreu críticas e foi considerado prejudicial para modalidades esportivas em que se exigia velocidade. O mesmo foi denegrido por treinadores pelas primeiras 6 décadas do respectivo século, defendendo que o músculo hipertrofiado tinha sua função e velocidade de contração comprometida. A partir dessa época, pesquisadores passaram a questionar cientificamente os mitos criados em torno do levantamento de peso, buscando entender e embasar teorias criadas em torno do mesmo (TODD, 1985).

O desenvolvimento científico acerca do treinamento de força (i.e., levantamento de peso ou treinamento resistido) cresceu exponencialmente nas últimas décadas. A construção do conhecimento sobre esse tema tem extrapolado o objetivo de aumento de performance física para atletas e militares, chegando a áreas de pesquisa que investigam seus benefícios em manutenção e melhora da saúde (BYRNE; FAURE; KEENE; et al., 2016; IZQUIERDO; RODRIGUEZ-MAÑAS; CASAS-HERRERO; et al., 2016). As adaptações orgânicas decorrentes desse tipo de treinamento englobam benefícios endócrinos, metabólicos, neurais e teciduais (i.e., ósseos, tendíneos, articulares, cartilagosos e musculares) (AAGAARD; SUETTA; CASEROTTI; et al., 2010; ARNOLD; BAUTMANS, 2014; LOONEY; KRAEMER; JOSEPH; et al., 2015; REEVES; NARICI; MAGANARIS, 2003a; SCHOENFELD, 2013), que envolvem a saúde de diferentes populações.

Em especial, a população idosa tem recebido atenção especial por grupos de pesquisadores de todo o mundo desde a década de 80 (FRONTERA; MEREDITH; O'REILLY; et al., 1988; MAUGHAN; WATSON; WEIR, 1983; NARICI; ROI; LANDONI; et al., 1989). Nas últimas décadas, o número de estudos com idosos cresceu substancialmente, e isso pode ter ocorrido por múltiplos fatores. Um desses fatores é a alteração demográfica observada atualmente, com o envelhecimento da população mundial (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2015), maiores atenções são dadas a esse público, que devido ao desgaste biológico decorrente do envelhecimento, necessita de atenções especiais (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2007). Outro fator que pode contribuir para esse aumento foi o desenvolvimento tecnológico, que acarretou em melhora dos métodos de investigação científica, crescendo não apenas as pesquisas com esse público, mas

também com um aumento do número de pesquisas científicas de modo geral (MUGNAINI, 2004). E por fim, e não menos importante, esse crescimento também se dá pelos resultados positivos encontrados em pesquisas com o treinamento de força para a população idosa (ARNOLD; BAUTMANS, 2014; BORDE; HORTOBÁGYI; GRANACHER, 2015; FRONTERA; MEREDITH; O'REILLY; et al., 1988; PETERSON; RHEA; SEN; et al., 2010; STEIB; SCHOENE; PFEIFER, 2010).

Parte dos estudos realizados com essa população tem se dedicado em identificar os efeitos do treinamento de força sobre as perdas atenuação, manutenção e ganhos de massa e força muscular (CONLON; NEWTON; TUFANO; et al., 2016; LIXANDRÃO; DAMAS; CHACONMIKAHIL; et al., 2016; MOURA; BEZERRA; ORSSATTO; et al., 2016; ORSSATTO; MOURA; SAKUGAWA; et al., 2017; WALKER; HÄKKINEN, 2014) e desempenho do sistema locomotor e da capacidade funcional (CADORE; IZQUIERDO; PINTO; et al., 2013; CONLON; NEWTON; TUFANO; et al., 2016; MOURA; SAKUGAWA; ORSSATTO; et al., 2017), os quais são comprometidos com o passar dos anos durante o processo de envelhecimento (LEYVA; BALACHANDRAN; SIGNORILE, 2016; VANDERVOORT, 2002). As adaptações que ocorrem sobre os sistemas neural e musculoesquelético de idosos pode ocorrer por meio de mecanismos distintos em relações aos jovens (WALKER; HÄKKINEN, 2014), sendo que ambos podem experimentar dos mesmos benefícios do treinamento, podendo contrapor os efeitos do envelhecimento (HÄKKINEN; KALLINEN; IZQUIERDO; et al., 1998; HÄKKINEN; NEWTON; GORDON; et al., 1998). Com isso, é possível atenuar a deterioração orgânica sobre a força, além de acarretar em melhoras que refletem a funcionalidade e locomoção das pessoas mais velhas (CADORE; RODRÍGUEZ-MAÑAS; SINCLAIR; et al., 2013).

2.2.1. Adaptações musculotendíneas

O músculo estriado esquelético humano possui a capacidade de se adaptar morfológicamente ao ser submetido a estímulos mecânicos, que podem acarretar em micro lesões estruturais e estresse metabólico intramuscular, os quais sinalizam os processos anabólicos e síntese proteica (SCHOENFELD, 2012, 2013).

A adaptação morfológica mais perceptível, decorrente do treinamento de força, é o aumento da área de secção transversa muscular (TOIGO; BOUTELLIER, 2006). Esse aumento pode ocorrer pela hipertrofia das células musculares, ou seja, pelo aumento do seu tamanho

devido ao aumento do material miofibrilar contrátil (proteínas) e não contrátil (fluídos e matriz extracelular) (BLAAUW; REGGIANI, 2014; TOIGO; BOUTELLIER, 2006; VIERCK, 2000). A área de secção transversa muscular está fortemente correlacionada com a força que o músculo pode produzir, portanto o seu aumento pode acarretar em aumento de força de forma concomitantemente (MAUGHAN; WATSON; WEIR, 1983). No entanto, o aumento de força não ocorre apenas devido a hipertrofia muscular (HÄKKINEN; NEWTON; GORDON; et al., 1998; NARICI; ROI; LANDONI; et al., 1989).

A hipertrofia das propriedades contráteis musculares pode ocorrer pela adição de sarcômeros em série ou em paralelo às fibras musculares (SCHOENFELD, 2010). Essa adição de sarcômeros acarreta em modificação da arquitetura muscular, que pode ser definida como a organização ou arranjo macroscópico das fibras musculares em relação a seu eixo de geração de força (LIEBER; FRIDÉN, 2000). Fibras com maior número de sarcômeros em paralelo possuem maior capacidade de produção de força, e em contrapartida, as fibras com maior número de sarcômeros em série são caracterizadas por serem de maior velocidade (LIEBER; FRIDÉN, 2000). O treinamento de força é caracterizado por acarretar em um aumento da adição de sarcômeros em paralelo, o que aumenta o diâmetro das fibras musculares (LIEBER; FRIDÉN, 2000; TOIGO; BOUTELLIER, 2006) e em consequência a capacidade de produção de força do músculo adaptado (LIEBER; FRIDÉN, 2000; SCHOENFELD, 2010).

Conjuntamente às adaptações relacionadas a área de secção transversa muscular, também podem ocorrer modificações morfológicas nos tecidos tendíneos (REEVES; NARICI; MAGANARIS, 2003a). O treinamento de força é capaz de melhorar as propriedades visco elásticas tendíneas, acarretando em aumento da rigidez (KUBO; KANEHISA; ITO; et al., 2001; REEVES; NARICI; MAGANARIS, 2003a), da área de secção transversa e da concentração de colágeno dos tendões (WIESINGER; KÖSTERS; MÜLLER; et al., 2015). Tendões tem a função de transmitir a força gerada pela contração muscular para os ossos, além de também ter a capacidade de acumular e liberar energia elástica (BIEWENER, 2000). Tendões mais rígidos tem maior capacidade de transmissão de força, além de otimizar a força explosiva e diminuir o atraso eletromecânico (KUBO; KANEHISA; ITO; et al., 2001).

Uma vez que a interação de diferentes adaptações em elementos morfológicos musculotendíneos influenciam os ganhos de força após treinamento, é importante ressaltar que tais ganhos ainda dependem de

adaptações ocorrentes no sistema nervoso (AAGAARD; SIMONSEN; ANDERSEN; et al., 2002a; ARNOLD; BAUTMANS, 2014; NARICI; ROI; LANDONI; et al., 1989).

2.2.2. Adaptações neurais

A capacidade de adaptação ao treinamento não é exclusiva do sistema músculo esquelético. O sistema nervoso também é capaz de se adaptar cronicamente após uma sequência de estímulos sistematizados, podendo este ser decorrente do treinamento de força (HÄKKINEN; KALLINEN; IZQUIERDO; et al., 1998; NARICI; ROI; LANDONI; et al., 1989; WALKER; HÄKKINEN, 2014). As adaptações acerca do sistema nervoso, capazes de aumentar a capacidade de produção de força, podem ser distinguidas em duas: a) aumento da ativação dos grupos musculares agonistas ao movimento, que é determinado pelas melhoras de recrutamento, sincronização e frequência de disparo de unidades motoras (AAGAARD, 2003; ENOKA, 2008); b) Redução da coativação dos grupos musculares antagonistas (HÄKKINEN; KALLINEN; IZQUIERDO; et al., 1998). Além disso, evidências demonstram que os aumentos de força podem ser justificados por diferentes mecanismos (i.e., neurais ou morfológicos) de acordo com o tempo de treinamento dos sujeitos (SALE, 2008).

As adaptações neurais ocorrem em maior magnitude nas semanas iniciais (e.g., 3-5 semanas) de treinamento (MORITANI; DEVRIES, 1979), estando fortemente relacionadas com os ganhos de força ocorridos nesse mesmo período (NARICI; ROI; LANDONI; et al., 1989). Diversos estudos encontraram aumento da excitação muscular voluntária durante as semanas iniciais de treinamento de força. Um dos estudos pioneiros a investigar os efeitos do treinamento de força sobre a excitação muscular foi o de Moritani e deVries (1979), o qual verificou que, em jovens, o aumento de força é determinado principalmente pelo aumento da excitação muscular nas semanas iniciais do treinamento (i.e., 3-5 semanas), sendo que após esse período, os aumentos de massa muscular passam a ter maior relevância nos ganhos de força. Dez anos depois, com métodos mais robustos, Narici et al. (1989) verificaram aumento da excitação muscular do quadríceps durante 60 dias (~8,5 semanas) de treinamento de força, concluindo que a massa muscular foi responsável por 40% e a excitação muscular em conjunto com alterações da arquitetura muscular foram responsáveis por 60% do aumento de força do grupo avaliado.

Apesar disso, as adaptações neurais parecem depender da especificidade do treinamento. Métodos que utilizam intensidades de carga moderada com faixa de repetições próximas a 10-12 parecem não ser eficientes para aumentar suficientemente a taxa de ativação neural no início da contração (≤ 100 ms) para que então ocorra aumento da taxa de desenvolvimento de força (WALKER et al., 2015). Modelos de treinamento com contrações rápidas e/ou de alta intensidade têm se demonstrado mais eficientes em aumentar a taxa de desenvolvimento de força, devido ao aumento da taxa de ativação de unidades motoras no início da contração (BALSHAW; MASSEY; MADEN-WILKINSON; et al., 2016; MANGINE; HOFFMAN; WANG; et al., 2016; OLIVEIRA; OLIVEIRA; RIZATTO; et al., 2013; TILLIN; PAIN; FOLLAND, 2012).

É importante ressaltar que as adaptações neurais e morfológicas ocorrem concomitantemente, entretanto, nas semanas iniciais de treinamento as neurais ocorrem em maior magnitude (MORITANI; DEVRIES, 1979), apesar de que também pode ocorrer hipertrofia nas semanas iniciais (BALSHAW; MASSEY; MADEN-WILKINSON; et al., 2016; LIXANDRÃO; DAMAS; CHACON-MIKAHIL; et al., 2016).

2.2.3. Adaptações sobre a força máxima e explosiva de jovens e idosos

Os aumentos de força muscular como efeito do treinamento de força, tanto em adultos jovens (AAGAARD, 2004; RATAMESS; ALVAR; EVETICH; et al., 2009; SCHOENFELD; WILSON; LOWERY; et al., 2014) quanto em idosos (BYRNE; FAURE; KEENE; et al., 2016; PETERSON; RHEA; SEN; et al., 2010; STRAIGHT; LINDHEIMER; BRADY; et al., 2015; UNHJEM; NYGÅRD; HOVEN; et al., 2016) é consenso na literatura. Apesar de jovens e idosos experimentarem efeitos positivos do treinamento de força, as adaptações neuromusculares podem diferenciar entre os respectivos grupos, mesmo quando adotado um mesmo modelo de treinamento de força (WALKER; HÄKKINEN, 2014).

Para exemplificar a diferença dos mecanismos de adaptação e aumento de força em jovens e idosos, pode-se destacar o experimento de Walker; Häkkinen (2014). O objetivo do estudo foi verificar as adaptações neuromusculares e suas influências sobre os aumentos de força após treinamento. Para isso, adultos jovens e idosos completaram 10 semanas de treinamento de força de alto volume e carga moderada (característica de treinamento para hipertrofia). Os principais achados do

estudo demonstram que ambos os grupos aumentaram a força de maneira similar, entretanto apenas os jovens apresentaram aumento de massa muscular dos membros inferiores. Adicionalmente, esse aumento de massa se relacionou com os aumentos de força ($r=0,524$). Dessa forma os autores concluíram que o aumento de força de jovens foi influenciado pelos aumentos de massa muscular, diferentemente dos idosos, que tiveram os aumentos de força atribuídos apenas ao aumento do nível de ativação voluntária e amplitude eletromiográfica. Vale-se ressaltar que o treinamento foi realizado por curto prazo, dessa maneira mais estudos são necessários para elucidar o efeito de treinamento realizado por longo período de treinamento sobre tais efeitos. Além disso, também são necessárias comparações com outros modelos de treinamento, como o de alta intensidade, força explosiva e resistência muscular.

Além da influência da idade sobre as adaptações que acarretam em aumento da força muscular, distintos modelos de treinamento podem levar a distintas adaptações de acordo com suas especificidades. Principalmente quando o objetivo é levar a adaptações sobre a taxa de desenvolvimento de força. Um dos estudos de maior relevância acerca das adaptações do treinamento de força sobre a taxa de desenvolvimento de força foi o de Aagaard; Simonsen; Andersen (2002b). O objetivo dos autores foi examinar os efeitos do treinamento de força de alta intensidade sobre as modificações na taxa de desenvolvimento de força e características neurais. Quinze jovens participaram de 14 semanas de treinamento com intensidade aumentada de maneira linear, utilizando de 10 – 12 repetições máximas no início da intervenção e 4-6 repetições máximas ao final. Foram observados aumentos na força explosiva (avaliada por meio da taxa de desenvolvimento de força e do impulso) pico e em todos os intervalos de tempo avaliados (0-30, 0-50, 0-100 e 0-200ms) após as 14 semanas de treinamento. Os respectivos resultados foram atribuídos, pelos autores, aos aumentos da amplitude do sinal eletromiográfico nos momentos iniciais da contração (0-50 e 0-200 ms). Foram observados aumentos marcantes na taxa de incremento da eletromiografia para o vasto lateral, vasto medial e reto femoral, que associado aos incrementos observados na média de voltagem (i.e., *mean average voltage*), representam um aumento da frequência de disparo dos motoneurônios.

Alguns anos depois, Andersen et al (2010) realizaram um estudo com o objetivo de verificar se o treinamento de força de alta intensidade afetaria de maneira distinta a fase inicial (<100ms) e tardia (>200ms) da taxa de desenvolvimento de força. Além de também ter como objetivo

elucidar a influência dos tipos de fibra muscular e da força máxima nos mecanismos adaptativos da taxa de desenvolvimento de força. Para tal, 15 sujeitos foram submetidos a 14 semanas de treinamento de força com progressão de intensidade realizada de maneira linear, iniciando a intervenção com 10-12 repetições máximas e concluindo com 6-8. A cadência do exercício foi controlada com o objetivo de evitar movimentos bruscos e grandes acelerações. Os principais achados demonstram aumento apenas na fase tardia da taxa de desenvolvimento de força (250 ms), sem modificações na fase inicial. Adicionalmente, os respectivos aumentos se correlacionaram com os aumentos da força máxima ($r = 0.69$). Quando normalizados pela força máxima, os intervalos da taxa de desenvolvimento de força até 140 ms demonstraram reduções de até 18%. As reduções da taxa de desenvolvimento de força observadas no intervalo de 0-50 ms se correlacionaram com as reduções de área percentual observadas nas fibras tipo IIX ($r = 0.61$) após conversão das fibras tipo IIX para IIA. Apesar de ser observado aumento da área de secção transversa de fibras tipo IIX, a menor quantidade da mesma observada após treinamento de força resultou em redução de sua área percentual, em contrapartida foi observado aumento da área percentual das fibras tipo IIA. Ainda que tenha sido observado efeito negativo sobre as fibras tipo IIX, este estudo demonstrou a influência das fibras tipo IIX sobre a fase inicial da taxa de desenvolvimento de força. Os autores justificam os respectivos resultados devido à cadência (lenta) e à maior frequência de treinamento utilizadas (3x/semana), quando comparado com outros estudos (CASEROTTI; AAGAARD; BUTTRUP LARSEN; et al., 2008; SUETTA; AAGAARD; ROSTED; et al., 2004).

Recentemente, Balshaw et al. (2016) compararam o efeito de 12 semanas de treinamento, utilizando contrações isométricas explosivas ou sustentadas, sobre a força máxima e explosiva, hipertrofia muscular, e excitação muscular dos extensores do joelho de jovens não treinados. Foram encontrados aumentos de força máxima para ambos os grupos, entretanto o grupo que realizou contrações sustentadas apresentou maiores ganhos. Os autores justificam tais achados ao comparar a hipertrofia muscular observada apenas para o grupo que realizou contrações sustentadas. Além disso, o grupo que realizou contrações sustentadas apresentou aumento de recrutamento de unidades motoras apenas 150 ms após o início da excitação muscular, diferentemente do grupo que realizou contrações explosivas, o qual apresentou ganhos após 50, 100 e 150 ms do início da excitação muscular. Por sua vez, os respectivos achados explicam os aumentos da capacidade de produção de

torque nos intervalos de 50 e 100 ms apenas para o grupo que utilizou contrações explosivas. Dessa maneira, a adaptação de taxa de desenvolvimento de força à curto prazo (12 semanas) parece depender predominantemente das adaptações neurais. A especificidade do treinamento tem grande importância nesse tipo de adaptação, sendo que treinar com contrações explosivas acarreta em adaptações na fase inicial (<100ms) da excitação muscular e por consequência aumenta a capacidade de produzir força nesses intervalos de tempo.

Também para avaliar o efeito da contração concêntrica em alta velocidade sobre a taxa de desenvolvimento de força, mas diferentemente do estudo anterior, Oliveira et al. (2013) realizaram treinamento isocinético com velocidade de 120°/s, realizadas com o máximo de produção de torque possível. Os autores tinham como objetivo verificar o efeito de contrações de velocidade rápida sobre a fase inicial e tardia da taxa de desenvolvimento de força. Para isso os sujeitos foram divididos em grupos controles ou experimental. O grupo experimental realizou 18 sessões de treinamento (3x/semana durante 6 semanas). Ao final do período de intervenção foram observados aumentos de taxa de desenvolvimento de força para o grupo experimental apenas nos intervalos de 0-10 a 0-90 ms. Quando normalizada pela contração voluntária máxima, foram observados aumentos nos intervalos de 0-10 a 0-70 ms. Tais resultados refletem em aumento da capacidade de produzir força na fase inicial da taxa de desenvolvimento de força, o que se assemelha com o observado por Balshaw et al. (2016) em contrações isométricas.

As adaptações de taxa de desenvolvimento de força parecem não ser dependentes apenas da utilização de contrações rápidas ou explosivas durante o treinamento. Com o objetivo de avaliar a influência da intensidade e do volume do treinamento, desconsiderando o efeito da velocidade de contração, Mangine et al. (2016) compararam o efeito de dois modelos de treinamento de força tradicional (1. Alta intensidade e baixo volume; 2. Moderada intensidade e alto volume) sobre as diferentes fases da taxa de desenvolvimento de força. Foram selecionados indivíduos com pelo menos 2 anos de experiência com treinamento de força e a taxa de desenvolvimento de força foi avaliada por meio de contrações isométricas em um exercício similar ao levantamento terra sobre uma plataforma de força. Foi observado aumento no intervalo de 50 ms e uma tendência de aumento em 90 ms apenas para o grupo que treinou em alta intensidade. Tais resultados foram justificados pela capacidade de o treino em alta intensidade estimular as unidades motoras

de limiar elevado, ou seja, as compreendem maior quantidade de fibras musculares tipo IIx, da mesma maneira que ocorre ao realizar contrações explosivas. Adicionalmente, o aumento da área de secção transversa de fibras tipo IIx está relacionado com os aumentos da fase inicial da taxa de desenvolvimento de força ($r=0,61$) (ANDERSEN; ANDERSEN; ZEBIS; et al., 2010). Além disso, as fibras tipo IIx são fibras mais fortes e rápidas quando comparadas com a tipo I (WILSON; LOENNEKE; JO; et al., 2012). Os respectivos achados demonstram que as adaptações sobre a taxa de desenvolvimento de força não dependem apenas da realização de exercícios com contração explosiva.

Recentemente, Unhjem et al. (2016) realizaram um estudo transversal com o objetivo de avaliar o efeito do treinamento de força realizado durante o decorrer de toda a vida sobre características neurais, força máxima e força explosiva. Para isso, foram selecionados atletas de levantamento de peso (71 ± 4 anos) que iniciaram a prática da modalidade antes de 20 anos de idade e com histórico de competições e premiações à nível nacional e internacional. Também foram selecionados idosos sedentários (71 ± 4 anos) e ativos (73 ± 6 anos) e jovens ativos (22 ± 2 anos). Os principais achados demonstram que o treinamento de força de alta intensidade no decorrer da vida pode atenuar os comprometimentos do drive eferente decorrente do envelhecimento e ocasionar em níveis elevados de força máxima, taxa de desenvolvimento de força e massa muscular quando comparado com jovens e idosos ativos e idosos sedentários não treinados. Deve-se ressaltar que os autores não mencionam a utilização de esteroides anabolizantes, fato comum observado em praticantes de modalidades de levantamento de peso, e que pode influenciar nos ganhos de massa e força muscular. Portanto, não se sabe se os respectivos achados podem ser extrapolados para praticantes recreacionais da respectiva modalidade.

2.3. FORÇA EXPLOSIVA

A força explosiva pode ser definida como a capacidade de produzir força muscular rapidamente (AAGAARD; SIMONSEN; ANDERSEN; et al., 2002b). O fator determinante para a força explosiva é a maior quantidade de força produzida em um pequeno intervalo de tempo (ENOKA, 2008).

2.3.1. Aspectos metodológicos

A força explosiva pode ser avaliada *in vivo* ao se obter a taxa de desenvolvimento de força (i.e., a curva da variação do torque em relação à variação do tempo durante contrações isométricas) (ANDERSEN; AAGAARD, 2006). A utilização de contrações isométricas permite o controle de variáveis como ângulo ou velocidade articular (MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIK; et al., 2016), as quais interferem na capacidade de produção de força (ENOKA, 2008), que por consequência afetará a capacidade de produção explosiva. Os termos que se referem à força explosiva variam entre autores, os utilizados com maior frequência são: taxa de desenvolvimento de força (AAGAARD; SIMONSEN; ANDERSEN; et al., 2002b; ANDERSEN; AAGAARD, 2006; MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIK; et al., 2016), taxa de desenvolvimento de torque (KLASS; BAUDRY; DUCHATEAU, 2008) ou taxa de produção de força (CARVALHO; CARVALHO, 2006). O termo “taxa de desenvolvimento de força” foi adotado por ser utilizado com maior frequência e em estudos considerados mais impactantes (AAGAARD; SIMONSEN; ANDERSEN; et al., 2002b; ANDERSEN; ANDERSEN; ZEBIS; et al., 2010; ANDERSEN; AAGAARD, 2006; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014; MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIK; et al., 2016).

A taxa de desenvolvimento de força pode ser avaliada por meio de diferentes equipamentos, em diferentes exercícios e em grupos musculares envolvidos em variadas articulações (MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIK; et al., 2016). Os equipamentos utilizados com maior frequência são as células de cargas ou plataformas de força acopladas em equipamentos de treinamento resistido (i.e., *leg press* ou cadeira extensora) (ANDERSEN; AAGAARD, 2006) ou a equipamentos construídos artesanalmente; e os dinamômetros isocinético (ANDERSEN; ANDERSEN; ZEBIS; et al., 2010; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014), os quais isolam as articulações de

interesse. Ao se isolar articulações, viabiliza-se o controle de situações onde o objetivo é avaliar variáveis fisiológicas determinantes da taxa de desenvolvimento de força. Contudo, essa escolha pode reduzir a validade do teste ao comparar seus resultados ao movimento multiarticular funcional relacionado às modalidades esportivas ou do dia a dia (MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIK; et al., 2016), sendo assim, para situações prática é mais recomendado a avaliação por meio da plataforma de força adaptada à movimentos de agachamento ou levantamento terra (MANGINE; HOFFMAN; WANG; et al., 2016; TILLIN; PAIN; FOLLAND, 2012; UNHJEM; NYGÅRD; HOVEN; et al., 2016) ou *leg press* (ANDERSEN; AAGAARD, 2006).

Outro ponto que deve ser levado em consideração ao avaliar a taxa de desenvolvimento de força é o grupo muscular escolhido. Isso ocorre em função da grande variação existente entre diferentes músculos no que diz respeito as diferentes dimensões musculares (i.e., comprimento e área de secção transversa) e tendíneas (i.e., comprimento e rigidez), arquitetura muscular (i.e., sarcômeros em série e em paralelo), tipos de alavancas articulares e tipos de fibras musculares (MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIK; et al., 2016).

2.3.2. Aspectos fisiológicos

A taxa de desenvolvimento de força, ou seja, taxa de aumento do torque articular após início da contração (DE RUITER; KOOISTRA; PAALMAN; et al., 2004), é dependente da interação de diferentes mecanismos fisiológicos neuromusculares (MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIK; et al., 2016). Diferentemente da capacidade de produção de força máxima muscular, que é atingida por volta de 500 ms após o início da contração, a taxa de desenvolvimento de força é mensurada usualmente até 200 ou 250 ms após seu início (DE RUITER; KOOISTRA; PAALMAN; et al., 2004). Esse tipo de força parece melhor se correlacionar com atividades esportivas, atividades funcionais da vida diária e situações de recuperação do equilíbrio dinâmico, do que a própria força máxima obtida durante contração voluntária máxima (AAGAARD; SIMONSEN; ANDERSEN; et al., 2002b). Além disso, a taxa de desenvolvimento de força também pode ser dividida em duas fases, a inicial (do início da contração até aproximadamente 75 ou 100ms) e a tardia (que ocorre aproximadamente entre os intervalos de 150 a 250ms) (ANDERSEN; AAGAARD, 2006), pois as distintas fases parecem ser

dependentes de mecanismos neuromusculares divergentes (FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014).

Estudos recentes têm utilizado o método de eletromiografia para verificar a influência neural sobre a taxa de desenvolvimento de força. Mais especificamente, para verificar o quanto a capacidade de ativar o músculo rapidamente determina a capacidade de produzir altos níveis de força em um curto intervalo de tempo (AAGAARD; SIMONSEN; ANDERSEN; et al., 2002b; ANDERSEN; AAGAARD, 2006; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014; KLASS; BAUDRY; DUCHATEAU, 2008). Associado com a eletromiografia, também tem sido utilizado o método de estimulação elétrica neuromuscular. O qual, por sua vez, tem o objetivo de verificar a influência da capacidade contrátil intrínseca muscular sobre a taxa de desenvolvimento de força, ou seja, o quanto a mesma é determinada pela capacidade de o músculo contrair e produzir força rapidamente, independente de fatores centrais do sistema nervoso (ANDERSEN; AAGAARD, 2006; BALSHAW; MASSEY; MADEN-WILKINSON; et al., 2016; DE RUITER; KOOISTRA; PAALMAN; et al., 2004; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014; KLASS; BAUDRY; DUCHATEAU, 2008; TILLIN; PAIN; FOLLAND, 2012).

Nos estudos citados acima, a técnica de estimulação elétrica foi realizada com algumas variações metodológicas, tais como: aplicação sobre o ventre muscular do vasto lateral do quadríceps (ANDERSEN; AAGAARD, 2006) ou então sobre o nervo femoral (BALSHAW; MASSEY; MADEN-WILKINSON; et al., 2016; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014). Também ao ser aplicados pulsos simples e/ou duplos (ANDERSEN; AAGAARD, 2006; KLASS; BAUDRY; DUCHATEAU, 2008), ou trens de estimulação com 8 pulsos a 300 Hz (i.e., octetos) (BALSHAW; MASSEY; MADEN-WILKINSON; et al., 2016; DE RUITER; KOOISTRA; PAALMAN; et al., 2004; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014). A estimulação sobre o nervo parece proporcionar uma ativação das fibras musculares ao longo de todos os músculos inervados por ele, diferentemente da estimulação sobre o ventre muscular, que se limita a ativar as fibras musculares mais superficiais (BERGQUIST; WIEST; COLLINS, 2012). Quanto ao tipo de pulsos utilizados durante a estimulação elétrica, parece que os octetos são capazes de produzir tetania e por sua vez acarretar em uma maior produção de força explosiva quando comparado aos pulsos simples e duplos (DE RUITER; KOOISTRA;

PAALMAN; et al., 2004; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014).

De maneira geral, ao comparar a influência neural com a contrátil do músculo ao produzir força explosiva de jovens não treinados, a excitação muscular parece ser o fator que está mais associado à fase inicial da taxa de desenvolvimento de força mensurada in vivo (FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014; KLASS; BAUDRY; DUCHATEAU, 2008). Aagaard; Simonsen; Andersen *et al.* (2002b), em um dos estudos pioneiros e mais citados acerca do tema força explosiva, verificaram que após treinamento de força, a taxa de desenvolvimento de força aumentava concomitantemente com as elevações da amplitude e da taxa de aumento do sinal eletromiográfico.

Quatro anos após, Andersen; Aagaard (2006) publicaram um estudo no qual verificaram uma associação apenas moderada ($r^2=0,36$) entre a fase inicial da taxa de desenvolvimento de força (40 ms) e propriedades contráteis intramusculares (acessada por meio de contração induzida eletricamente, com eletrodos posicionados sobre o ventre muscular), demonstrando que outros fatores explicariam a maior parte a taxa de desenvolvimento de força. Alguns anos após, Folland; Buckthorpe; Hannah (2014) investigaram os determinantes da taxa de desenvolvimento de força do início da contração até 150 ms, por meio de técnicas de eletromiografia e estimulação elétrica sobre o nervo femoral. Os resultados desse estudo complementaram os achados de Andersen; Aagaard (2006), concluindo que na fase inicial da taxa de desenvolvimento de força, a amplitude do sinal eletromiográfico foi a variável que melhor explicou a variância de força em até 75 ms do início da contração, influenciando em maior magnitude quando comparado pelas propriedades contráteis intrínsecas musculares. Tais resultados, obtidos em estudos realizados com jovens, vão de encontro com o estudo de Klass; Baudry; Duchateau (2008), realizado com idosos. Neste estudo, os autores verificaram que a redução na taxa de desenvolvimento de força de idosos é acompanhada predominantemente por uma menor frequência de disparo de unidades motoras. Adicionalmente, os autores verificaram que também ocorre redução da velocidade de contração muscular (acessada por meio de estimulação elétrica dos dorsiflexores do tornozelo; i.e., pulsos simples e duplos), fenômeno que pode ser atribuído por redução do número e atrofia das fibras musculares tipo II e também por alterações na complacência dos tendões (KLASS; BAUDRY; DUCHATEAU, 2008).

2.4. IMPORTÂNCIA DA MANUTENÇÃO DA FORÇA EXPLOSIVA EM IDOSOS

Os comprometimentos neuromusculares relacionados ao envelhecimento que por consequência afetam a capacidade de o músculo produzir força explosiva se traduzem em importantes implicações para o sistema locomotor. Idosos com reduzida taxa de desenvolvimento de força estão mais susceptíveis a quedas (BENTO; PEREIRA; UGRINOWITSCH; et al., 2010). Isto ocorre devido ao menor equilíbrio e à reduzida capacidade de reorganizar os membros inferiores ao reequilíbrio após uma perturbação externa (EMA; SAITO; OHKI; et al., 2016; IZQUIERDO; AGUADO; GONZALEZ; et al., 1999; PIJNAPPELS; VAN DER BURG; REEVES; et al., 2008). Nessa população, quedas podem significar lesões e então hospitalizações (i.e., acamamento) (KANNUS; PARKKARI; KOSKINEN; et al., 1999; SATTIN; LAMBERT HUBER; DEVITO; et al., 1990), o que acarreta em atrofia muscular por desuso. Dessa maneira, após o acamamento, os riscos de uma nova queda são aumentados devido às reduções elevadas de força (e.g., máxima e explosiva), iniciando então um possível ciclo vicioso. Além destas implicações fisiológicas, também estão associados custos de alto impacto pessoal e para os cofres públicos (ROUDSARI; EBEL; CORSO; et al., 2005; STEVENS; CORSO; FINKELSTEIN; et al., 2006).

3. MÉTODO E MATERIAIS

3.1. CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO

O presente estudo é caracterizado por ser, quantitativo em relação à abordagem do problema, de natureza aplicada, considerando-se explicativo do ponto de vista de seus objetivos, e transversal quando analisado seu delineamento e procedimentos técnicos (SANTOS, 2011).

Os fatores de interveniência para validade interna e externa foram controlados para realização do delineamento experimental. Para garantir a validade interna, as instruções de testagem, informações e tratamento para com os sujeitos foram padronizadas em todas as coletas de dados, as quais foram controladas e realizadas pelos mesmos avaliadores. Os fatores de distorção foram controlados ao delimitar grupos com faixas de idade onde ocorrem poucas diferenças maturacionais, decorrente do envelhecimento e também de nível de treinamento entre indivíduos do mesmo grupo. Outro fator controlado é o número de sujeitos, que foi calculado a priori, proporcionando um número adequado para a análise estatística final. E por fim, todos os instrumentos utilizados foram previamente calibrados e utilizaram métodos de coleta válidos e reproduzíveis. No que se refere à validade externa, foram realizadas familiarizações com os equipamentos de testagem com o intuito de garantir a reprodutibilidade dos resultados obtidos.

3.2. ASPECTOS ÉTICOS

O presente projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina (CAAE: 62025416.3.0000.0121; Número do parecer: 1.850.580). O parecer consubstanciado é apresentado no Anexo 1 e o termo de consentimento livre e esclarecido no apêndice C.

3.3. SUJEITOS DO ESTUDO

O presente estudo envolveu a participação de idosos homens entre 60 e 75 anos de idade e jovens com idade entre 20 e 35 anos, residentes na grande Florianópolis. A divulgação do estudo foi realizada por meio de redes sociais, cartazes fixados nos arredores da Universidade Federal de Santa Catarina, por convites realizados em projetos de extensão da mesma universidade e por divulgação em academias que

oferecem treinamento de força. A seleção dos participantes foi de forma intencional não probabilística, sendo que os sujeitos que se voluntariaram e adequaram aos critérios de inclusão e exclusão foram inseridos no grupo de estudo. Os sujeitos foram alocados em quatro grupos de acordo com suas características de idade e treinamento: 1. Idosos controles; 2. Idosos treinados; 3. Jovens controles; e 4. Jovens treinados.

Duzentos e um sujeitos (89 idosos e 112 jovens) se voluntariaram para o estudo. Destes, 67 (19 idosos controles, 16 idosos treinados, 16 jovens controles e 16 jovens treinados) se adequaram aos critérios de inclusão e foram selecionados para as avaliações. Um idoso controle, 2 idosos treinados e 2 jovens treinados desistiram da participação por razões não declaradas e 2 idosos treinados, 4 idosos controles e 2 jovens controles foram excluídos por não suportar o desconforto gerado pela estimulação elétrica neuromuscular. Dessa maneira, o estudo foi concluído com 14 idosos controles, 12 idosos treinados, 14 jovens controles e 14 jovens treinados, totalizando 54 sujeitos.

3.3.1. Critérios de inclusão

- a) Ser do sexo masculino;
- b) Ter idade igual ou entre 20 e 35 anos (grupos jovens) ou 60 e 75 anos (grupos idosos);
- c) Disponibilidade de participar das coletas de dados;
- d) Para os sujeitos controles: Não ter participado de qualquer programa de treinamento sistematizado de força nos últimos 10 anos e não ser praticante de modalidades esportivas ou de exercício que envolvam contrações explosivas ou potência de membros inferiores;
- e) Para os sujeitos treinados: Participar de programa de treinamento de força por pelo menos 5 anos. O treinamento de membros inferiores deve abordar uma frequência de pelo menos uma vez por semana, quando realizado em alta intensidade ou pelo menos duas vezes por semana quando utilizado intensidades submáximas. Poderá ser solicitado que o pesquisador acompanhe visualmente uma sessão de treinamento do participante para garantir que o mesmo a desempenha com qualidade. Além disso, foi utilizada a escala de percepção de esforço OMNI-RES (NACLERIO; RODRÍGUEZ-ROMO; BARRIOPEDRO-MORO; et al., 2011; ROBERTSON; GOSS; RUTKOWSKI; et al., 2003)

para que o participante aponte o nível de dificuldade habitual das séries de suas sessões de treinamento para membros inferiores.

3.3.2. Critérios de exclusão

- a) Realizar tratamento hormonal ou uso de esteroides anabolizantes;
- b) Realizar sessões habituais de treinamento de força com características fora do recomendado para aumento de força e massa muscular e apontar uma percepção de esforço (OMNIRES) habitual igual ou inferior a 6 (um pouco difícil), o que se aproxima de valores de esforço inferiores a 70% de 1RM (NACLERIO; RODRÍGUEZ-ROMO; BARRIOPEDROMORO; et al., 2011);
- c) Apresentar a ocorrência de pausas na prática do treinamento de força superiores a um mês por ano nos últimos 5 anos;
- d) Assinalar pelo menos um sim em uma das questões do questionário PAR-Q
- e) Ser diagnosticado ou ter histórico de disfunções osteomioarticulares nos membros inferiores (que possam comprometer a capacidade de produzir força explosiva), como rompimento do ligamento cruzado anterior;
- f) Apresentar disfunções cardiovasculares (exceto hipertensão controlada por medicamento) que possam apresentar algum risco durante as avaliações;
- g) Apresentar desconforto musculoesquelético durante a realização dos testes que possa representar lesão, que impossibilite a continuidade da realização dos mesmos e possa comprometer a qualidade dos dados;
- h) Não suportar o desconforto causado pelos estímulos elétricos durante as avaliações neuromusculares.

3.3.3. Característica de treinamento de força de membros inferiores dos grupos idosos e jovens treinados

Quadro 1. Características do treinamento de força habitual de membros inferiores dos grupos idosos treinados e jovens treinados.

Grupos		Idosos treinados	Jovens treinados
Tempo de experiência (anos)	5 a 10	1	9
	11 a 15	4	2
	>15	7	3
Tempo de prática contínua (anos)	5 a 10	6	9
	11 a 15	1	2
	>15	5	3
Frequência semanal	2x	4	13
	3x	0	1
	4x	5	0
	5x	3	0
Número de séries realizadas por sessão	1 a 5	3	2
	6 a 10	2	3
	11 a 15	4	6
	16 a 20	3	3
Escala Omni-Res para intensidade de treinamento	7	3	4
	8	5	4
	9	6	7
	10	5	7

3.3.4. Número de sujeitos

O cálculo do número de sujeitos foi realizado por *software* especializado (*G*Power 3.0.10* para *Windows*) baseado em estudos prévios que investigaram variáveis em comum (FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014; UNHJEM; NYGÅRD; HOVEN; et al., 2016). Foi adotado um nível de significância de 0,05 e um poder de teste de 0,80.

Para os testes de análise de variância (ANOVA *one way*) entre grupos, para a variável taxa de desenvolvimento de força foi calculado um total de 36 sujeitos (9 por grupo). Foi utilizado o maior desvio padrão observado entre os quatro grupos utilizados no estudo de Unhjem; Nygård; Hoven; et al., (2016). Para os testes de correlação de Pearson foi utilizado o menor R^2 (0,32) observado nos resultados do estudo de

Folland; Buckthorpe; Hannah; et al., (2014), totalizando um número mínimo de 12 sujeitos por grupos.

3.4. INSTRUMENTOS DE MEDIDAS

O presente estudo foi desenvolvido utilizando equipamentos localizados nos laboratórios de Biomecânica e Esforço Físico do Centro de Desportos e no laboratório de Antropometria do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina.

No laboratório de Antropometria foram realizadas as medidas da estatura corporal com estadiômetro (Altuxata, Minas Gerais, Brasil) e massa corporal, utilizando balança digital (Welmy W200, São Paulo, Brasil) com 0,1 cm e 0,1 kg de resolução, respectivamente. No mesmo laboratório foi utilizado o equipamento de *Dual-Energy X-Ray Absorptiometry* (DXA), Lunar Prodigy Advance com o *software* enCORE (GE Medical System Lunar, Madison, WI, USA) para avaliação da composição corporal. Todas as calibrações semanais e diárias do DXA foram realizadas como recomendado pelo fabricante. A DXA apresenta boa validade, reprodutibilidade e erro de precisão aceitável para suas medidas (BLAKE; FOGELMAN, 2007).

No laboratório de Biomecânica foram realizados os aquecimentos prévios aos testes de força com uma bicicleta ergométrica (Ergo-Fit, Ergo Cycle 167, Pirmasens, Alemanha). No laboratório de esforço físico foram realizadas as avaliações de contração voluntária e induzida isométrica máxima com o dinamômetro isocinético (*Biodex Medical Systems 4, Shirley, NY, EUA*). Para esta avaliação os sujeitos permaneceram sentados no dinamômetro isocinético, com o joelho posicionado a 70° de flexão (0°=extensão total), com o epicôndilo lateral do joelho alinhado ao eixo do dinamômetro. Tronco, cintura e coxa do membro avaliado foram fixados com faixas inelásticas, assim como a perna que foi fixada logo acima da articulação do tornozelo. Na mesma visita foi avaliada a contração voluntária isométrica máxima (CVIM) e a contração isométrica máxima em repouso induzida por estimulação elétrica. Foi utilizado um estimulador elétrico modelo Digitimer DS7AH (Digitimer, Hertfordshire, UK) de corrente constante, máximo de 1 A, alta tensão (máximo de 400 V) e com duração de pulso de 0,2 ms. O estimulador elétrico foi acionado por um gerador de pulsos (DG2A Train/Delay Generator - Digitimer, Hertfordshire, UK). Dois eletrodos autoadesivos (ValuTrode, Axelgaard, Fallbrook, Ca, EUA) de estimulação de superfície foram utilizados onde o anodo (área de 97,5

cm²; 13 x 7,5 cm) foi posicionado abaixo da dobra glútea e o catodo (circular de 5 cm²; 3,2 cm) posicionado no triângulo femoral sobre o nervo femoral. A curva torque-tempo foi obtida utilizando o *software* MiotecSuíte (modelo 1.0.1108, MioTec Biomedical, Porto Alegre, RS, Brasil) com frequência de amostragem de 2000 Hz.

Durante as avaliações de CVIM e de contração explosiva foi avaliada a amplitude do sinal eletromiográfico. Foram utilizados dois pares de eletrodos Ag/AgCl (configuração bipolar) com diâmetro de 22 mm (Kendall Meditrace, Canadá) para cada músculo avaliado. Também foi fixado um eletrodo de referência na tuberosidade da tíbia. O software MiotecSuíte também foi utilizado para aquisição dos dados de eletromiografia, com uma taxa de amostragem de 2000 Hz por canal. A impedância da pele foi medida por meio de multímetro (Fluke® 115, Everett, WA, USA).

3.5. DESENHO DO ESTUDO

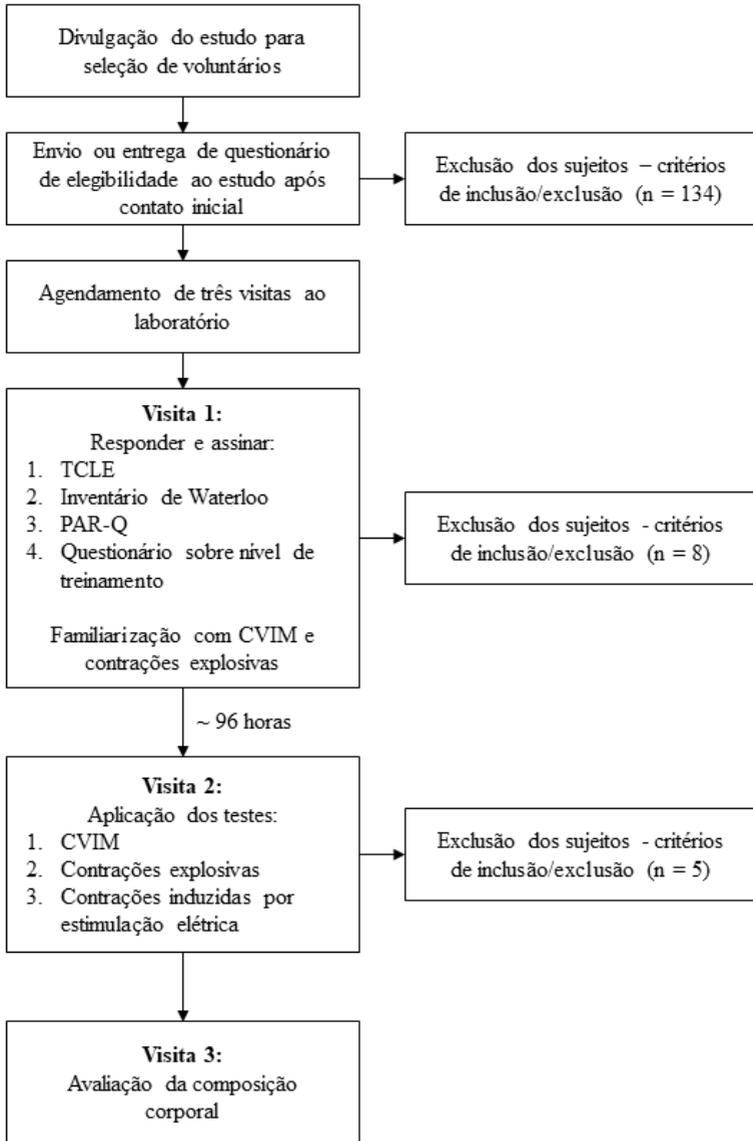
Após o primeiro contato dos possíveis voluntários, demonstrando o interesse em participar do estudo, foi enviado via e-mail ou entregue pessoalmente (a depender da preferência do sujeito) um breve questionário preliminar de elegibilidade ao estudo (Apêndice A). O mesmo tem como objetivo cadastrar o voluntário e verificar sua elegibilidade ao estudo. Caso o sujeito fosse selecionado com base nos critérios de inclusão, foram agendadas três visitas ao laboratório, organizadas da seguinte maneira:

1. Primeira visita: Inicialmente foi realizada explanação sobre o desenho do estudo, possíveis risco e benefícios e assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido. Em seguida, os sujeitos responderam a dois ou três questionários: 1) Inventário de Waterloo para determinação da preferência lateral (Elias et al., 1998); 2) Questionário sobre histórico, nível e características de treinamento de força habitual (apenas para sujeitos dos grupos jovens ou idosos treinados) (Apêndice B); 3) *Physical Activity Readiness Questionnaire* (Questionário de Prontidão para atividade física – PAR-Q). Após responderem aos questionários, foi dado início aos procedimentos de familiarização aos protocolos de CVIM, contrações explosivas (LIBARDI; SOUZA; CONCEIÇÃO; et al., 2016) e contrações induzidas.

2. Segunda visita: Foi realizada pelo menos 96 horas após a familiarização. Além disso, foi solicitado que não fosse realizado qualquer tipo de treinamento ou exercício extenuante para membros inferiores 96 horas antes das avaliações. Foram realizados os testes de CVIM, contrações explosivas e contrações induzidas eletricamente.
3. Terceira visita: Foi destinada à avaliação de composição corporal.

Após a conclusão das respectivas visitas, os participantes do estudo receberam um relatório com os resultados do seu desempenho nos testes neuromusculares e da avaliação de composição corporal (Apêndice D). Adicionalmente, receberam recomendações sobre a prática de exercício físico para aumento da força muscular máxima e explosiva e para melhora da composição corporal. O desenho do estudo é apresentado em forma de fluxograma na figura 1.

Figura 1. Desenho do estudo.



Legenda. TCLE, Termo de consentimento livre e esclarecido; PAR-Q, *Physical Activity Readiness Questionnaire*; CVIM, Contração Voluntária Isométrica Máxima.

3.6. PROCEDIMENTOS PARA A COLETA DE DADOS

3.6.1. Determinação do membro preferido

O inventário de Waterloo (ELIAS; BRYDEN; BULMAN-FLEMING, 1998) foi utilizado para determinação do membro inferior preferido, o qual foi adotado para as avaliações neuromusculares. O respectivo questionário relaciona perguntas sobre o membro utilizado com maior frequência para realizar atividades do cotidiano, determinando assim o membro preferido para as avaliações.

3.6.2. *Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q)*

O *Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q)* foi aplicado com o objetivo de realizar um *screening* pré-participação para redução de possíveis riscos à saúde relacionados à prática de esforços físicos (ADAMS, 1999).

3.6.3. Avaliações neuromusculares

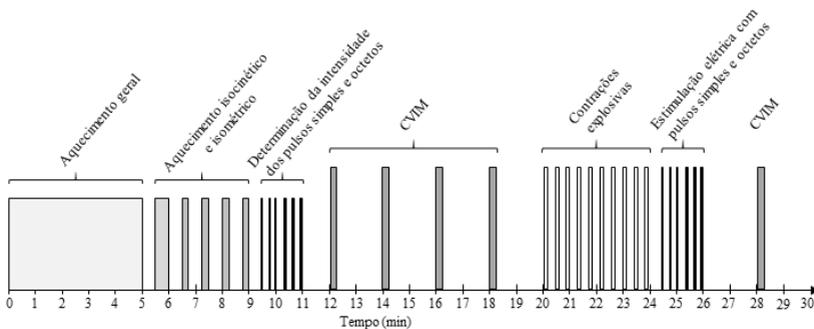
As avaliações neuromusculares foram precedidas por um aquecimento geral de 5 min em bicicleta ergométrica (50 W e 60 rotações por minuto) e também um aquecimento específico no dinamômetro isocinético, com 10 contrações isocinéticas concêntricas (flexão/extensão) de joelho a 120°/s, seguida por duas contrações isométricas submáximas de extensores e flexores de joelho (5 s de duração e 120 s entre tentativas).

Durante a familiarização (Visita 1), após o aquecimento, foram realizadas as CVIMs de extensores e flexores de joelho, seguidas pelas contrações explosivas voluntárias e pelas contrações induzidas por estimulação elétrica (pulsos simples e octetos). Não foram realizadas avaliações da amplitude do sinal eletromiográfico de superfície. Caso o sujeito apresentasse dificuldade para se familiarizar com os testes, foram incluídas repetições extras durante a familiarização.

Durante a realização dos testes propriamente ditos (Visita 2), após o aquecimento, foi realizada a determinação da intensidade do pulsos simples e octetos da estimulação elétrica. Em seguida foram realizadas as CVIM de extensores e flexores de joelho, seguidas pelas contrações explosivas. Logo após as contrações voluntárias, foram realizadas as induzidas por estimulação elétrica, inicialmente com pulsos

simples e posteriormente com os octetos. Ao final foi realizada uma CVIM de extensores de joelho adicional para verificar se ocorreu fadiga durante o protocolo de avaliação (Figura 2). A eletromiografia foi utilizada em todos os procedimentos que ocorreram após a determinação da intensidade dos pulsos simples e octetos. Os procedimentos realizados na visita 2 e a respectiva ordem de eventos foi realizada seguindo os métodos adotados em estudo prévio (FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014). Contrações explosivas voluntárias com curta duração (~1 s) é utilizada com o objetivo de se obter uma maior quantidade de informações e atenuar a fadiga em comparação a contrações mais longas (DE RUITER; KOOISTRA; PAALMAN; et al., 2004; MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVICH; et al., 2016).

Figura 2. Organização sequencial temporal da coleta de dados a ser realizada na visita 2. CVIM - Contração Voluntária Isométrica máxima.



3.6.3.1. Contração voluntária isométrica máxima

Após o aquecimento foram realizadas as avaliações isométricas dos extensores e dos flexores do joelho, com o mesmo posicionado a 70° de flexão. As duas contrações isométricas iniciais (aquecimento) de extensores e de flexores foram submáximas, com aumento progressivo da força exercida, duração de 5 s e um intervalo de 30 s entre tentativas. Após um intervalo de 2 min foram realizadas duas CVIMs de extensores seguidas por duas de flexores de joelho, com duração de 5 s e 2 min de intervalo entre tentativas. As contrações de extensores e flexores de joelho foram realizadas para normalização dos seus respectivos sinais eletromiográficos durante as contrações explosivas de extensores de joelho (i.e., excitação dos agonistas e co-excitação do antagonista). Os sujeitos foram orientados a realizarem o máximo de força possível e

durante a contração foram realizados incentivos verbais para levar a um esforço máximo em cada tentativa. Após cada contração a curva torque x tempo foi apresentada aos sujeitos como um feedback visual, com o objetivo de facilitar o entendimento da tarefa pelos voluntários.

3.6.3.2. Contrações explosivas

Após um intervalo de 2 min do término das CVIMs foram realizados os testes de contrações explosivas dos extensores do joelho. O qual consiste na realização de 10 contrações balísticas com duração de aproximadamente 1 s e intervalo de 20 s entre tentativas. Os sujeitos foram orientados pelo avaliador a realizar cada tentativa o mais rápido e mais forte possível, com ênfase na ação rápida do movimento. Essa estratégia de contrações explosivas curtas é utilizada para minimizar a fadiga e permitir um maior número de medidas repetidas, podendo então aumentar a confiabilidade dos dados (MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIICH; et al., 2016).

3.6.3.3. Contração induzida por estimulação elétrica – Pulsos simples e Octetos

Após a realização dos testes de contrações explosivas (~15-20 s), foram iniciados os testes de contração induzida, utilizando dos mesmos posicionamentos no dinamômetro isocinético do teste anterior e a intensidade de pulsos simples e octetos determinadas no início do teste. Esta ordem de eventos é utilizada para garantir que o torque gerado pela estimulação elétrica utilize o músculo em sua forma potenciada, da mesma maneira que as contrações voluntárias estarão. Assim será possível identificar a maior capacidade contrátil da unidade musculotendínea sem a influência do sistema nervoso central.

Para determinação da intensidade de estimulação, inicialmente, foram aplicados pulsos elétricos simples (pulsos retangulares de 0,2 ms de duração), com 10 s de intervalo entre eles, para localizar o ponto de posicionamento e compressão do eletrodo que provoca maior produção de torque submáximo. Então, nessa mesma posição, a intensidade de estimulação foi progressivamente aumentada, com pulsos elétricos simples, até que fosse observado platôs no pico de torque e na amplitude da *M-wave*. Após determinar a intensidade dos pulsos simples, foi determinada a intensidade dos octetos. Os octetos são trens de estimulação com oito pulsos a 300 Hz. Da mesma forma que nos pulsos

simples, foram realizados octetos repetidos com aumento progressivo da corrente (10 s de intervalo entre eles), até que fossem atingidos platôs no pico de torque. Após a determinação da intensidade dos pulsos simples e dos octetos, foram realizadas as CVIMs e as contrações explosivas, como citado anteriormente.

Então, logo após as contrações explosivas voluntárias, três a cinco pulsos simples foram aplicados, com 10 s de intervalo entre eles, com uma intensidade 20% maior do que a determinada para garantir estimulação supra-máxima. Esse tipo de estimulação pode estar relacionado com a fase inicial da taxa de desenvolvimento de força.

Logo após a aplicação dos pulsos simples, três a cinco octetos, com corrente 20% maior (10 s de intervalo entre eles), foram aplicados para induzir trens de estimulação supra-máximos. Esse tipo de estimulação tem demonstrado ser capaz de induzir a maior taxa de desenvolvimento de força possível da unidade musculotendínea (DE RUITER; KOOISTRA; PAALMAN; et al., 2004).

3.6.3.4. Eletromiografia de superfície

A técnica de eletromiografia foi utilizada em quatro músculos da coxa (vasto lateral, vasto medial, reto femoral e bíceps femoral). Inicialmente foi realizada tricotomia para remoção dos pelos, abrasão do local com lixa d'água para remoção das células mortas e limpeza com álcool (70°) para redução da impedância (KONRAD, 2006), considerando o valor máximo de 5 k Ω (NARICI; ROI; LANDONI; et al., 1989). Os pares de eletrodos foram fixados no ventre muscular acompanhando o sentido das fibras presumido. O posicionamento dos eletrodos foi determinado com percentuais de referência em relação ao comprimento da coxa, tendo como referência a borda superior da patela (para os músculos do quadríceps) ou a linha poplítea (para o bíceps femoral). Os eletrodos do reto femoral foram posicionados a ~55%, os do vasto lateral a ~55% e do vasto medial a ~30% (BALSHAW; MASSEY; MADEN-WILKINSON; et al., 2016) e os do bíceps femoral a ~50% (FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014). Também foi fixado um eletrodo de referência na tuberosidade da tibia. A amplitude do sinal eletromiográfico foi monitorada durante os testes de CVIMs e de contrações explosivas. Todos os participantes apresentaram impedância aceitável para a realização dos testes (reto femoral = $1,49 \pm 1,08$ K Ω , vasto lateral = $1,52 \pm 0,94$ k Ω , vasto medial = $1,56 \pm 1,06$ K Ω e bíceps femoral = $2,11 \pm 1,14$ k Ω).

3.6.4. Avaliação de composição corporal

A composição corporal foi avaliada na terceira visita realizada pelos sujeitos. Inicialmente o mesmo foi orientado a ficar descalço e com o mínimo de vestimenta possível. A estatura e a massa corporal foram avaliadas seguindo recomendações da *International Society for the Advancement of Kineanthropometry* (ISAK).

Logo em seguida foram realizadas as medidas de corpo total na DXA de acordo com as recomendações e posicionamentos do fabricante. Os procedimentos foram padronizados para todos os sujeitos, os quais deveriam estar com o mínimo de vestimenta possível, sem utilizar nenhum tipo de utensílio metálico e em jejum de 3 horas. Durante a avaliação os sujeitos permaneceram deitados em decúbito dorsal, com membros inferiores atados por uma faixa no tornozelo e outra na região da tuberosidade da tíbia, garantindo a imobilização dos mesmos. Os membros superiores permaneceram relaxados ao lado do corpo e a articulação radio-ulnar na posição pronada. Os avaliados foram orientados a permanecerem imóveis, respirando levemente durante a realização do teste.

3.7. TRATAMENTO DOS DADOS

3.7.1. Torque

A partir dos dados coletados durante as CVIMs (extensores e flexores de joelho), contrações explosivas e contrações induzidas por octetos foi possível obter a curva torque-tempo de cada contração. Os sinais obtidos durante as CVIMs foram utilizados para a determinação do pico de torque. Por sua vez os sinais das contrações explosivas e octetos foram utilizados para a análise da taxa de desenvolvimento de força voluntária e induzida, respectivamente.

Os sinais foram processados por rotinas matemáticas desenvolvidas usando *software* MATLAB (R2015b 8.6.0.267246, MathWorks, Natick, Massachusetts, USA). O sinal foi filtrado utilizando um filtro recursivo *Butterworth* de quarta ordem, do tipo passa baixa com frequência de corte de 10 Hz. O pico de torque foi determinado como o maior ponto na curva torque-tempo em ambos os tipos de contração. Para a determinação da taxa de desenvolvimento de força, o início da contração foi determinado quando o torque atingiu um valor referente a 2,5% do valor do pico de torque obtido na CVIM (JOHNSON; KIPP;

NORCROSS; et al., 2015). Métodos automáticos relativos ao torque máximo para determinação do início de contrações explosivas (e.g., 2,5%) parecem ser mais confiáveis em comparação com métodos automáticos com torque fixo (e.g., 7,5 ou 5 N·m) (DOTAN; JENKINS; O'BRIEN; et al., 2016). Além de ser mais eficiente em relação ao tempo de análise quando comparado com métodos manuais (THOMPSON; RYAN; HERDA; et al., 2012), os quais podem ter seu erro aumentado quando utilizados em dinamômetros isocinético comerciais devido ao seu elevado ruído (MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIICH; et al., 2016). A rotina matemática foi desenvolvida para fornecer a taxa de desenvolvimento de força (primeira derivada da inclinação média da fase inicial da curva), relativa ao início da contração, nos intervalos de tempo de 0-25, 0-50, 0-75, 0-100, 0-150, 0-200 e 0-250 ms.

3.7.2. Eletromiografia de superfície

A amplitude dos sinais eletromiográficos foram obtidos durante as CVIMs, contrações explosivas e pulso simples, sempre sincronizadas com os sinais de torque. Os sinais foram processados também por meio de rotina matemática. Os dados foram filtrados com filtro digital recursivo *Butterworth* de quinta ordem, do tipo passa-banda, com frequência de corte entre 20-500 Hz.

Com os sinais obtidos durante a CVIM de extensores e flexores de joelho foi possível calcular o valor *Root Mean Square* (RMS) em um intervalo de 500 ms em torno do ponto onde ocorreu o pico de torque (\pm 250 ms). Em seguida, foi realizada a média do sinal obtido pelos três pontos do quadríceps com o objetivo de se obter uma medida de todo o quadríceps (FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014).

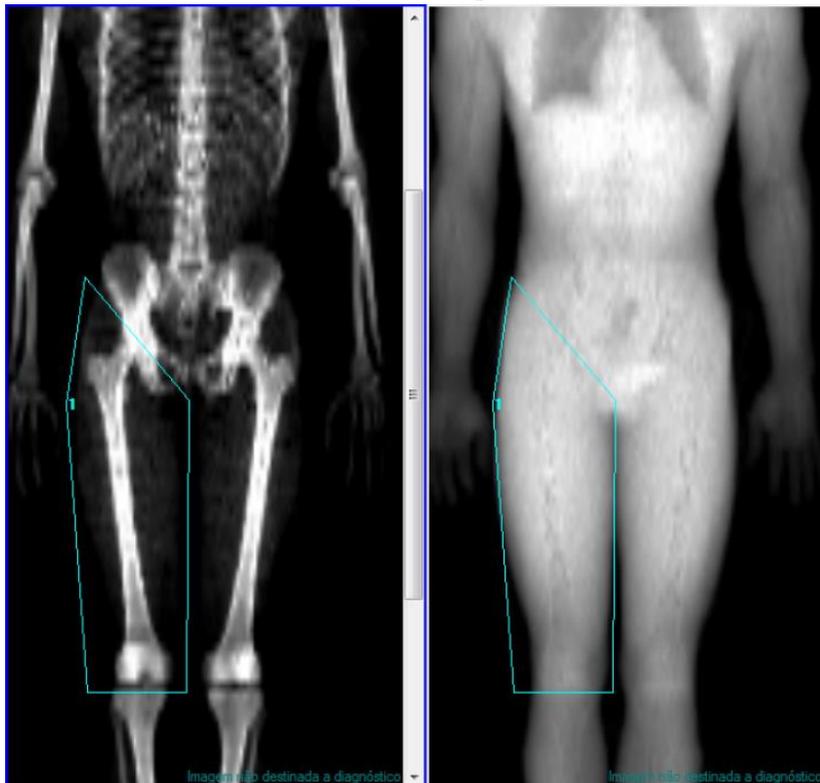
Durante as contrações explosivas foi possível calcular o sinal RMS em três janelas de tempo (i.e., 0-50, 50-100 e 100-150 ms) para os músculos do quadríceps e bíceps femoral. O valor obtido em cada um dos intervalos foi relativizado (em percentual) em relação ao maior valor RMS *e* obtido durante as suas respectivas (i.e., extensão e flexão de joelho) contrações voluntárias máximas. Este tipo de normalização foi utilizado por apresentar uma menor variabilidade inter-sujeitos de um mesmo grupo em comparação com a normalização realizada pela amplitude máxima pico a pico da M-wave (BALSHAW; MASSEY; MADEN-WILKINSON; et al., 2016; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014). O início da excitação muscular foi determinado visualmente de acordo com o sinal eletromiográfico retificado.

3.7.3. Composição corporal

A massa corporal foi expressa em quilogramas e a estatura em metros. Os dados de composição corporal são processados pelo software enCORE, o qual calcula a massa livre de gordura e massa gorda, além de fornecer o percentual de gordura corporal, apresentados posteriormente em relatórios. A massa gorda foi expressa em percentual em relação ao corpo total apenas para caracterização dos participantes. A massa magra dos membros inferiores e dos membros superiores foi inserida juntamente com sexo e idade na equação de (KIM; WANG; HEYMSFIELD; et al., 2002) para estimar a massa muscular corporal total. Com a massa muscular estimada foi possível então calcular o índice de massa muscular esquelética [massa muscular esquelética (kg) / estatura (m)²] para comparação entre grupo.

Adicionalmente à medida de corpo total, foi realizada uma medida personalizada da coxa preferida. Para isso, foi realizado o desenho manual de um polígono tendo como pontos de referência o ângulo anterior da crista ilíaca, a sínfise púbica, a articulação do joelho e o tecido lateral da coxa próximo ao trocanter maior do fêmur (Figura 3). Após a delimitação da área da coxa o *software* enCORE calculou automaticamente a massa magra da coxa, a qual foi expressa em gramas. Para garantir a qualidade e realizar o cálculo da precisão das medidas de coxa, estes procedimentos de análise foram repetidos em um segundo momento pelo mesmo avaliador (Coeficiente de correlação intra-classe = 0,989 e erro técnico de medida = 2,024 % coeficiente de variação).

Figura 3. Exemplo de desenho realizado manualmente para obtenção das variáveis relacionadas à massa magra da coxa preferida.



3.8. TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Os dados foram apresentados com média e desvio padrão após realização de estatística descritiva. A esfericidade dos dados foi verificada com o teste de Mauchly. Para comparação das médias entre grupos, para as variáveis neuromusculares e de composição corporal foi utilizada a ANOVA *one way*. Caso tenha sido detectada diferença, foi utilizado o post-hoc de Tukey. Adicionalmente foram apresentados o valor de F e o tamanho de efeito η^2 parcial ao quadrado (η_p^2) de cada ANOVA *one way* realizada.

O teste de correlação de Pearson foi utilizado para verificar a existência de correlação entre três intervalos da taxa de desenvolvimento de força voluntária absoluta (0 - 50, 0 - 100, 0 - 150 ms) com as respectivas janelas de tempo da atividade eletromiográfica (0 - 50, 50 - 100 e 100 - 150 ms), com os respectivos intervalos de tempo do torque das contrações induzidas por estimulação elétrica (pulsos simples, 50 ms; octetos, 50, 100 e 150 ms), com o pico de torque isométrico de extensores de joelho obtido nas CVIMs, com a massa magra e massa gorda da coxa preferida. Para isso os dados foram divididos de duas maneiras distintas: Idade (jovens controles + jovens treinados = Jovens; idosos controles + idosos treinados = Idosos) e nível de treinamento (jovens controles + idosos controles = Controles; jovens treinados + idosos treinados = Treinados). Foi adotada a classificação em que os valores de 0,1 a 0,39 representam uma fraca correlação; 0,4 a 0,69 correlação moderada; e 0,7 até 1 correlação forte (DANCEY; REIDY, 2006).

Para verificar a reprodutibilidade das medidas neuromusculares foi realizado o coeficiente de correlação intra-classe e o erro técnico (percentual do coeficiente de variação) entre as três tentativas selecionadas das contrações explosivas voluntárias (todos os intervalos da taxa de desenvolvimento de força e eletromiografia) e as três tentativas das contrações estimuladas por pulsos simples e octetos (torque) (HOPKINS, 2000). Foi adotado um nível de significância de 5% para todos os testes. Os testes foram realizados com o *software* estatístico SPSS *Statistics* para Windows, Versão 22.0 (IBM, Chicago, IL, USA).

4. RESULTADOS

4.1. Características dos sujeitos

Foi encontrado um efeito principal para idade ($F = 525,777$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,970$), estatura ($F = 4,215$; $p = 0,01$); $\eta_p^2 = 0,205$), índice de massa muscular esquelética ($F = 17,155$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,512$), percentual de gordura corporal ($F = 5,586$; $p = 0,002$; $\eta_p^2 = 0,255$), massa magra da coxa ($F = 9,302$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,358$) e pico de torque isométrico ($F = 18,062$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,525$). A massa corporal não diferiu entre grupos. A idade do grupo idosos controles e treinados foi superior aos jovens controles e treinados. A estatura dos idosos controles foi inferior aos jovens treinados. O índice de massa muscular esquelética dos jovens treinados foi superior aos demais grupos e o grupo de idosos treinados superior aos idosos controles. Para gordura corporal, a média dos jovens treinados e controles foi menor quando comparado aos idosos controles. Para massa magra da coxa, a média dos jovens treinados foi superior aos demais grupos. Para pico de torque isométrico, a média dos jovens treinados foi superior aos demais grupos e jovem controles superior aos idosos controles (Tabela 1).

Tabela 1. Comparação entre grupos para as características dos sujeitos.

Variável	Idosos controles	Idosos treinados	Jovens controles	Jovens treinados
Idade (anos)	65,6 ± 2,9 ^A (63,7 – 67,4)	63,6 ± 3,8 ^A (61,2 – 66,0)	26,2 ± 3,7 ^B (24,1 – 28,3)	26,7 ± 3,4 ^B (24,7 – 28,7)
Massa corporal (kg)	78,5 ± 14,4 ^A (69,0 – 86,9)	79,0 ± 13,2 ^A (79,0 – 13,2)	73,7 ± 14,8 ^A (65,1 – 82,2)	82,9 ± 9,8 ^A (77,3 – 88,6)
Estatura (m)	1,71 ± 0,07 ^A (1,67 – 1,75)	1,72 ± 0,7 ^{AB} (1,68 – 1,77)	1,77 ± 0,07 ^{AB} (1,73 – 1,82)	1,80 ± 0,08 ^B (1,75 – 1,85)
IMME (kg/m²)	9,0 ± 1,0 ^A (8,5 – 9,7)	10,0 ± 1,4 ^B (9,2 – 10,9)	9,3 ± 0,9 ^{BA} (8,7 – 9,8)	11,5 ± 0,7 ^C (11,1 – 11,9)
Gordura corporal (%)	29,0 ± 7,0 ^A (24,3 – 32,7)	23,6 ± 7,4 ^{AB} (18,9 – 28,4)	21,2 ± 8,8 ^B (16,1 – 26,3)	16,9 ± 6,6 ^B (13,07 – 20,69)
Massa magra da coxa (kg)	6,7 ± 0,9 ^B (6,1 – 7,2)	7,4 ± 1,2 ^B (6,7 – 8,2)	7,3 ± 1,2 ^B (6,6 – 8,0)	9,2 ± 1,0 ^A (8,6 – 9,8)
Pico de torque isométrico (N·m)	213 ± 39 ^A (189 – 236)	245 ± 50 ^{BA} (213 – 277)	290 ± 55 ^B (258 – 321)	357 ± 67 ^C (319 – 397)

Legenda. Média ± desvio padrão (limite inferior - limite superior) do intervalo de confiança de 95%. IMME, Índice de massa muscular esquelética. Médias seguidas de letras diferentes na mesma linha diferem estatisticamente ($p < 0,05$).

4.2. Taxa de desenvolvimento de força voluntária

Foi observado um efeito principal ao comparar a taxa de desenvolvimento de força voluntária absoluta entre grupos em todos intervalos de tempo avaliados, 0 – 25 ms ($F = 14,923$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,477$), 0 – 50 ms ($F = 15,033$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,479$), 0 – 75 ms ($F = 14,771$; $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,475$), 0 – 100 ms ($F = 14,949$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,478$), 0 – 150 ms ($F = 18,385$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,530$), 0 – 200 ms ($F = 18,526$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,531$) e 0 – 250 ms ($F = 17,776$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,521$). Em todos intervalos de tempo a média do grupo idosos controles foi inferior aos dos demais grupos. A média dos grupos idosos treinados não diferiu estatisticamente do grupo jovens controles. Por sua vez, o grupo jovens treinados apresentou média superior aos demais grupos (Tabela 2 e Figura 4).

Também foi observado um efeito principal entre grupos para a taxa de desenvolvimento de força normalizada, entretanto apenas para os intervalos de tempo 0 – 25 ms ($F = 3,542$; $p = 0,021$; $\eta_p^2 = 0,178$), 0 – 50 ms ($F = 3,306$; $p = 0,028$; $\eta_p^2 = 0,168$), 0 – 75 ms ($F = 14,771$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,475$) e 0 – 200 ms ($F = 4,493$; $p = 0,007$; $\eta_p^2 = 0,216$). Os intervalos 0 – 100 ms ($F = 2,116$; $p = 0,110$; $\eta_p^2 = 0,115$), 0 – 150 ms ($F = 2,503$; $p = 0,070$; $\eta_p^2 = 0,133$) e 0 – 250 ms ($F = 2,746$; $p = 0,053$; $\eta_p^2 = 0,144$) não apresentaram efeito principal. No intervalo de 0 – 25 ms o grupo idosos treinados e jovens treinados apresentaram média superior ao grupo idosos controles. Nos intervalos 0 – 50 ms e 0 – 75 ms os idosos treinados apresentaram média superior ao grupo idosos controles. Por fim, no intervalo 0 – 200 ms o grupo idosos treinados apresentou média superior aos grupos idosos controles e jovens controles (Tabela 3 e Figura 5).

Figura 4. Média e desvio padrão dos grupos para a taxa de desenvolvimento de força (TDF) absoluta.

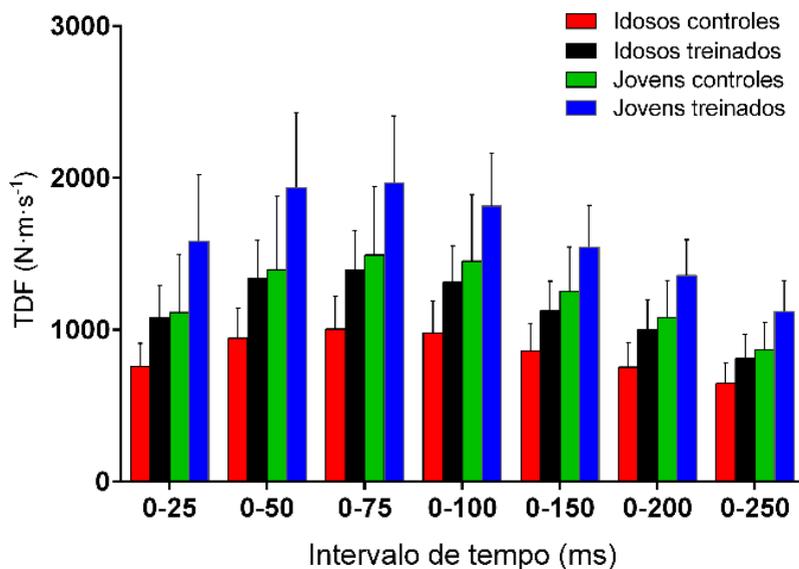


Tabela 2. Comparação entre grupos para a taxa de desenvolvimento de força absoluta.

Intervalo	Idosos controles	Idosos treinados	Jovens controles	Jovens treinados
0-25 ms (N·m·s ⁻¹)	758 ± 154 ^A (664 – 851)	1082 ± 211 ^B (949 – 1217)	1115 ± 384 ^B (894 – 1337)	1585 ± 437 ^C (1333 – 1837)
0-50 ms (N·m·s ⁻¹)	944 ± 199 ^A (824 – 1065)	1340 ± 252 ^B (1087 – 1780)	1396 ± 483 ^B (1419 – 3015)	1938 ± 493 ^C (1653 – 2222)
0-75 ms (N·m·s ⁻¹)	1005 ± 215 ^A (876 – 1135)	1394 ± 258 ^B (1230 – 1558)	1493 ± 450 ^B (1200 – 1781)	1969 ± 440 ^C (1716 – 2223)
0-100 ms (N·m·s ⁻¹)	980 ± 211 ^A (853 – 1108)	1312 ± 242 ^B (1159 – 1466)	1453 ± 439 ^B (1200 – 1707)	1814 ± 350 ^C (1613 – 2017)
0-150 ms (N·m·s ⁻¹)	861 ± 181 ^A (752 – 971)	1125 ± 195 ^B (1001 – 1249)	1255 ± 291 ^B (1087 – 1423)	1545 ± 276 ^C (1136 – 2125)
0-200 ms (N·m·s ⁻¹)	754 ± 159 ^A (659 – 850)	1003 ± 197 ^B (877 – 1128)	1082 ± 241 ^B (943 – 1221)	1358 ± 236 ^C (1222 – 1494)
0-250 ms (N·m·s ⁻¹)	646 ± 135 ^A (564 – 728)	812 ± 160 ^B (710 – 913)	869 ± 179 ^B (766 – 973)	1121 ± 203 ^C (1004 – 1238)

Legenda. Média ± desvio padrão (limite inferior - limite superior) do intervalo de confiança de 95%. Médias seguidas de letras diferentes na mesma linha diferem estatisticamente ($p < 0,05$).

Figura 5. Média e desvio padrão dos grupos para a taxa de desenvolvimento de força (TDF) normalizada.

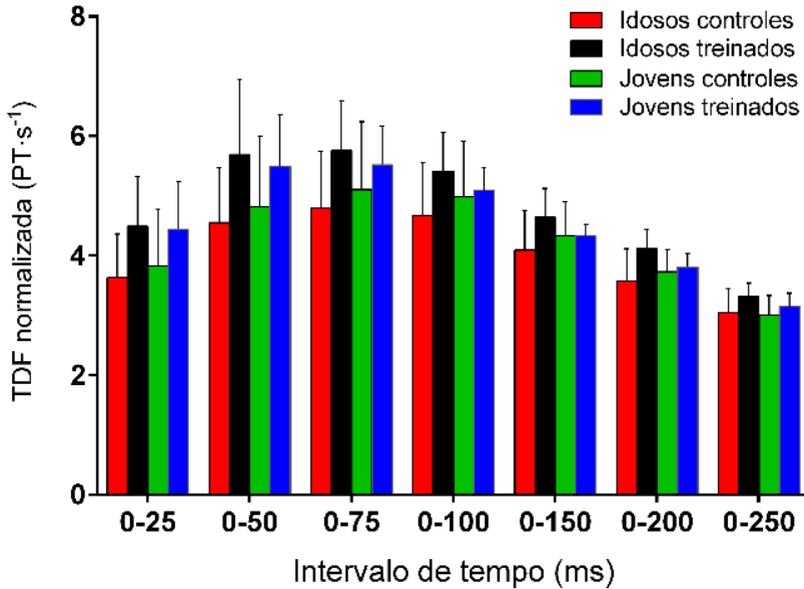


Tabela 3. Comparação entre grupos para a taxa de desenvolvimento de força normalizada.

Intervalo	Idosos controles	Idosos treinados	Jovens controles	Jovens treinados
0 – 25 ms (PT·s ⁻¹)	3,63 ± 0,73 ^A (3,19 – 4,07)	4,49 ± 0,83 ^B (3,35 – 6,72)	3,82 ± 0,95 ^{AB} (3,27 – 4,37)	4,44 ± 0,80 ^B (3,98 – 4,90)
0 – 50 ms (PT·s ⁻¹)	4,55 ± 0,92 ^A (3,99 – 5,11)	5,69 ± 1,25 ^B (4,90 – 6,48)	4,82 ± 1,18 ^{AB} (4,14 – 5,50)	5,49 ± 0,87 ^{A B} (4,98 – 5,99)
0 – 75 ms (PT·s ⁻¹)	4,80 ± 0,95 ^A (4,22 – 5,37)	5,76 ± 0,83 ^B (5,23 – 6,29)	5,10 ± 1,14 ^{AB} (4,44 – 5,76)	5,52 ± 0,65 ^{A B} (5,14 – 5,89)
0 – 100 ms (PT·s ⁻¹)	4,67 ± 0,88 (4,14 – 5,20)	5,41 ± 0,65 (5,00 – 5,82)	4,98 ± 0,94 (4,44 – 5,52)	5,09 ± 0,38 (4,88 – 5,31)
0 – 150 ms (PT·s ⁻¹)	4,09 ± 0,66 (3,69 – 4,49)	4,64 ± 0,48 (4,33 – 4,95)	4,33 ± 0,57 (4,00 – 4,66)	4,33 ± 0,19 (4,22 – 4,44)
0 – 200 ms (PT·s ⁻¹)	3,57 ± 0,54 ^A (3,24 – 3,89)	4,11 ± 0,33 ^B (3,43 – 4,74)	3,73 ± 0,37 ^A (3,51 – 3,94)	3,81 ± 0,22 ^{AB} (3,69 – 3,94)
0 – 250 ms (PT·s ⁻¹)	3,04 ± 0,41 (2,79 – 3,29)	3,32 ± 0,22 (3,18 – 3,47)	3,01 ± 0,32 (2,82 – 3,19)	3,15 ± 0,22 (3,02 – 3,27)

Legenda. Média ± desvio padrão (limite inferior - limite superior) do intervalo de confiança de 95%. Médias seguidas de letras diferentes na mesma linha diferem estatisticamente ($p < 0,05$).

4.3. Amplitude do sinal eletromiográfico durante contrações explosivas

Foi observado um efeito principal para a excitação dos músculos do quadríceps normalizada durante as contrações explosivas entre grupos em todas janelas de tempo avaliadas, 0 – 50 ms ($F = 25,836$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,608$), 50 – 100 ms ($F = 6,585$; $p = 0,001$; $\eta_p^2 = 0,283$) e 100 – 150 ms ($F = 8,000$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,324$). Nas janelas de tempo de 0 – 50 ms e de 100 – 150 ms os grupos idosos treinados e jovens treinados apresentaram média superior aos grupos idosos controles e jovens controles. Na janela de 50 – 100 ms o de grupos idosos treinados foi superior aos grupos idosos controles e jovens controles e o grupo jovens treinados foi superior ao de jovens controles (Tabela 4 e Figura 6).

Também foi observado um efeito principal entre grupos para a co-excitação do bíceps femoral normalizada durante as contrações explosivas, entretanto apenas para a janela 0 – 50 ms ($F = 7,149$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,304$). Para as janelas 50 – 100 ($F = 0,972$; $p = 0,413$; $\eta_p^2 = 0,056$) e 100 – 150 ($F = 0,643$; $p = 0,591$; $\eta_p^2 = 0,038$) não foi observado efeito. Na janela de tempo de 0 – 50 ms os grupos idosos treinados e jovens treinados apresentaram média superior aos grupos idosos controles e jovens controles (Tabela 5 e Figura 7).

Figura 6. Média e desvio padrão dos grupos para a amplitude do sinal elétrico normalizada do quadríceps durante contrações explosivas.

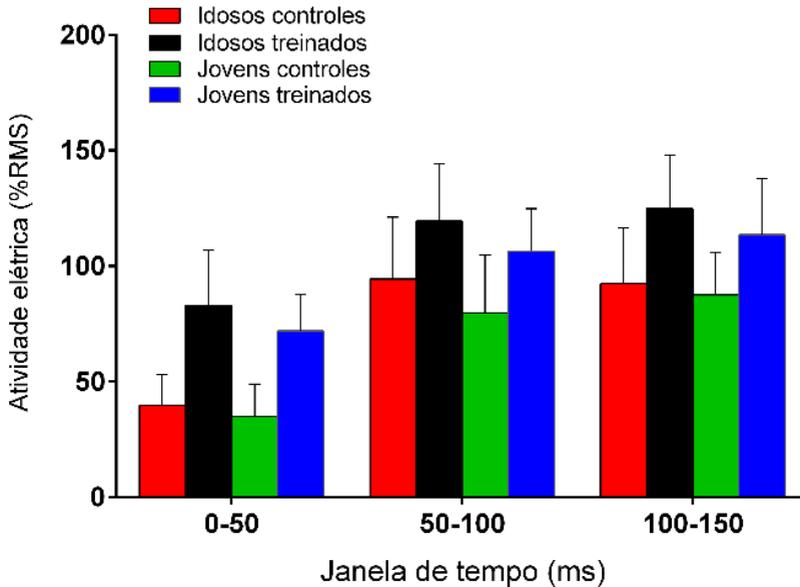


Tabela 4. Comparação entre grupos para amplitude do sinal eletromiográfico normalizada do quadríceps durante contrações explosivas.

Intervalo	Idosos controles	Idosos treinados	Jovens controles	Jovens treinados
0 – 50 ms	39,7 ± 13,2 ^A	82,8 ± 24,0 ^B	34,8 ± 14,1 ^A	72,0 ± 15,6 ^B
(%RMS)	(32,1 – 47,4)	(67,6 – 98,0)	(26,6 – 42,9)	(63,0 – 81,0)
50 – 100 ms	94,3 ± 26,8 ^{AC}	119,4 ± 25,0 ^B	79,6 ± 25,2 ^C	106,5 ± 18,3 ^{AB}
(%RMS)	(78,9 – 109,8)	(103,5 – 135,3)	(65,0 – 94,1)	(95,9 – 117,1)
100 – 150 ms	92,3 ± 24,3 ^A	124,9 ± 23,1 ^B	87,5 ± 18,2 ^A	113,6 ± 24,2 ^B
(%RMS)	(78,3 – 106,4)	(110,2 – 139,6)	(77,0 – 98,0)	(99,6 – 127,6)

Legenda. Média ± desvio padrão (limite inferior - limite superior) do intervalo de confiança de 95%. EMG, eletromiografia; RMS, *root mean square*. Médias seguidas de letras diferentes na mesma linha diferem estatisticamente ($p < 0,05$).

Figura 7. Média e desvio padrão dos grupos para a amplitude do sinal elétrico normalizada do bíceps femoral durante contrações explosivas.

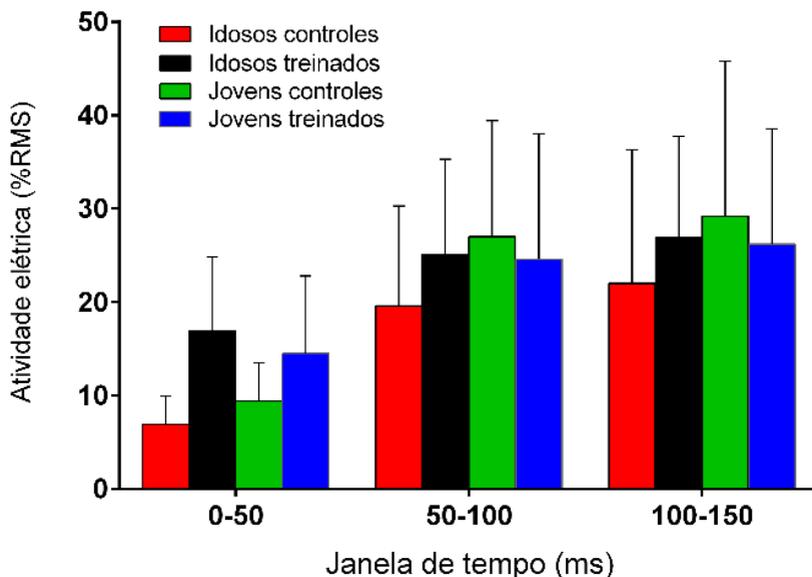


Tabela 5. Comparação entre grupos para amplitude do sinal eletromiográfico do bíceps femoral durante contrações explosivas.

Janela	Idosos controles	Idosos treinados	Jovens controles	Jovens treinados
0 – 50 ms (%RMS)	6,9 ± 3,0 ^A (5,2 – 8,6)	16,9 ± 7,9 ^B (11,6 – 22,2)	9,4 ± 4,1 ^A (7,0 – 11,8)	14,5 ± 8,3 ^B (9,8 – 19,3)
50 – 100 ms (%RMS)	19,6 ± 10,7 (13,5 – 25,8)	25,1 ± 10,2 (18,2 – 32,0)	27,0 ± 12,4 (19,8 – 34,1)	24,6 ± 13,4 (16,9 – 32,4)
100 – 150 ms (%RMS)	22,0 ± 14,3 (13,8 – 30,3)	26,9 ± 10,8 (19,7 – 34,2)	29,2 ± 16,6 (19,6 – 38,8)	26,2 ± 12,3 (19,1 – 33,3)

Legenda. Média ± desvio padrão (limite inferior - limite superior) do intervalo de confiança de 95%. RMS, *root mean square*. Médias seguidas de letras diferentes na mesma linha diferem estatisticamente ($p < 0,05$).

4.4. Torque durante contrações induzidas por estimulação elétrica

Foi observado um efeito principal para o torque durante as contrações induzidas por pulsos simples para o momento 25 ms ($F = 22,659$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,576$) e 50 ms ($F = 20,052$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,546$). Para ambos intervalos, o grupo de jovens treinados apresentou maior média que os demais grupos e o grupo jovens controles apresentou maior média que idosos treinados e idosos controles (Tabela 6 e Figura 8).

Para as contrações induzidas por octetos também foi detectado efeito principal para os momentos 25 ms ($F = 20,539$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,557$), 50 ms ($F = 19,104$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,539$), 75 ms ($F = 20,038$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,551$), 100 ms ($F = 22,416$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,578$) e 150 ms ($F = 20,423$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,556$). Para todos intervalos, a média do jovens treinados foi superior aos demais grupos e o jovens controles superior que idosos treinados e idosos controles (Tabela 7 e Figura 9).

Figura 8. Média e desvio padrão grupos para o torque durante contrações induzidas por pulsos simples.

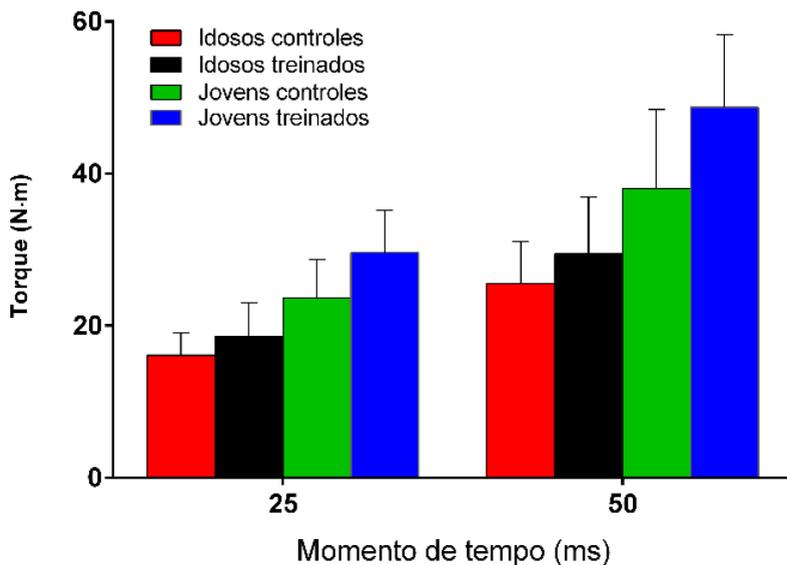


Tabela 6. Comparação entre grupos para o torque durante contrações induzidas por pulsos simples.

Intervalo	Idosos controles	Idosos treinados	Jovens controles	Jovens treinados
25 ms	16,1 ± 2,9 ^A	18,6 ± 4,4 ^A	23,6 ± 5,1 ^B	29,6 ± 5,6 ^C
(N.m)	(14,5 – 17,8)	(15,8 – 21,4)	(20,6 – 26,5)	(26,3 – 32,8)
50 ms	25,5 ± 5,6 ^A	29,4 ± 7,5 ^A	38,0 ± 10,4 ^B	48,7 ± 9,6 ^C
(N.m)	(22,3 – 28,8)	(24,7 – 34,1)	(32,0 – 44,0)	(43,2 – 54,2)

Legenda. Média ± desvio padrão (limite inferior - limite superior) do intervalo de confiança de 95%. Médias seguidas de letras diferentes na mesma linha diferem estatisticamente ($p < 0,05$).

Figura 9. Média e desvio padrão grupos para o torque durante contrações induzidas por octetos.

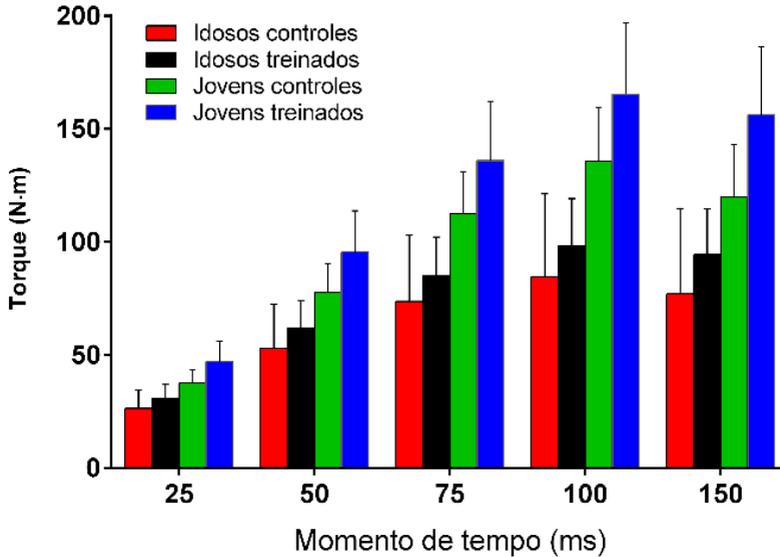


Tabela 7. Comparação entre grupos para o torque durante contrações induzidas por octetos.

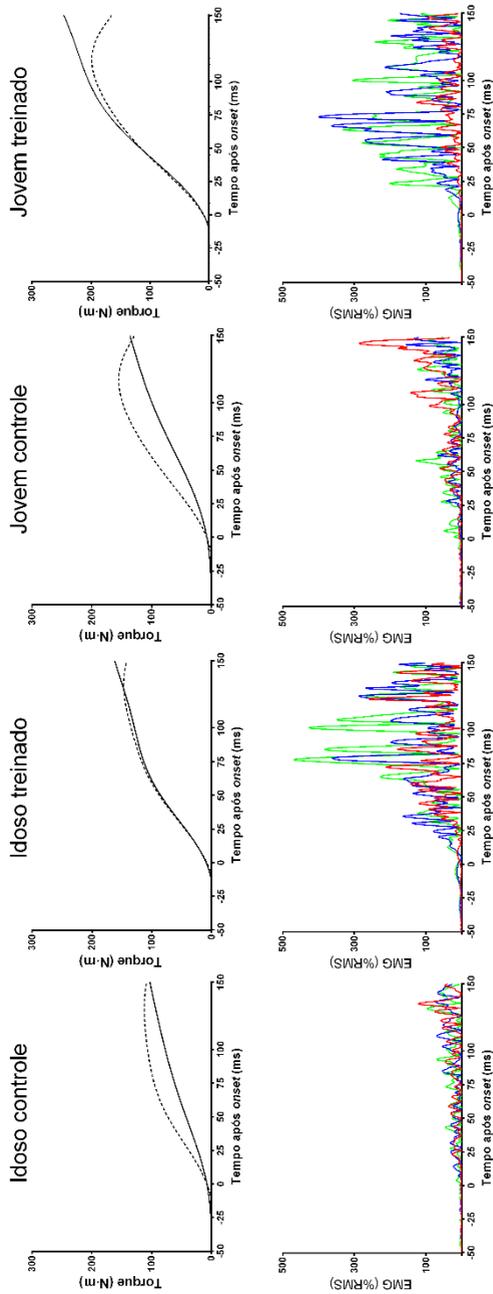
Intervalo	Idosos controles	Idosos treinados	Jovens controles	Jovens treinados
25 ms	26,3 ± 8,3 ^A	30,8 ± 6,1 ^A	37,5 ± 5,9 ^B	47,1 ± 8,9 ^C
(N·m)	(21,0 – 31,5)	(27,0 – 34,7)	(34,0 – 40,9)	(41,9 – 52,2)
50 ms	53,1 ± 19,2 ^A	61,8 ± 12,2 ^A	77,6 ± 12,7 ^B	95,5 ± 18,3 ^C
(N·m)	(40,9 – 65,3)	(54,1 – 69,6)	(70,3 – 85,0)	(84,9 – 106,1)
75 ms	73,7 ± 29,5 ^A	85,0 ± 17,2 ^A	112,4 ± 18,7 ^B	136,0 ± 26,1 ^C
(N·m)	(55,0 – 92,5)	(74,0 – 95,9)	(101,6 – 123,1)	(120,9 – 151,1)
100 ms	84,5 ± 36,8 ^A	98,2 ± 20,9 ^A	135,7 ± 23,9 ^B	165,3 ± 31,5 ^C
(N·m)	(61,1 – 107,9)	(84,9 – 111,5)	(121,9 – 149,5)	(147,1 – 183,4)
150 ms	77,0 ± 37,8 ^A	94,3 ± 20,4 ^A	119,9 ± 23,2 ^B	156,1 ± 30,2 ^C
(N·m)	(53,0 – 101,0)	(81,4 – 107,3)	(106,5 – 133,3)	(138,7 – 173,6)

Legenda. Média ± desvio padrão (limite inferior - limite superior) do intervalo de confiança de 95%. Médias seguidas de letras diferentes na mesma linha diferem estatisticamente ($p < 0,05$).

4.5. Comparação de torque e amplitude do sinal eletromiográfico de um sujeito exemplo por grupo

A figura 10 apresenta os resultados de quatro sujeitos representativos, sendo um de cada grupo. São apresentados os torques das contrações explosivas voluntárias e contrações explosivas involuntárias induzidas por estímulo elétrico (i.e., octeto) nos primeiros 150 ms. No mesmo intervalo de tempo, são apresentadas as amplitudes dos sinais eletromiográficos dos músculos reto femoral, vasto lateral e vasto medial durante as contrações explosivas voluntárias.

Figura 10. Torque (linha superior) e amplitude do sinal eletromiográfico (EMG linha inferior) de um sujeito representativo para cada um dos grupos avaliados.



Legenda. Os gráficos de torque representam o torque voluntário durante contrações explosivas (linha contínua) e torque involuntário induzido por octeto (linha pontilhada). Os gráficos de amplitude do sinal eletromiográfico apresentam o percentual do *root mean square* (RMS) das contrações explosivas voluntárias em relação ao RMS da contração voluntária máxima, retificadas. São apresentados os resultados dos músculos do quadríceps, reto femoral (linha vermelha), vasto lateral (linha azul) e vasto medial (linha verde). Em todos os gráficos o momento do *onset* do torque ou da amplitude do sinal eletromiográfico são apresentados no momento “zero” ms do eixo X.

4.6. Correlações entre taxa de desenvolvimento de força e variáveis neuromusculares

Ao analisar os jovens conjuntamente (grupos jovens controles e jovens treinados) e os idosos conjuntamente (grupos idosos controles e idosos treinados), a variável pico de torque isométrico de extensores de joelho apresentou forte correlação com todos os intervalos da taxa de desenvolvimento de força absoluta avaliados para jovens. Já para idosos, no intervalo de 0 – 50 ms foi observada correlação moderada, já nos demais intervalos, correlação forte. Já o torque dos octetos se correlacionou fortemente nos intervalos de 0 – 50 e 0 – 100 ms e moderadamente no 0 – 150 ms para jovens. Para os idosos o torque do octeto se correlacionou moderadamente nos três intervalos avaliados. O torque dos pulsos simples, se correlacionou moderadamente para jovens e idosos no intervalo de 0 – 50 ms. A eletromiografia do quadríceps durante as contrações explosivas se correlacionou moderadamente com os três intervalos de tempo, para jovens e idosos. Para a massa magra da coxa, os jovens apresentaram forte correlação nos 3 intervalos de tempo, já os idosos apresentaram correlação moderada. A massa gorda da coxa não apresentou correlação para nenhum dos grupos.

Tabela 8. Coeficiente de correlação de Pearson entre a taxa de desenvolvimento de força e seus determinantes neuromusculares para os grupos de Jovens e Idosos.

	Taxa de desenvolvimento de força absoluta					
	Jovens (n = 28)			Idosos (n = 26)		
Intervalos de tempo (ms)	0 – 50	0 – 100	0 – 150	0 – 50	0 – 100	0 – 150
PT isométrico extensores	0,816**	0,873**	0,927**	0,621**	0,704**	0,756**
Torque octeto	0,793**	0,792**	0,649**	0,505**	0,512**	0,545**
Torque pulso simples	0,543**	-	-	0,442*	-	-
EMG quadríceps	0,477*	0,419*	0,455*	0,497**	0,438**	0,449**
Massa magra da coxa	0,701**	0,700**	0,720**	0,612**	0,563**	0,558**
Massa gorda da coxa	0,215	0,229	0,196	-0,185	-0,175	-0,227

Legenda. PT, pico de torque; EMG, eletromiografia durante contrações explosivas; PS, pulso simples. Os intervalos de tempo do octeto (50, 100 e 150 ms) e as janelas da EMG do quadríceps (0–50, 50–100, 100–150 ms) foram correlacionados com os intervalos de tempo 0–50, 0–100 e 0–150 ms da taxa de desenvolvimento de força. * $p < 0,05$.

Ao comparar os grupos controles conjuntamente (idosos controles e jovens controles) e os grupos treinados conjuntamente (idosos treinados e jovens treinados) foi observada forte correlação do pico de torque isométrico de extensores para ambos os grupos em todos os intervalos de tempo. Entretanto, os grupos controles apresentou coeficientes inferiores ($r \leq 0,85$) aos grupos treinados ($r > 0,85$). Os grupos treinados também apresentaram maior coeficiente de correlação para o torque do octeto, torque do pulso simples e massa magra da coxa em todos os intervalos de tempo (todas estas correlações classificadas como fortes). Já os grupos controles apresentaram moderada correlação para torque do octeto nos intervalos 0 – 50 e 0 – 150 ms, torque do pulso simples e massa magra da coxa em todos os intervalos de tempo. O torque do octeto apresentou forte correlação no intervalo de 0 – 100 ms. A massa gorda da coxa não apresentou correlações para nenhum dos grupos.

Tabela 9. Coeficiente de correlação de Pearson entre a taxa de desenvolvimento de força e seus determinantes neuromusculares para os grupos de Jovens e Idosos

Intervalos de tempo (ms)	Taxa de desenvolvimento de força absoluta					
	Controles (n = 28)			Treinados (n = 26)		
	0 – 50	0 – 100	0 – 150	0 – 50	0 – 100	0 – 150
PT isométrico extensores	0,733**	0,801**	0,850**	0,857**	0,945**	0,972**
Torque octeto	0,664**	0,718**	0,604**	0,815**	0,834**	0,821**
Torque pulso simples	0,472*	-	-	0,735**	-	-
EMG quadríceps	0,004	0,226	0,284	-0,102	-0,301	-0,174
Massa magra da coxa	0,475*	0,485**	0,462*	0,786**	0,826**	0,835**
Massa gorda da coxa	0,166	0,104	0,060	-0,101	-0,156	-0,218

Legenda. PT, pico de torque; EMG, eletromiografia durante contrações explosivas; PS, pulso simples. Os intervalos de tempo do octeto (50, 100 e 150 ms) e as janelas da EMG do quadríceps (0–50, 50–100, 100–150 ms) foram correlacionados com os intervalos de tempo 0–50, 0–100 e 0–150 ms da taxa de desenvolvimento de força. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

4.7. Confiabilidade dos dados e fadiga durante protocolo de fadiga

A variável do pico de torque isométrico de extensores de joelho, da taxa de desenvolvimento de força, do torque obtido durante os pulsos simples e dos octetos em todos os intervalos de tempo apresentaram alto coeficiente de correlação intra-classe ($> 0,80$) e baixo erro técnico ($< 20\%$). Para a eletromiografia do quadríceps durante contrações explosivas na janela de 0 – 50 ms foi observado coeficiente de correlação intra-classe moderado, apesar de estar próximo de valores considerados alto e erro técnico elevado ($> 20\%$). Para as demais janelas foi observado alto coeficiente de correlação intra-classe ($> 0,80$), com elevado erro técnico ($> 20\%$) (HOPKINS, 2000, 2015).

Tabela 10. Confiabilidade de medidas neuromusculares voluntárias e induzidas.

Variáveis	Coefficiente de correlação intra-classe	Erro técnico (% do Coeficiente de Variação)
PT isométrico de extensores	0,991 (0,981 - 0,995)	2,742 (2,182 - 3,647)
TDF 0 – 25 ms	0,991 (0,983 - 0,995)	0,098 (0,082 - 0,123)
TDF 0 – 50 ms	0,992 (0,986 - 0,996)	0,088 (0,074 - 0,111)
TDF 0 – 75 ms	0,993 (0,987 - 0,996)	0,084 (0,070 - 0,106)
TDF 0 – 100 ms	0,993 (0,987 - 0,996)	2,691 (2,241 - 3,380)
TDF 0 – 150 ms	0,992 (0,985 - 0,996)	2,676 (2,228 - 3,360)
TDF 0 – 200 ms	0,991 (0,984 - 0,996)	2,793 (2,325 - 3,508)
TDF 0 – 250 ms	0,967 (0,939 - 0,983)	5,293 (4,398 - 6,669)
Torque pulso simples 25 ms	0,999 (0,998 - 0,999)	1,113 (0,945 - 1,421)
Torque pulso simples 50 ms	0,999 (0,998 - 0,999)	1,188 (0,990 - 1,489)
Torque octetos 25 ms	0,998 (0,996 - 0,999)	1,357 (1,107 - 1,740)
Torque octetos 50 ms	0,998 (0,996 - 0,999)	1,540 (1,256 - 1,976)
Torque octetos 75 ms	0,998 (0,996 - 0,999)	1,759 (1,434 - 2,257)
Torque octetos 100 ms	0,998 (0,996 - 0,999)	2,096 (1,709 - 2,691)
Torque octetos 150 ms	0,995 (0,990 - 0,998)	3,855 (3,138 - 4,962)
EMG quadríceps 0 – 50 ms	0,797 (0,714 - 0,861)	44,426 (38,755 - 52,813)
EMG quadríceps 50-100 ms	0,893 (0,845 - 0,928)	20,049 (17,683 - 23,466)
EMG quadríceps 100-150 ms	0,875 (0,820 - 0,916)	20,677 (18,231 - 24,11)

Legenda. (Limite inferior - limite superior) do intervalo de confiança de 95%. PT, pico de torque; TDF, taxa de desenvolvimento de força; EMG, eletromiografia durante contrações explosivas; PS, pulso simples.

Para o pico de torque pré e pós protocolo de avaliação não foi observada interação entre grupos e momentos ($F = 2,241$; $p = 0,095$; $\eta_p^2 = 0,116$) e efeito principal entre momentos ($F = 0,203$; $p = 0,655$; $\eta_p^2 = 0,004$). Adicionalmente, foi observado coeficiente de variação de 5,791% (4,984 – 6,943%) entre momentos pré e pós protocolo de avaliação.

5. DISCUSSÃO

Os principais achados do presente estudo evidenciam as diferenças entre mecanismos neurais e musculotendíneos que determinam a taxa de desenvolvimento de força em idosos e jovens com longo período e prática do treinamento de força. Os jovens treinados apresentaram taxa de desenvolvimento de força superior aos demais grupos devido à maior capacidade de ativar as fibras musculares e por uma elevada capacidade contrátil intrínseca da unidade musculotendínea no início da contração. Por sua vez, os jovens controles apresentaram taxa de desenvolvimento de força semelhante aos idosos treinados, sendo que esta semelhança foi determinada por distintos mecanismos. Os jovens controles apresentam elevada capacidade contrátil intrínseca da unidade musculotendínea comparado com os idosos treinados, entretanto o sistema nervoso dos mesmos não recruta suas unidades motoras rapidamente no início da excitação muscular, não aproveitando o máximo do seu desempenho para esta ação. Os idosos treinados possuem reduzida capacidade contrátil intrínseca da unidade musculotendínea quando comparado aos jovens controles, mas seu sistema nervoso é capaz de recrutar estas unidades motoras com maior eficiência no início da excitação muscular. Por fim, os idosos controles apresentam reduzida capacidade de excitação muscular, que somada à menor capacidade contrátil intrínseca da unidade musculotendínea, o que resulta em elevada deficiência na capacidade de produzir taxa de desenvolvimento de força, comparados aos outros grupos.

5.1. TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA

A hipótese referente à taxa de desenvolvimento de força voluntária foi atendida integralmente com os resultados observados no presente estudo: H_1 : “Jovens não treinados apresentarão valores de taxa de desenvolvimento de força superiores aos de idosos não treinados. Por sua vez, idosos treinados apresentarão taxa de desenvolvimento de força inferior a jovens treinados, entretanto similar a jovens não treinados”.

A preservação da taxa de desenvolvimento de força observada no grupo de idosos que praticam treinamento de força por longo período de tempo pode trazer grandes implicações positivas durante o envelhecimento por diferentes motivos. Moura; Sakugawa; Orssatto et al., (2017) encontraram relação entre a taxa de desenvolvimento de força

de extensores do joelho e a capacidade funcional de idosos medida pela *performance* no teste Timed up and go ($r = -0,692$ e $-0,715$). Dessa maneira, idosos com maior taxa de desenvolvimento de força são capazes de realizar as atividades do dia a dia (e.g., caminhar, sentar e levantar) com maior facilidade e independência. Por sua vez, Ema; Saito; Ohki; et al., (2016) compararam a força máxima e taxa de desenvolvimento de força de flexores plantares de homens e mulheres e verificaram relação com o equilíbrio. Os principais achados desse estudo demonstram que apenas em idosos homens a taxa de desenvolvimento de força normalizada, e não a força máxima, está negativamente relacionada ($r = -0,377$ a $-0,425$) ao deslocamento do centro de pressão avaliado em plataforma de força (i.e., quanto menor o deslocamento do centro de pressão, maior o equilíbrio). O equilíbrio é de grande importância para idosos, uma vez que reduzido pode aumentar as chances de quedas (PIJNAPPELS; VAN DER BURG; REEVES; et al., 2008). Seguindo por este raciocínio sobre as associações entre equilíbrio, taxa de desenvolvimento de força e quedas, Bento; Pereira; Ugrinowitsch; et al., (2010) verificaram que idosos com histórico de quedas possuem menor taxa de desenvolvimento de força dos extensores de joelho comparado com idosos sem histórico. Isto pode ser explicado pelo fato de que para recuperar o equilíbrio após uma perturbação externa é necessária uma rápida capacidade de produzir força para reorganização dos segmentos corporais. Dessa maneira, idosos com uma maior taxa de desenvolvimento de força estão menos susceptíveis a quedas (IZQUIERDO; AGUADO; GONZALEZ; et al., 1999; PIJNAPPELS; VAN DER BURG; REEVES; et al., 2008).

Com o objetivo de obter os benefícios citados anteriormente, estudos têm investigado de que maneira o treinamento de força pode influenciar a força explosiva em idosos. Recentemente, Unhjem; Nygård; Hoven; et al. (2016) realizaram um estudo transversal no qual comparou a taxa de desenvolvimento de força de idosos sedentários, idosos ativos, idosos atletas de levantamento de peso (que praticam a modalidade desde antes dos 20 anos de idade e competem em nível nacional ou internacional, incluindo campeões mundiais e nacionais) e jovens não treinados. A taxa de desenvolvimento de força foi medida para os flexores plantares por meio de um aparato customizado em uma plataforma de força e a Δ força/ Δ tempo foi calculada entre 10 e 90% da força pico. Os idosos atletas de levantamento de peso apresentaram taxa de desenvolvimento de força absoluta e normalizada similar aos jovens não

treinados (~1% e 7%, respectivamente) e superiores aos grupos de idosos não treinados ativos e sedentários (~87 e 93% e ~36 e 37%, respectivamente). Apesar das diferenças entre os métodos utilizados para determinação da taxa de desenvolvimento de força entre os estudos, as evidências do presente estudo demonstram que o treinamento de força, mesmo quando não praticado de maneira profissional e competitiva, é capaz de resultar em preservação da taxa de desenvolvimento de força durante o envelhecimento. É importante ressaltar as diferenças nas características dos grupos de idosos treinados entre os estudos. No presente estudo, apesar de os idosos praticarem o treinamento de força com objetivo de aumento de força e massa muscular, estes o praticam de maneira recreacional. Os autores não reportaram se os atletas fizeram uso de esteróides anabolizantes ou outras substâncias no decorrer de suas vidas, o que poderia favorecer o desenvolvimento do desempenho neuromuscular quando associados ao treinamento de alta intensidade (DO CARMO; JUNIOR; FERNANDES; et al., 2011; KRAUSE NETO; MAIFRINO; GAMA, 2011), o que pode ser considerado um viés para o estudo.

A maior taxa de desenvolvimento de força observada para jovens treinados em comparação com jovens controles (~28 a 42%) no presente estudo é superior em relação aos resultados de estudos experimentais longitudinais à curto prazo (i.e., intervenções) que evidenciam que jovens podem se beneficiar do treinamento de força para aumentos da capacidade de produzir taxa de desenvolvimento de força. Aumentos da taxa de desenvolvimento de força dos extensores do joelho (~19 a 26% e ~11%) de jovens não treinados foram verificados, respectivamente, após 14 semanas de treinamento com repetições máximas que variaram de 10 a 12 e 4 a 6 (AAGAARD; SIMONSEN; ANDERSEN; et al., 2002b) ou de 10 a 12 e 6 a 8 (ANDERSEN; ANDERSEN; ZEBIS; et al., 2010), dependendo da fase de treinamento (AAGAARD; SIMONSEN; ANDERSEN; et al., 2002b; ANDERSEN; ANDERSEN; ZEBIS; et al., 2010). Jovens treinados também se beneficiaram do treinamento de força para aumentar a taxa de desenvolvimento de força (avaliada por meio do exercício levantamento terra parcial isométrico) após 8 semanas, em especial para os jovens que treinaram em alta intensidade (3 a 5 repetições com 90% de 1-RM e aumento de ~15% na taxa de desenvolvimento de força) quando comparado com os que treinaram com alto volume (10 a 12 repetições com 70% de 1-RM) (MANGINE; HOFFMAN; WANG; et al., 2016).

Estudos prévios também demonstraram que idosos podem se beneficiar do treinamento de força a curto prazo para aumentos da taxa de desenvolvimento de força, o que está de acordo com os resultados reportados no presente estudo, no qual a taxa de desenvolvimento de força de idosos treinados foi superior à de idosos controles (~25 a 42%). Häkkinen; Kallinen; Izquierdo; et al. (1998) realizaram um treinamento de força que envolvia alta intensidade e ações explosivas (80 e 20% da sessão, respectivamente). Após 6 meses de treinamento a taxa de desenvolvimento de força de homens e mulheres com mais de 70 anos apresentou aumento de ~28 a 40%. Caserotti; Aagaard; Buttrup Larsen; et al. (2008) investigaram o efeito do treinamento de força explosiva de um grupo de idosos com idade entre 60 a 80 e outro grupo com mais de 80 anos. Os sujeitos realizavam de 8 a 10 repetições, com a maior velocidade concêntrica possível e intensidade correspondente a 75-80% do teste de 10-RM. Ambos os grupos experimentais observaram aumento da taxa de desenvolvimento de força (~18 a 50%) após 12 semanas de intervenção. Seguindo o desenho de treinamento com a intenção de realizar a ação concêntrica o mais rápido possível, mas comparando com um grupo que realizou velocidade lenta, Lopes; Pereira; Lodovico; et al. (2015) verificaram que apenas o grupo que realizou treinamento de potência obteve aumento da taxa de desenvolvimento de força (~50%), o que não foi observado para o grupo que realizou o treinamento com execução lenta (2 s concêntrica e 2 s excêntrica). Tais resultados se assemelham com o encontrados por Correa; Laroche; Cadore; et al. (2012), no qual um dos grupos realizou treinamento de força com velocidade de execução lenta (2 s concêntrica e 2 s excêntrica) e repetições máximas variando de 10 a 12 e de 8 a 10. Não foram encontradas diferenças na taxa de desenvolvimento de força para esse grupos após o período de intervenção. Já para o grupo que realizou os exercícios com a ação concêntrica em velocidade máxima e para o grupo que adicionou exercícios pliométricos, foram observados aumentos da taxa de desenvolvimento de força (~27 a 52%).

Também não foram observados aumentos de taxa de desenvolvimento de força no estudo de Walker, Peltonen, Häkkinen (2015) após 10 semanas de treinamento de força também com velocidade lenta (2 s concêntrica e 2 s excêntrica), intensidade moderada (60 – 85% de 1-RM) e repetições variando de 12 a 14, 10 a 12 e 8 a 10. Adicionalmente, Conlon; Newton; Tufano; et al. (2017) não encontraram melhoras na taxa de desenvolvimento de força (i.e., 0-30, -50, -100 e -200

ms) de idosos após 22 semanas de treinamento em nenhum dos grupos avaliados (i.e., não periodizado, periodização em blocos e periodização ondulatória diária). Durante o treinamento os sujeitos foram orientados a realizar a ação concêntrica com intenção de aplicar a maior velocidade possível. As séries foram realizadas com repetições até a falha concêntrica (3x 5, 10 ou 15-RM). Na discussão os autores especulam sobre uma possível influência da conversão de fibras IIx para IIa como reportado por Andersen; Andersen; Zebis; et al. (2010) após treinamento de força de alta intensidade e também por uma possível falta de especificidade das avaliações (treinamento com contrações dinâmicas e avaliação com contração isométrica). Um fator não reportado na discussão é que a realização de séries com repetições até a falha concêntrica induzem a elevada fadiga central durante o treinamento, podendo comprometer a performance neural em séries subsequentes, comprometendo as suas adaptações sobre a potência e taxa de desenvolvimento de força (IZQUIERDO, 2006). Jenkins; Housh; Buckner; et al. (2016) verificaram que após 4 semanas de treinamento de força realizado até a falha concêntrica não acarretou em aumento na fase inicial da taxa de desenvolvimento de força, independente da intensidade relativa utilizada (i.e., 30 ou 80% de 1-RM). Apenas o grupo que treinou com 80% de 1-RM aumentou a fase tardia da taxa de desenvolvimento de força (0-200 ms), que possivelmente ocorreu devido ao aumento da capacidade de produzir torque máximo, o que não ocorreu no grupo que treinou com 30% de 1-RM.

Os estudos citados acima evidenciam que as adaptações na taxa de desenvolvimento de força a curto prazo dependem de estratégias que otimizam as adaptações neurais, tais como execução da ação concêntrica de maneira rápida e/ou utilização de alta intensidade (>85% 1-RM), evitando uma possível fadiga central com repetições até a falha concêntrica. Entretanto, pouco se sabia sobre os efeitos do treinamento de força a longo prazo sobre a taxa de desenvolvimento de força, e o presente estudo traz informações relevantes sobre tais adaptações e seus respectivos mecanismos (i.e., neurais e musculotendíneos).

5.2. EXCITAÇÃO MUSCULAR DURANTE CONTRAÇÕES EXPLOSIVAS

As hipóteses referentes à excitação muscular durante as contrações explosivas foram atendidas parcialmente com os resultados observados no presente estudo: “H₃: Os grupos envolvidos com o treinamento de força apresentarão valores superiores de (...) atividade muscular, (...) do que os grupos não envolvidos com treinamento de força da mesma idade. Os jovens apresentarão valores superiores de (...) excitação muscular (...) em comparação aos idosos com o mesmo nível de treinamento. Adicionalmente, os jovens não treinados apresentarão valores semelhantes aos idosos treinados”. Como hipotetizado, os grupos envolvidos com o treinamento de força apresentaram maior capacidade de excitação muscular no início da contração quando comparados com os grupos controles de suas respectivas idades. Entretanto, diferente do hipotetizado, os grupos de jovens treinados apresentaram valores similares aos idosos treinados e os jovens controles valores similares aos idosos controles.

A taxa de desenvolvimento de força, em especial a sua fase inicial, é dependente da capacidade de excitação muscular no início da contração (FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014). Os resultados do presente demonstram que esta afirmação é condizente tanto para jovens quanto para idosos, sendo que a amplitude do sinal eletromiográfico está moderadamente relacionada com taxa de desenvolvimento de força inicial e tardia (0–50, 0–100 e 0–150 ms). Dessa maneira, espera-se que aumentos da capacidade de ativar as fibras musculares rapidamente possa resultar em melhoras da fase inicial da taxa de desenvolvimento de força. Tanto o treinamento de força de alta intensidade quanto o treinamento em alta velocidade (e.g., força explosiva e potência), os quais envolvem rápido recrutamento das unidades motoras são capazes de acarretar em adaptações neurais no início da contração devido a característica estimulatória dos mesmos sobre o sistema nervoso. Contrações de alta intensidade e de rápida velocidade são caracterizadas por uma alta taxa de disparo das unidades motoras (MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIČ; et al., 2016).

No presente estudo, jovens treinados apresentaram amplitude do sinal eletromiográfico superior aos jovens controles nas janelas de -50, 50-100 e 100-150 ms (~106, 34 e 30%, respectivamente). Aagaard; Simonsen; Andersen; et al. (2002b) verificaram melhora na taxa de

desenvolvimento de força concomitantemente à melhora do *drive* neural (i.e., aumento da amplitude do sinal eletromiográfico do vasto medial, ~25%; vasto lateral, ~77 a 143%; e reto femoral, ~22 a 44%; e taxa de aumento do sinal eletromiográfico do vasto medial, ~41 a 68%; vasto lateral, ~54 a 106%; e reto femoral, ~71 a 97%, no início da contração muscular, 0-100 ms) após 14 semanas de treinamento de força de alta intensidade (intensidade aumentou progressivamente de 10 a 12 até 4 a 6 repetições máximas) em jovens. Adicionalmente, Tillin; Folland (2012) e Tillin; Pain; Folland (2014) após 4 semanas e Balshaw; Massey; Maden-Wilkinson; et al. (2016) após 12 semanas de treinamento de força com características explosivas e também verificaram que os aumentos do *drive* neural da musculatura agonista (~42%, ~42% e ~17 a 28%, respectivamente) foram responsáveis por aumentos da taxa de desenvolvimento de força, em especial na sua fase inicial, de jovens.

Este mesmo comportamento é observado para idosos, sendo que no presente estudo os idosos treinados apresentaram amplitude do sinal eletromiográfico superior aos idosos controles nas janelas de 0-50, - 100 e 100-150 ms (~108, 27 e 35%, respectivamente). Häkkinen; Kallinen; Izquierdo; et al. (1998) e Häkkinen; Kraemer; Newton; et al. (2001) observaram após 6 meses de treinamento de força, de alta intensidade e força explosiva (80 e 20% da sessão, respectivamente e intensidade variou de 50–60% a 70–80% de 1-RM), que as adaptações neurais (i.e., aumento da amplitude do sinal eletromiográfico nos primeiros 500 ms da contração, média e percentual de variação não reportados) apresentam um importante papel na capacidade de produção de força rápida de idosos. Adicionalmente o treinamento de força praticado ao longo da vida é capaz de reduzir os efeitos do envelhecimento sobre o *drive* neural eferente (i.e., atenuação da deterioração do circuito do reflexo de Hoffman) de idosos competidores de powerlifting à nível nacional e internacional (UNHJEM; NYGÅRD; HOVEN; et al., 2016). Entretanto, este último estudo mencionado não verificou se a respectiva manutenção do *drive* neural é acompanhado de uma alta amplitude do sinal eletromiográfico no início da contração, apesar de ser esperado que isso tenha ocorrido para os idosos treinados.

Por anos tem sido defendida a teoria de que os incrementos de força nas primeiras oito semanas de treinamento são determinadas principalmente por mecanismos neurais e nas semanas subsequentes pelos aumentos de massa muscular (HAFF; TRIPLETT, 2015). Entretanto, recentemente tem-se questionado a validade desta afirmação,

uma vez que as adaptações neurais continuam após estas oito semanas iniciais e sua influência sobre os ganhos de força parecem superiores aos ganhos de massa muscular (BUCKNER; DANKEL; MATTOCKS; et al., 2016; COUNTS; BUCKNER; MOUSER; et al., 2017; DANKEL; BUCKNER; JESSEE; et al., 2017; FOLLAND; WILLIAMS, 2007). Quando se trata de força explosiva, o presente estudo traz informações inéditas importantes sobre uma aumentada capacidade de excitação muscular no início da contração (que representa uma adaptação neural) após longo período de prática de treinamento de força em idosos, a qual possui uma grande influência na preservação de força explosiva durante o envelhecimento. As correlações entre amplitude do sinal eletromiográfico no início da ativação e a taxa de desenvolvimento de força no início da contração apresentadas nas tabelas 8 e 9 evidenciam a influência dos mecanismos neurais para a preservação da taxa de desenvolvimento de força em idosos treinados. Ao avaliar a influência da excitação muscular sobre a taxa de desenvolvimento de força dos grupos de treinados (jovens + idosos) ou dos grupos de controles (jovens + idosos), não foi observada nenhuma correlação (Tabela 9). Isto pode ter ocorrido pela reduzida variabilidade de excitação muscular entre sujeitos dos respectivos grupos (homogeneidade) somado pelo elevado erro de medida inerente à técnica de eletromiografia (Tabela 10), o que dificulta a discriminação de desempenho entre sujeitos para esta variável. Quando verificada esta mesma correlação entre os jovens (treinados + controles) e os idosos (treinados + controles), tornou-se possível verificar a influência dos mecanismos neurais sobre a taxa de desenvolvimento de força, uma vez que a variabilidade entre sujeitos treinados e não treinados era grande o suficiente para não ser prejudicada pelo elevado erro de medida da eletromiografia.

Outra análise proposta pelo presente estudo, foi referente a co-excitação de um músculo antagonista (i.e., bíceps femoral) durante as ações explosivas de extensores de joelho (0-50 ms). Foi observado uma menor co-excitação para o grupo controles em comparação aos demais grupos. Apesar de não ter sido encontrada diferença entre os idosos treinados, jovens controles e jovens treinados, o grupo de jovens controles apresentou média ~44% menor que idosos treinados e ~35% menor que jovens treinados. Contrariamente aos resultados do presente estudo, Häkkinen; Kallinen; Izquierdo; et al. (1998) verificaram redução da co-excitação do bíceps femoral (~-21 a -31%) de idosos após 6 meses de treinamento de força. Os autores discutem que essa adaptação pode ter

sido decorrente de um aprendizado motor e que essa redução pode influenciar positivamente os ganhos de força. Entretanto, a medida de co-excitação muscular foi realizada durante as contrações isométricas máximas, diferentemente do presente estudo que avaliou a mesma no início (0-50 ms) da contração. Pode-se hipotetizar que essa co-excitação aumentada seja um mecanismo de proteção articular, uma vez que a taxa de desenvolvimento de força dos grupos de jovens e idosos treinados é elevada e a excitação muscular dos antagonistas seria necessária para “frear” o movimento, evitando uma possível lesão articular, em especial no ligamento cruzado anterior. Adicionalmente, Folland; Buckthorpe; Hannah (2014) verificaram que a co-excitação dos antagonistas não influencia negativamente a taxa de desenvolvimento de força pelos agonistas. O que vai ao encontro com os resultados do presente estudo, no qual não foi verificada nenhuma correlação entre a amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos antagonistas com a taxa de desenvolvimento de força.

5.3. TORQUE MÁXIMO

As hipóteses referentes ao torque máximo durante as contrações isométricas máximas foram atendidas parcialmente com os resultados observados no presente estudo: “H₃: Os grupos envolvidos com o treinamento de força apresentarão valores superiores de (...) torque máximo (...) do que os grupos não envolvidos com treinamento de força da mesma idade. Os jovens apresentarão valores superiores de (...) torque máximo (...) em comparação aos idosos com o mesmo nível de treinamento. Adicionalmente, os jovens não treinados apresentarão valores semelhantes aos idosos treinados”. Como hipotetizado, o grupo de jovens envolvidos com o treinamento de força apresentaram maior torque máximo quando comparados com os demais grupos. Adicionalmente, os idosos treinados apresentaram torque máximo semelhante aos jovens controles. Entretanto, diferente do hipotetizado, o grupo de idosos treinados também apresentaram valores similares aos idosos controles.

Inicialmente é importante ressaltar que tais resultados podem ser influenciados pela reduzida validade ecológica que se tem ao avaliar a força máxima de praticantes de treinamento de força por meio da CVIM. Durante o treinamento de força ocorrem predominantemente ações concêntricas e excêntricas com variados exercícios multi e mono

articulares (BUCKNER; JESSEE; MATTOCKS; et al., 2017). Ações isométricas máximas para extensores de joelho, apesar de comumente utilizada para avaliação de torque máximo em estudos não são pouco utilizadas para o treinamento de força no ambiente de academia.

No presente estudo, jovens treinados apresentaram pico de torque de extensores de joelho ~23% superiores aos jovens controles. Aumentos no pico de torque/força máxima durante CVIM foram reportados em diferentes estudos que realizaram intervenção de treinamento de força de jovens (i.e., 4 a 14 semanas de duração). Por exemplo, Andersen; Andersen; Zebis; et al. (2010) encontraram aumentos de 18% e Aagaard; Simonsen; Andersen; et al. (2002b) de 16% no pico de torque de extensores de joelho após 14 semanas de treinamento de alta intensidade. Aumentos de 11 e 21% foram observados em intervenções com 4 semanas de treinamento de força (TILLIN; FOLLAND, 2014; TILLIN; PAIN; FOLLAND, 2012) e 17 a 23% após 12 semanas (BALSHAW; MASSEY; MADEN-WILKINSON; et al., 2016). Idosos também podem se beneficiar de aumentos do pico de torque/força máxima após treinamento de força. No presente estudo, idosos treinados apresentaram pico de torque de extensores de joelho 15% maior que o de idosos controles, assim como, Häkkinen; Kallinen; Izquierdo; et al. (1998) encontraram aumentos de ~37% e Häkkinen; Kraemer; Newton; et al. (2001) 27%, após 6 meses de treinamento de força em idosos. Pode-se destacar o estudo de Unhjem; Nygård; Hoven et al. (2016), no qual verificaram que idosos atletas de levantamento de peso de nível nacional e internacional possuem semelhante pico de torque de flexores plantares comparados a jovens não treinados (~8%), e superior a idosos não treinados sedentários (~28%) e ativos (~29%), resultado que se assemelha ao presente estudo, onde jovens controle apresentaram pico de torque de extensores de joelho semelhante ao idosos treinados (~18%).

A capacidade de produzir força/torque máximos tem influências sobre a taxa de desenvolvimento de força, em especial durante sua fase tardia (ANDERSEN; AAGAARD, 2006; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014). Andersen; Aagaard (2006) verificaram pequena correlação entre a fase inicial e grande correlação entre a fase tardia da taxa de desenvolvimento de força com o torque isométrico máximo. Os respectivos R^2 variaram de ~18% na fase inicial até ~80% na fase tardia. Folland; Buckthorpe; Hannah (2014) encontraram resultados semelhantes em relação ao estudo anterior, sendo que para a fase inicial (0 -25, -50 e -75 ms) foram observadas correlações moderadas a grandes ($r = 0,59$;

0,67 e 0,74) e para a fase tardia (0–150 ms) correlação grande ($r = 0,95$). No presente estudo as correlações observadas torque máximo e taxa de desenvolvimento tanto para a fase inicial (0-50 ms, $r = 0,621$ a $0,857$) quanto para a tardia (-150 ms, $r = 0,756$ a $0,972$) foram superiores às observadas nos estudos citados acima. Sendo que de maneira semelhante, no presente estudo, a relação do torque máximo aumentou na fase tardia em comparação com a fase inicial da taxa de desenvolvimento de força (ANDERSEN; AAGAARD, 2006; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014). O pico de torque produzido durante uma CVIM pode ser considerado o teto da capacidade voluntária máxima sendo que é esperado que à medida que o tempo de contração explosiva passe, o torque produzido se aproxime dos níveis máximos, aumentando então a correlação entre as respectivas variáveis (FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014). Isto fica evidenciado ao comparar a correlação observada para os grupos controle ($r = 0,850$) e grupos treinados ($r = 0,972$). O sujeitos treinados apresentam uma maior taxa de desenvolvimento de força, ou seja, a produção de torque ocorre de maneira mais rápida. Sendo assim, em um intervalo de 0-150 ms o torque produzido está mais próximo dos valores de pico de torque em comparação com os sujeitos do grupo controle. Um motivo que pode explicar as maiores correlações observadas em comparação com estudos prévios pode ter sido o método de determinação do *onset* da contração, (automático em 2,5% do pico de torque), o que foi necessário devido ao elevado ruído observado ao coletar utilizando o dinamômetro isocinético (MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIČ; et al., 2016). Folland; Buckthorpe; Hannah (2014) utilizaram dinamômetro construído de forma personalizada, o que possibilitou a determinação do *onset* da contração pelo método visual devido ao reduzido ruído do dispositivo. Já Andersen; Aagaard (2006) utilizaram *onset* fixo em 7,5 N·m para todos os sujeitos, o que pode estar associado à elevado viés de *onset* ao comparar grupos com discrepantes níveis de taxa de desenvolvimento de força, como no presente estudo (DOTAN; JENKINS; O'BRIEN; et al., 2016).

A influência dos aumentos de torque máximo sobre a taxa de desenvolvimento de força tardia após treinamento de força pode ser verificada pelo recente estudo de Balshaw; Massey; Maden-Wilkinson; et al. (2016), no qual foi reportado aumento na taxa de desenvolvimento de força tardia de 12% ao realizar o treinamento isométrico com contrações “em rampa” (i.e., torque aumentado progressivamente sem ações explosivas em cada contração). Tais aumentos podem ter ocorrido pelo

aumento de torque máximo (23%) após o período de intervenção. Por sua vez, Andersen; Andersen; Zebis; et al. (2010) verificaram aumentos de força isométrica máxima (18%) após 14 semanas de treinamento de força e que estes aumentos explicaram positivamente os aumentos da taxa de força tardia ($R^2 = 0,48$) e inicial (esta apenas quando associada ao aumento da área das fibras IIX, $R^2 = 0,58$).

Visto que há uma relação entre a força máxima e a taxa de desenvolvimento de força, reduções de força máxima, observadas de maneira isométrica e em diferentes velocidades de contração (LEYVA; BALACHANDRAN; SIGNORILE, 2016), influenciam as reduções de taxa de desenvolvimento de força decorrentes do envelhecimento (SCHETTINO; LUZ; DE OLIVEIRA; et al., 2014). No presente estudo estas diferenças entre jovens e idosos também ficaram evidenciadas ao comparar os grupos de jovens e idosos controles. Por outro lado, o torque máximo de idosos treinados não diferiu estatisticamente de idosos controles, apesar de haver uma diferença de 15% entre médias. Este resultado evidencia que outro fator (e.g., amplitude do sinal elétrico no início da contração) influenciou em maior magnitude as diferenças entre idosos treinados e idosos controles na taxa de desenvolvimento de força, inclusive na fase tardia.

5.4. TORQUE DE CONTRAÇÕES INDUZIDAS POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

As hipóteses formuladas em relação às contrações induzidas por estimulação elétrica foram parcialmente atendidas com os resultados do presente estudo: “H₃: Os grupos envolvidos com o treinamento de força apresentarão valores superiores (...) torque involuntário (...) do que os grupos não envolvidos com treinamento de força da mesma idade. Os jovens apresentarão valores superiores (...) torque involuntário (...) em comparação aos idosos com o mesmo nível de treinamento. Adicionalmente, os jovens não treinados apresentarão valores semelhantes aos idosos treinados”. Como hipotetizado, os jovens treinados apresentaram torque induzido pelos pulsos simples e pelos octetos superiores aos demais grupos em todos os momentos de tempo avaliados (i.e., 25, 50, 75, 100 e 150 ms). Entretanto, os jovens controles apresentaram valores superiores aos idosos treinados, que por sua vez, apresentaram valores semelhantes aos idosos controles, diferentemente do que havia sido hipotetizado.

Como esperado, a unidade musculotendínea dos idosos controles produziram um menor torque involuntário no início da contração quando comparado com o grupo de jovens treinados e controles. Tais resultados podem ser explicados pelos comprometimentos musculotendíneos experimentados durante o envelhecimento (Ver tópico 2.1 da revisão de literatura), que comprometem a capacidade de o músculo contrair com força e velocidade. No entanto, era esperado que o treinamento de força praticado a longo prazo por idosos pudesse atenuar as reduções de força inerentes ao envelhecimento da unidade musculotendínea, resultando em valores semelhantes aos do grupo de jovens controles e superiores aos idosos controles. Apesar de o grupo de idosos treinados ter apresentado valores 17 a 22% superiores aos idosos controles, a falta de diferença estatística entre as médias evidencia que o treinamento de força foi pouco efetivo para preservar a capacidade de a unidade musculotendínea produzir torque no início da contração. Há uma lacuna na literatura acerca das adaptações do treinamento de força sobre a capacidade contrátil intrínseca de idosos, o que dificulta comparações.

Para jovens o presente estudo encontrou diferenças entre treinados e controles para torque o induzido por pulsos simples e octetos (~25 a 28% e 25 a 30%, respectivamente). Alguns estudos experimentais longitudinais investigaram o efeito do treinamento de força sobre a propriedade contrátil intrínseca e seus respectivos mecanismos, especialmente em jovens. Após apenas 4 semanas de treinamento, Tillin; Pain; Folland (2012) reportaram aumentos de ~10, 7 e 9% no pico de torque e torque a 50 e 100 ms induzidos por octeto. Balshaw; Massey; Maden-Wilkinson; et al. (2016) compararam dois modelos de treinamento de acordo com o tipo de contração isométrica adotada (i.e., explosiva com curta duração ou máxima com aumentos incrementais de torque). Após 12 semanas de intervenção, apesar de ambos os grupos apresentarem maior pico de torque induzido por octetos (~9%), foi observada redução da velocidade de contração (torque relativo - % - no momento 50 induzido por pulsos simples e octetos reduziram ~3 a 4% e 6 a 8%, respectivamente), o que possivelmente negativamente influenciaria a taxa de desenvolvimento de força. Andersen; Andersen; Zebir; et al. (2010) verificaram, após 14 semanas de treinamento de força de alta intensidade em jovens, o aumento da área de secção transversa de fibras tipo II, entretanto ocorreu um aumento do número e da área de fibras tipo IIa e redução do número das fibras tipo IIx. Tais reduções de área percentual das fibras tipo IIx explicaram em 38% as reduções da fase

inicial da taxa de desenvolvimento de força normalizada pela força máxima. Ou seja, esta alteração na composição das fibras musculares tornou a velocidade de contração muscular mais lenta, comprometendo a taxa de desenvolvimento de força. Apesar de que idosos tenham uma menor proporção de fibras tipo II em comparação com jovens (NILWIK; SNIJDERS; LEENDERS; et al., 2013), Häkkinen; Kraemer; Newton; et al. (2001) não encontraram alterações na composição das fibras após 6 meses de treinamento de força de alta intensidade em homens idosos.

As contrações involuntárias induzidas por estímulos elétricos representam a combinação de fatores morfológicos da unidade musculotendínea (i.e., propriedades contráteis intrínsecas) (FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014). O torque produzido por estas contrações não é influenciado por fatores relacionados ao sistema nervoso central, ou seja, apenas por fatores periféricos (e.g., rigidez musculotendínea, área de secção transversa, arquitetura muscular, composição das fibras musculares e capacidade contrátil intrínseca da fibra muscular). Todos esses fatores mencionados são capazes de influenciar a magnitude e a velocidade em que o músculo consegue produzir força (MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIČ; et al., 2016). As propriedades contráteis intrínsecas estão relacionadas com a taxa de desenvolvimento de força, sendo que essa influência aumenta em sua fase tardia (ANDERSEN; AAGAARD, 2006; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014). No presente estudo foi possível verificar que o torque induzido por estímulos elétricos (i.e., pulsos simples e octetos) teve forte correlação com a fase inicial e tardia da taxa de desenvolvimento de força, por exceção da análise realizada com idosos (controles + treinados), na qual a correlação foi moderada.

A limitada adaptação da capacidade contrátil intrínseca da unidade musculotendínea após longo período de treinamento de força evidencia a importância das adaptações neurais para a preservação da habilidade de produzir força explosiva no decorrer do envelhecimento. Futuros estudos devem se preocupar em elucidar os mecanismos relacionados a esta possível resistência à adaptação da capacidade contrátil intrínseca da unidade musculotendínea em idosos após treinamento de força.

5.5. COMPOSIÇÃO CORPORAL

As hipóteses formuladas em relação à composição corporal foram parcialmente atendidas com os resultados do presente estudo: “H₃: Os grupos envolvidos com o treinamento de força apresentarão valores superiores de (...) índice músculo esquelético e massa magra da coxa (...) do que os grupos não envolvidos com treinamento de força da mesma idade. Os jovens apresentarão valores superiores de (...) índice músculo esquelético e massa magra da coxa (...) em comparação aos idosos com o mesmo nível de treinamento. Adicionalmente, os jovens não treinados apresentarão valores semelhantes aos idosos treinados”. Como hipotetizado, os jovens treinados apresentaram índice músculo esquelético e massa magra da coxa superiores aos demais grupos. Entretanto, os resultados de índice músculo esquelético e massa magra da coxa foram divergentes ao comparar os demais grupos. Para o índice músculo esquelético, os idosos treinados apresentaram maior média que os idosos controles (11,1%), por sua vez, os jovens controles não se diferiram dos idosos treinados (-1,3%) e idosos controles (9%). Já para a massa magra da coxa, os idosos controles, idosos treinados e jovens controles não se diferiram.

A massa muscular esquelética está fortemente relacionada com a capacidade de produção de força máxima (MAUGHAN; WATSON; WEIR, 1983). Que, por conseguinte, influenciará a taxa de desenvolvimento de força. Dessa maneira, espera-se que um maior volume muscular acarretará em maior taxa de desenvolvimento de força (FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014). Apesar de que recentemente tem emergido discussões acerca da não influência do incremento de massa muscular sobre os aumentos de força e que as adaptações neurais teriam um maior impacto sobre este aumento (BUCKNER; DANKEL; MATTOCKS; et al., 2016; COUNTS; BUCKNER; MOUSER; et al., 2017), o treinamento de força tem sido utilizado também com o objetivo de hipertrofia muscular. Mesmo quando o treinamento de força não é realizado com este objetivo, são observados aumentos colaterais de massa muscular.

Unhjem; Nygård; Hoven; et al. (2016) verificaram que idosos atletas de levantamento de peso com prática de treinamento de força ao longo de toda a vida possuem área de secção transversa da coxa superior à de idosos e jovens que não praticam treinamento de força. Entretanto, os autores não reportam a utilização ou não de esteroides anabolizantes,

prática muito comum na respectiva modalidade (CURRY; WAGMAN, 1999), em especial na Noruega em décadas passadas, local onde foi realizado o estudo (SOLBERG, 1982). O mesmo causa grande impacto positivo nas adaptações hipertróficas ao treinamento de força de atletas e idosos (HARTGENS; KUIPERS, 2017; KOURI; POPE; KATZ; et al., 1995; SATO; IEMITSU, 2015). Estes resultados se diferem do presente estudo, no qual os grupos de idosos treinados apresentou massa magra da coxa similar aos idosos controles e jovens controles. Entretanto, deve-se ressaltar que a massa magra da coxa compreende todos os tecidos diferentes de gordura, e que idosos possuem um maior acúmulo de tecido conjuntivo intramuscular que pode ter influenciado os respectivos resultados (ROIG; MACINTYRE; ENG; et al., 2010).

Diferentemente, o índice de massa muscular esquelética é estimado por meio de uma equação desenvolvida para a absorciometria de raio-x de dupla energia em relação ao método de ressonância magnética, o que considera apenas o tecido muscular propriamente dito (KIM; WANG; HEYMSFIELD; et al., 2002). O treinamento de força à longo prazo demonstrou ser eficiente ao aumentar o índice de massa muscular esquelética de jovens e idosos, o que resulta em um quadro clínico de grande importância. Baixos índices de massa muscular esquelética estão relacionados com maior sarcopenia e fragilidade, menor velocidade de caminhada (PUTHUCHEARY; HART, 2014; STOEVER; HEBER; EICHBERG; et al., 2017), menor resistência muscular e cardiopulmonar (HAN; CHANG; LI; et al., 2016), maior dependência de cuidados de enfermagem e maior mortalidade (CHUANG; CHANG; LEE; et al., 2014; PUTHUCHEARY; HART, 2014).

A gordura da coxa, apesar de estudos prévios sugerirem que possa influenciar de maneira negativa a capacidade de o músculo produzir força (por mecanismos bioquímicos e mecânicos, mais informações no tópico 2.1 da revisão de literatura), a mesma não apresentou nenhuma correlação com a taxa de desenvolvimento de força em nenhum dos grupos.

5.6. LIMITAÇÕES DO ESTUDO

O presente estudo apresenta algumas limitações que devem ser mencionadas. Apesar de todos os voluntários dos grupos idosos treinados e jovens treinados praticarem treinamento de força com duração superior a 5 anos e um questionário tenha sido aplicado para entender como as variáveis do treinamento foram controladas durante esse período, em um cenário ideal, a aplicação do teste de 1-RM deveria ser utilizado para caracterização e classificação dos voluntários treinados em relação aos não treinados. Entretanto, limitações de materiais não permitiram a aplicação do respectivo teste. Por outro lado, pode-se ressaltar que estes voluntários praticam o treinamento de força em academias especializadas sob a supervisão e prescrição do treinamento por profissionais de educação física, o que aumenta a validade ecológica do estudo em relação ao realizado na prática.

Outra possível limitação observada é a especificidade das avaliações realizadas em relação aos tipos de exercícios realizados. No treinamento usualmente são realizados exercícios com ações dinâmicas concêntricas e excêntricas em uma grande variedade de exercícios multi e mono articulares (RATAMESS; ALVAR; EVETUCH; et al., 2009). Quando utilizada, a ação isométrica é aplicada com cargas submáximas onde a mesma é sustentada por um período pré-determinado de tempo. O teste de CVIM e de contrações explosivas foi realizado de maneira isométrica contra um aparato imóvel e com curta duração de tempo, o que se difere do praticado pelos grupos de treinamento de força. Apesar de ser importante utilizar múltiplos métodos para avaliação da força (BUCKNER; JESSEE; MATTOCKS; et al., 2017), para se obter medidas fidedignas é importante controlar algumas variáveis que podem levar a um viés destas medidas, tal como a relação torque x ângulo (força x comprimento). Por outro lado, pode-se ressaltar que utilizar um teste específico ao treinamento de força poderia dar vantagem aos grupos treinados, uma vez que o não aprendizado do movimento poderia comprometer os resultados dos grupos não treinados, os quais não são habituados com tais exercícios. Utilizar um teste não específico permite que os resultados sejam atribuídos à performance neuromuscular e não ao controle motor e conhecimento prévio dos testes adotados.

Quanto às limitações estatísticas, a necessidade de comparação entre todos os grupos impossibilitou a aplicação de uma ANOVA *two-way* (idade x treinamento). Ao utilizar este teste, em situações em que

ocorra interação, o *software* SPSS realiza a comparação de acordo com a idade: Jovens (Treinados x Controles) e Idosos (Treinados x Controles); e de acordo com o treinamento: Treinados (Jovens x Idosos) e Controles (Jovens x Idosos). Dessa maneira, não seria possível comparar os grupos jovens treinados com idosos controles e também os grupos jovens controles com idosos treinados. Consequentemente não seria possível obter informações sobre a preservação da taxa de desenvolvimento de força observada nos idosos treinados em relação aos jovens controles, o que pode ser considerado um dos principais achados do estudo. Dessa maneira separar os grupos em apenas um fator (4 grupos) e utilizar o teste ANOVA *one-way* possibilitou tais comparações.

5.7. PERSPECTIVAS PARA NOVOS ESTUDOS

O reduzido desempenho da unidade musculotendínea (i.e., torque em contrações induzidas por estimulação elétrica neuromuscular) de idosos treinados indica que estudos futuros devem se preocupar em entender em especial a respectiva limitação do envelhecimento na capacidade de adaptação ao treinamento de força a longo prazo e buscar estratégias eficientes para contrapor a mesma.

As compreensões das adaptações do treinamento de força sobre mecanismos neuromusculares relacionados à taxa de desenvolvimento de força devem ser explorados com a utilização de métodos de avaliação mais sofisticados. Por exemplo, para maior compreensão de mecanismos neurais a utilização de eletromiografia de alta densidade e técnicas de decomposição permite análise mais robusta acerca do recrutamento de unidades motoras e do *rate coding* (MERLETTI; HOLOBAR; FARINA, 2008; VIGOTSKY; HALPERIN; LEHMAN; et al., 2018). Assim como a utilização da técnica de estimulação magnética transcraniana, possibilita a análise de parâmetros relacionados ao sistema nervoso central, tais como a excitabilidade do trato córtico-espinal, tempo de condução motor central e potencial motor evocado (KOBAYASHI; PASCUAL-LEONE, 2003). Já para maior compreensão dos mecanismos musculotendíneos e sua influência sobre a taxa de desenvolvimento de força após longo período de treinamento de força diferentes métodos robustos podem ser empregados. Por exemplo, a utilização da técnica de ultrassonografia permite análise da arquitetura muscular (KWAH; PINTO; DIONG; et al., 2013) ou então da elastografia que permite maior compreensão sobre a rigidez musculotendínea (SIGRIST; LIAU; KAFFAS; et al., 2017). Já a

biópsia muscular pode fornecer informações sobre a composição dos diferentes tipos de fibras musculares (NILWIK; SNIJDERS; LEENDERS; et al., 2013).

6. CONCLUSÕES

O treinamento de força praticado por longo período de tempo (i.e., >5 anos) é capaz de acarretar em aumentada taxa de desenvolvimento de força de jovens devido à elevada capacidade de ativar as unidades motoras e pela capacidade de a unidade musculotendínea produzir maior torque no início da contração. Este treinamento também é capaz de acarretar em preservação da taxa de desenvolvimento de força de idosos quando comparados com jovens não treinados. Esta preservação é determinada em maior magnitude por mecanismos neurais, uma vez que os idosos treinados são capazes de recrutar suas unidades motoras com eficiência no início da contração, entretanto a capacidade contrátil da unidade musculotendínea é menor em comparação com jovens não treinados. Estes que por sua vez, não recrutam de maneira eficiente suas unidades motoras no início da contração. Os idosos não treinados possuem reduzida taxa de desenvolvimento de força pois não recrutam de maneira eficiente suas unidades motoras e a capacidade contrátil da unidade músculo-tendão é reduzida no início da contração.

Pode-se concluir que o treinamento de força praticado por longo período de tempo acarreta em adaptações neurais e contráteis de jovens. Já para idosos aparentemente há uma maior influência sobre as adaptações neurais. Dessa maneira, este tipo de treinamento deve ser considerado para estas populações, em especial aos idosos, os quais experimentam comprometimentos neuromusculares expressivos e que podem ser atenuados com este tipo de intervenção.

REFERÊNCIAS

AAGAARD, P. Training-Induced Changes in Neural Function. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 31, n. 2, p. 61–67, 2003.

AAGAARD, P. Making muscles “stronger”: Exercise, nutrition, drugs. **Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions**, v. 4, n. 2, p. 165–174, 2004.

AAGAARD, P.; SIMONSEN, E. B.; ANDERSEN, J. L.; MAGNUSSEN, P.; DYHRE-POULSEN, P. Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. **Journal of Applied Physiology**, v. 92, n. 6, p. 2309–2318, 2002a.

AAGAARD, P.; SIMONSEN, E. B.; ANDERSEN, J. L.; MAGNUSSEN, P.; DYHRE-POULSEN, P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal of applied physiology**, v. 93, n. 4, p. 1318–26, out. 2002b.

AAGAARD, P.; SUETTA, C.; CASEROTTI, P.; MAGNUSSEN, S. P.; KJÆR, M. Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: Strength training as a countermeasure. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 20, n. 1, p. 49–64, 2010.

AARE, S. et al. Failed reinnervation in aging skeletal muscle. **Skeletal Muscle**, v. 6, n. 1, p. 29, 2016.

ADAMS, R. Revised Physical Activity Readiness Questionnaire. **Canadian family physician Medecin de famille canadien**, v. 45, 1999.

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.

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

ARAÚJO, L. F. DE; CARVALHO, V. Â. M. DE L. Aspectos Sócio-Históricos e Psicológicos da Velhice. **Mneme - Revista de Humanidades**, v. 6, p. 1–9, 2005.

ARNOLD, P.; BAUTMANS, I. The influence of strength training on muscle activation in elderly persons: A systematic review and meta-analysis. **Experimental gerontology**, v. 58, p. 58–68, 23 jul. 2014.

ARNTH-JENSEN, N.; JABAUDON, D.; SCANZIANI, M. Cooperation between independent hippocampal synapses is controlled by glutamate uptake. **Nature Neuroscience**, v. 5, n. 1097–6256, p. 325–331, 2002.

AUSTIN, S.; ST-PIERRE, J. PGC1 α and mitochondrial metabolism--emerging concepts and relevance in ageing and neurodegenerative disorders. **Journal of cell science**, v. 125, n. Pt 21, p. 4963–4971, 2012.

BAHR, B. A.; BENDISKE, J. The neuropathogenic contributions of lysosomal dysfunction. **Journal of Neurochemistry**, v. 83, n. 3, p. 481–489, 2002.

BALSHAW, T. G.; MASSEY, G. J.; MADEN-WILKINSON, T. M.; TILLIN, N. A.; FOLLAND, J. P. 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.

BEAUCHET, O.; FANTINO, B.; ALLALI, G.; MUIR, S. W.; MONTERO-ODASSO, M.; ANNWEILER, C. Timed up and go test and risk of falls in older adults : a systematic review. **J Nutr Health and Aging**, v. 15, n. 10, p. 6–11, 2011.

BEIJERSBERGEN, C. M. I.; GRANACHER, U.; VANDERVOORT, A. A.; DEVITA, P.; HORTOBÁGYI, T. The biomechanical mechanism of how strength and power training improves walking speed in old adults remains unknown. **Ageing Research Reviews**, v. 12, n. 2, p. 618–627, 2013.

BENTO, P. C. B.; PEREIRA, G.; UGRINOWITSCH, C.; RODACKI, A. L. F. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 5, p. 450–454, 2010.

BERGQUIST, A. J.; WIEST, M. J.; COLLINS, D. F. Motor unit recruitment when neuromuscular electrical stimulation is applied over a nerve trunk compared with a muscle belly: quadriceps femoris. **Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 1, p. 78 LP-89, 2012.

BLAAUW, B.; REGGIANI, C. The role of satellite cells in muscle hypertrophy. **Journal of Muscle Research and Cell Motility**, v. 35, n. 1, p. 3–10, 2014.

BLAKE, G. M.; FOGELMAN, I. The role of DXA bone density scans in the diagnosis and treatment of osteoporosis. **Postgraduate medical journal**, v. 83, n. 982, p. 509–17, 2007.

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.

BOUGEA, A.; PAPADIMAS, G.; PAPADOPOULOS, C.; PARASKEVAS, G.; KALFAKIS, N.; MANTA, P.; KARARIZOU, E. An Age-Related Morphometric Profile of Skeletal Muscle in Healthy Untrained Women. **Journal of Clinical Medicine**, v. 5, n. 11, p. 97, 2016.

BROSKEY, N. T. et al. Skeletal muscle mitochondria in the elderly: Effects of physical fitness and exercise training. **Journal of Clinical Endocrinology and Metabolism**, v. 99, n. 5, p. 1852–1861, 2014.

BRUNNER, F.; SCHMID, A.; SHEIKHZADEH, A.; NORDIN, M.; YOON, J.; FRANKEL, V. Effects of aging on Type II muscle fibers: a systematic review of the literature. **Journal of Aging Physical Activity**, v. 15, n. 3, p. 336–348, 2007.

BUCKNER, S. L.; DANKEL, S. J.; MATTOCKS, K. T.; JESSEE, M. B.; MOUSER, J. G.; COUNTS, B. R.; LOENNEKE, J. P. The problem Of muscle hypertrophy: Revisited. **Muscle and Nerve**, v. 54, n. 6, p. 1012–1014, 2016.

BUCKNER, S. L.; JESSEE, M. B.; MATTOCKS, K. T.; MOUSER, J. G.; COUNTS, B. R.; DANKEL, S. J.; LOENNEKE, J. P. Determining Strength: A Case for Multiple Methods of Measurement. **Sports Medicine**, v. 47, n. 2, p. 193–195, 2017.

BYRNE, C.; FAURE, C.; KEENE, D. J.; LAMB, S. E. Ageing, Muscle Power and Physical Function: A Systematic Review and Implications for Pragmatic Training Interventions. **Sports Medicine**, p. 1–22, 2016.

CADORE, E. L. et al. Neuromuscular adaptations to concurrent training in the elderly: Effects of intrasession exercise sequence. **Age**, v. 35, n. 3, p. 891–903, 2013.

CADORE, E. L.; RODRÍGUEZ-MAÑAS, L.; SINCLAIR, A.; IZQUIERDO, M. Effects of different exercise interventions on risk of falls, gait ability, and balance in physically frail older adults: a systematic review. **Rejuvenation research**, v. 16, n. 2, p. 105–14, 2013.

CARVALHO, C.; CARVALHO, A. Não se deve identificar força explosiva com potência muscular, ainda que existam algumas relações entre ambas. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 6, n. 2, p. 241–248, 2006.

CASEROTTI, P.; AAGAARD, P.; BUTTRUP LARSEN, J.; PUGGAARD, L. Explosive heavy-resistance training in old and very old adults: Changes in rapid muscle force, strength and power. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 18, n. 6, p. 773–782, 2008.

CHAKKALAKAL, J. V.; JONES, K. M.; BASSON, M. A.; BRACK, A. S. The aged niche disrupts muscle stem cell quiescence. **Nature**, v. 490, n. 7420, p. 355–60, 2012.

CHENG, A.; HOU, Y.; MATTSON, M. P. Mitochondria and neuroplasticity. **ASN Neuro**, v. 2, n. 5, p. 243-256, 2010.

CHEUNG, T. H. et al. Molecular regulation of stem cell quiescence. **Nature reviews. Molecular cell biology**, v. 14, n. 6, p. 329–40, 2013.

CHUANG, S. Y.; CHANG, H. Y.; LEE, M. S.; CHIA-YU CHEN, R.; PAN, W. H. Skeletal muscle mass and risk of death in an elderly population. **Nutrition, Metabolism and Cardiovascular Diseases**, v. 24, n. 7, p. 784–791, 2014.

CICILIOT, S.; ROSSI, A. C.; DYAR, K. A.; BLAAUW, B.; SCHIAFFINO, S. Muscle type and fiber type specificity in muscle wasting. **International Journal of Biochemistry and Cell Biology**, v. 45, n. 10, p. 2191–2199, 2013.

CLARK, B. C.; MANINI, T. M. Sarcopenia \neq Dynapenia. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v. 8, n. 63, p. 829–834, 2008.

CLARK, D. J.; FIELDING, R. A. Neuromuscular contributions to age-related weakness. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 67 A, n. 1, p. 41–47, 2012.

CLARK, D. J.; POJEDNIC, R. M.; REID, K. F.; PATTEN, C.; PASHA, E. P.; PHILLIPS, E. M.; FIELDING, R. A. Longitudinal decline of neuromuscular activation and power in healthy older adults. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 68, n. 11, p. 1419–1425, 2013.

COLEMAN, M. Molecular Signaling. How Do Axons Die? **Advances in Genetics**, v. 73, n. C, p. 185–217, 2011.

CONLON, J. A.; NEWTON, R. U.; TUFANO, J. J.; BANYARD, H. G.; HOPPER, A. J.; RIDGE, A. J.; HAFF, G. G. Periodization Strategies in Older Adults. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, n. July, p. 1, 2016.

CONLON, J. A.; NEWTON, R. U.; TUFANO, J. J.; PEÑAILILLO, L. E.; BANYARD, H. G.; HOPPER, A. J.; RIDGE, A. J.; HAFF, G. G. The efficacy of periodised resistance training on neuromuscular adaptation in older adults. **European Journal of Applied Physiology**, p. 1–14, 2017.

CORREA, C. et al. 3 Different types of strength training in older women. **International journal of sports medicine**, v. 33, p. 962–969, 2012.

COUNTS, B. R.; BUCKNER, S. L.; MOUSER, J. G.; DANKEL, S. J.; JESSEE, M. B.; MATTOCKS, K. T.; LOENNEKE, J. P. Muscle growth: To infinity and beyond? **Muscle and Nerve**, 2017.

CSAPO, R.; ALEGRE, L. M. Effects of resistance training with moderate vs heavy loads on muscle mass and strength in the elderly: A meta-analysis. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, p. 1–12, 2015.

CURRY, L. A.; WAGMAN, D. F. Qualitative Description of the Prevalence and Use of Anabolic Androgenic Steroids by United States Powerlifters. **Perceptual and Motor Skills**, v. 88, n. 1, p. 224–233, 1999.

CUYPERS, K.; THIJS, H.; DUQUE, J.; SWINNEN, S. P.; LEVIN, O.; MEESEN, R. L. J. Age-related differences in corticospinal excitability during a choice reaction time task. **Age**, v. 35, n. 5, p. 1705–1719, 2013.

D'ANTONA, G.; PELLEGRINO, M. A.; ADAMI, R.; ROSSI, R.; CARLIZZI, C. N.; CANEPARI, M.; SALTIN, B.; BOTTINELLI, R. The effect of ageing and immobilization on structure and function of human skeletal muscle fibres. **Journal of Physiology-London**, v. 552, n. 2, p. 499–511, 2003.

D'ANTONA, G.; PELLEGRINO, M. A.; CARLIZZI, C. N.; BOTTINELLI, R. Deterioration of contractile properties of muscle fibres in elderly subjects is modulated by the level of physical activity. **European Journal of Applied Physiology**, v. 100, n. 5, p. 603–611, 2007.

DANCEY, C. P.; REIDY, J. **Estatística sem matemática para psicologia**. 3º ed. Porto Alegre: Artmed, 2006. v. 53

DANKEL, S. J.; BUCKNER, S. L.; JESSEE, M. B.; GRANT MOUSER, J.; MATTOCKS, K. T.; ABE, T.; LOENNEKE, J. P. Correlations Do Not Show Cause and Effect: Not Even for Changes in Muscle Size and Strength. **Sports Medicine**, p. 1–6, 2017.

DARBIN, O. The aging striatal dopamine function. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 18, n. 5, p. 426–432, 2012.

DE RUITER, C. J.; KOOISTRA, R. D.; PAALMAN, M. I.; DE HAAN, A. Initial phase of maximal voluntary and electrically stimulated knee extension torque development at different knee angles. **Journal of Applied Physiology**, v. 97, n. 5, p. 1693–1701, 2004.

DEGARDIN, A.; DEVOS, D.; CASSIM, F.; BOURRIEZ, J. L.; DEFEBVRE, L.; DERAMBURE, P.; DEVANNE, H. Deficit of sensorimotor integration in normal aging. **Neuroscience Letters**, v. 498, n. 3, p. 208–212, 2011.

DESCHENES, M. R. Effects of aging on muscle fibre type and size. **Sports medicine**, v. 34, n. 12, p. 809–824, 2004.

DESCHENES, M. R. Motor unit and neuromuscular junction remodeling with aging. **Current aging science**, v. 4, n. 3, p. 209–20, dez. 2011.

DI IORIO, A. et al. Markers of inflammation, Vitamin E and peripheral nervous system function. The InCHIANTI study. **Neurobiology of Aging**, v. 27, n. 9, p. 1280–1288, 2006.

DITROILO, M.; CULLY, L.; BOREHAM, C. A. G.; DE VITO, G. Assessment of musculo-articular and muscle stiffness in young and older men. **Muscle and Nerve**, v. 46, n. 4, p. 559–565, 2012.

DO CARMO, E. C.; JUNIOR, C. R. B.; FERNANDES, T.; BARRETTI, D.; SOARES, S. F.; JUNIOR, N. D. DA S.; UCHIDA, M. C.; BRUM, P. C.; DE OLIVEIRA, E. M. The role of anabolic steroids on hypertrophy and muscular strength in aerobic resistance and strength training. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 17, n. 3, p. 212–217, 2011.

DOTAN, R.; JENKINS, G.; O'BRIEN, T. D.; HANSEN, S.; FALK, B. Torque-onset determination: Unintended consequences of the threshold method. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 31, n. September, p. 7–13, 2016.

EDWÉN, C. E.; THORLUND, J. B.; MAGNUSSON, S. P.; SLINDE, F.; SVANTESSON, U.; HULTHÉN, L.; AAGAARD, P. Stretch-shortening cycle muscle power in women and men aged 18-81 years: Influence of age and gender. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, p. 1–10, 2013.

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

EMA, R.; SAITO, M.; OHKI, S.; TAKAYAMA, H.; YAMADA, Y.; AKAGI, R. Association between rapid force production by the plantar flexors and balance performance in elderly men and women. **Age**, v. 38, n. 5–6, p. 475–483, 2016.

ENOKA, R. M. **Neuromechanics of human movement**. 4. ed. Human Kinetics. 2008.

- FARINATTI, P. DE T. V. Teorias biológicas do envelhecimento: do genético ao estocástico. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, p. 129–138, 2002.
- 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, 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.
- FRONTERA, W. R.; MEREDITH, C. N.; O'REILLY, K. P.; KNUTTGEN, H. G.; EVANS, W. J. Strength Conditioning in older men: Skeletal muscle hypertrophy and improved function. **The American Physiological Society**, p. 1038–1044, 1988.
- FRONTERA, W. R.; SUH, D.; KRIVICKAS, L. S.; HUGHES, V. A.; GOLDSTEIN, R.; ROUBENOFF, R. Skeletal muscle fiber quality in older men and women. **American journal of physiology. Cell physiology**, v. 279, n. 3, p. C611–C618, 2000.
- FUJIYAMA, H.; HINDER, M. R.; SCHIMIDT, M. W.; TANDONNET, C.; GARRY, M. I.; SUMMERS, J. J. Age-related Differences in Corticomotor Excitability and Inhibitory Processes during a Visuomotor Reaction Time Task. **Journal of Cognitive Neuroscience**, v. 24, n. 5, p. 1253–63, 2012.
- GOODPASTER, B. et al. The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: the health, aging and body composition study. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 61, n. 10, p. 1059–1064, 2006.
- GORDON, T.; HEGEDUS, J.; TAM, S. L. Adaptive and Maladaptive Motor Axonal Sprouting in Aging and Motoneuron Disease. **Neurological research**, v. 26, n. 2, p. 174–85, 2004.
- GOUSPILLOU, G.; PICARD, M.; GODIN, R.; BURELLE, Y.; HEPPLER, R. T. Role of peroxisome proliferator-activated receptor gamma coactivator

1- α (PGC-1 α) in denervation-induced atrophy in aged muscle: facts and hypotheses. **Longevity & healthspan**, v. 2, n. 1, p. 13, 2013.

GUIZELINI, P. DE C.; AGUIAR, R. A.; DENADAI, B. S.; CAPUTO, F.; GRECO, C. C. 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. In press, 2017.

HAFF, G. G.; TRIPLETT, N. T. **Essentials of Strength Training and Conditioning**. 4. ed. Human Kinetics Books, Champaign, Ill., 2015.

HÄKKINEN, K. et al. Changes in muscle morphology, electromyographic activity, and force production characteristics during progressive strength training in young and older men. **Journal of Gerontology: Biological Sciences**, v. 53, n. 6, p. 415–423, 1998.

HÄKKINEN, K.; KALLINEN, M.; IZQUIERDO, M.; JOKELAINEN, K.; LASSILA, H.; MÄLKIÄ, E.; KRAEMER, W. J.; NEWTON, R. U.; ALEN, M. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 84, n. 4, p. 1341–1349, 1998.

HÄKKINEN, K.; KRAEMER, W. J.; NEWTON, R. U.; ALEN, M. 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 Scand**, v. 171, n. 1, p. 51–62, 2001.

HAN, D. S.; CHANG, K. V.; LI, C. M.; LIN, Y. H.; KAO, T. W.; TSAI, K. S.; WANG, T. G.; YANG, W. S. Skeletal muscle mass adjusted by height correlated better with muscular functions than that adjusted by body weight in defining sarcopenia. **Scientific Reports**, v. 6, n. June 2015, p. 1–8, 2016.

HANNAH, R.; FOLLAND, J. P. Muscle-tendon unit stiffness does not independently affect voluntary explosive force production or muscle intrinsic contractile properties. **Applied physiology, nutrition, and metabolism**, v. 40, n. 1, p. 87–95, 2015.

HARTGENS, F.; KUIPERS, H. Effects of androgenic - anabolic steroids in athletes. **Sports Medicine**, v. 34, n. 8, p. 1–2, 2017.

HARTHOLT, K. A.; VAN BEECK, E. F.; POLINDER, S.; VAN DER VELDE, N.; VAN LIESHOUT, E. M. M.; PANNEMAN, M. J. M.; VAN DER CAMMEN, T. J. M.; PATKA, P. Societal consequences of falls in the older population: injuries, healthcare costs, and long-term reduced quality of life. **The Journal of trauma**, v. 71, n. 3, p. 748–753, 2011.

HAUG, H.; EGGERS, R. Morphometry of the human cortex cerebri and corpus striatum during aging. **Neurobiology of Aging**, v. 12, n. 4, p. 336–338, 1991.

HAYASHI, M.; YAMASHITA, A.; SHIMIZU, K. Somatostatin and brain-derived neurotrophic factor mRNA expression in the primate brain: Decreased levels of mRNAs during aging. **Brain Research**, v. 749, n. 2, p. 283–289, 1997.

HEPPLE, R. T. Impact of aging on mitochondrial function in cardiac and skeletal muscle. **Free Radical Biology and Medicine**, v. 98, p. 177–186, 2016.

HEPPLE, R. T.; RICE, C. L. Innervation and neuromuscular control in ageing skeletal muscle. **Journal of Physiology**, v. 0, p. 1–14, 2015.
HERBST, A.; WANAGAT, J.; CHEEMA, N.; WIDJAJA, K.; MCKENZIE, D.; AIKEN, J. M. Latent mitochondrial DNA deletion mutations drive muscle fiber loss at old age. **Aging Cell**, p. 1–8, 2016.

HERZOG, W. Mechanisms of enhanced force production in lengthening (eccentric) muscle contractions. **Journal of applied physiology**, v. 116, n. 11, p. 1407–17, 2013.

HOPKINS, W. G. Measures of reliability in sports medicine and science. **Sports medicine**, v. 30, n. 1, p. 1–15, 2000.

HOPKINS, W. G. **Spreadsheets for analysis of validity and reliability**. Disponível em: <sportsci.org/2015/ValidRely.htm>.

HORTOBÁGYI, T.; FINCH, A.; SOLNIK, S.; RIDER, P.; DE VITA, P. Association between muscle activation and metabolic cost of walking in young and old adults. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 66 A, n. 5, p. 541–547, 2011.

HOURIGAN, M. L.; MCKINNON, N. B.; JOHNSON, M.; RICE, C. L.; STASHUK, D. W.; DOHERTY, T. J. Increased motor unit potential shape variability across consecutive motor unit discharges in the tibialis anterior and vastus medialis muscles of healthy older subjects. **Clinical Neurophysiology**, v. 126, n. 12, p. 2381–2389, 2015.

IDOATE, F. et al. Adipose tissue compartments, muscle mass, muscle fat infiltration, and coronary calcium in institutionalized frail nonagenarians. **European Radiology**, v. 25, n. 7, p. 2163–2175, 2015.

IZQUIERDO, M. Differential effects of strength training leading to failure versus not to failure on hormonal responses, strength, and muscle power gains. **Journal of Applied Physiology**, v. 100, n. 5, p. 1647–1656, 2006.

IZQUIERDO, M.; AGUADO, X.; GONZALEZ, R.; LÓPEZ, J. L.; HÄKKINEN, K. Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 79, n. 3, p. 260–267, 1999.

IZQUIERDO, M.; RODRIGUEZ-MAÑAS, L.; CASAS-HERRERO, A.; MARTINEZ-VELILLA, N.; CADORE, E. L.; SINCLAIR, A. J. Is It Ethical Not to Prescribe Physical Activity for the Elderly Frail? **Journal of the American Medical Directors Association**, v. 17, n. 9, p. 779–781, 2016.

JANG, Y. C.; REMMEN, H. VAN. Age-associated alterations of neuromuscular junction. **Experimental gerontology**, v. 46, n. 2–3, p. 193–198, 2011.

JENKINS, N. D. M. et al. Four weeks of high- versus low-load resistance training to failure on the rate of torque development, electromechanical delay, and contractile twitch properties. **Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions**, v. 16, n. 2, p. 135–144, 2016.

JIN, K. Modern Biological Theories of Aging. **Aging and disease**, v. 1, n. 2, p. 72–74, 2010.

JOANISSE, S.; NEDERVEEN, J. P.; SNIJDERS, T.; MCKAY, B. R.; PARISE, G. Skeletal Muscle Regeneration, Repair and Remodelling in Aging: The Importance of Muscle Stem Cells and Vascularization. **Gerontology**, 2016.

JOHNSON, S. T.; KIPP, K.; NORCROSS, M. F.; HOFFMAN, M. A. Spinal and supraspinal motor control predictors of rate of torque development. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 25, n. 5, p. 623–629, 2015.

KANG, C.; JI, L. L. Role of PGC-1 α in muscle function and aging. **Journal of Sport and Health Science**, v. 2, n. 2, p. 81–86, 2013.

KANNUS, P.; PARKKARI, J.; KOSKINEN, S.; ET AL. FALL-induced injuries and deaths among older adults. **Jama**, v. 281, n. 20, p. 1895–1899, 1999.

KENDRICK, D. et al. Exercise for reducing fear of falling in older people living in the community. **Cochrane Library**, n. 11, p. 1–94, 2014.

KIM, J.; WANG, Z.; HEYMSFIELD, S. B.; BAUMGARTNER, R. N.; GALLAGHER, D. Total-body skeletal muscle mass: estimation by a new dual-energy X-ray absorptiometry method. **The American journal of Clinical Nutrition**, v. 76, n. 2, p. 378–383, 2002.

KJOLHEDE, T.; VISSING, K.; LANGESKOV-CHRISTENSEN, D.; STENAGER, E.; PETERSEN, T.; DALGAS, U. Relationship between muscle strength parameters and functional capacity in persons with mild to moderate degree multiple sclerosis. **Multiple Sclerosis and Related Disorders**, v. 4, n. 2, p. 151–158, 2015.

KLASS, M.; BAUDRY, S.; DUCHATEAU, J. Age-related decline in rate of torque development is accompanied by lower maximal motor unit discharge frequency during fast contractions. **Journal of Applied Physiology**, v. 104, n. 3, p. 739–746, 2008.

KOBAYASHI, M.; PASCUAL-LEONE, A. Transcranial magnetic stimulation in neurology. **The Lancet Neurology**, v. 2, n. 3, p. 145–156, 2003.

KOBAYASHI, Y.; UEYASU, Y.; YAMASHITA, Y.; AKAGI, R. Effects of 4 Weeks of Explosive-type Strength Training for the Plantar Flexors on the Rate of Torque Development and Postural Stability in Elderly Individuals. **International Journal of Sports Medicine**, 2015.

KONRAD, P. The ABC of EMG. n. March, p. 1–61, 2006.

KOURI, E. M.; POPE, H. G.; KATZ, D. L.; OLIVA, P. Fat-free mass index in users and nonusers of anabolic-androgenic steroids. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 5, n. 4, p. 223–8, 1995.

KOVACIC, U.; SKETELJ, J.; BAJROVIĆ, F. F. Chapter 26: Age-related differences in the reinnervation after peripheral nerve injury. **International review of neurobiology**, v. 87, n. 9, p. 465–82, 2009.

KRAUSE NETO, W.; MAIFRINO, L. B. M.; GAMA, E. F. Resistance training and androgenic anabolic steroids on aged skeletal muscles: A review about methodological approaches. **Journal of Morphological Sciences**, v. 28, n. 3, p. 145–151, 2011.

KRIVICKAS, L. S.; SUH, D.; WILKINS, J.; HUGHES, V. A.; ROUBENOFF, R.; FRONTERA, W. R. Age- and gender-related differences in maximum shortening velocity of skeletal muscle fibers. **American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists**, v. 80, n. 6, p. 447-455–7, 2001.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; ITO, M.; FUKUNAGA, T. Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 91, n. 1, p. 26–32, 2001.

KWAH, L. K.; PINTO, R. Z.; DIONG, J.; HERBERT, R. D. Reliability and validity of ultrasound measurements of muscle fascicle length and pennation in humans: a systematic review. **Journal of Applied Physiology**, v. 114, n. 6, p. 761–769, 2013.

LACRAZ, G.; ROULEAU, A. J.; COUTURE, V.; SÖLLRARD, T.; DROUIN, G.; VEILLETTE, N.; GRANDBOIS, M.; GRENIER, G. Increased stiffness in aged skeletal muscle impairs muscle progenitor cell proliferative activity. **PLoS ONE**, v. 10, n. 8, p. 1–13, 2015.

LAKE, D. A. Neuromuscular electrical stimulation. An overview and its application in the treatment of sports injuries. **Sports Medicine**, v. 13, n. 5, p. 320–336, 1992.

LEYVA, A.; BALACHANDRAN, A.; SIGNORILE, J. F. Lower-Body Torque and Power Declines Across Six Decades in Three Hundred Fifty-Seven Men and Women: A Cross-sectional Study With Normative Values. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 30, n. 1, p. 141–158, 2016.

LI, Y.; LEE, Y. IL; THOMPSON, W. J. Changes in aging mouse neuromuscular junctions are explained by degeneration and regeneration of muscle fiber segments at the synapse. **Journal of Neuroscience**, v. 31, n. 42, p. 14910–9, 2011.

LIBARDI, C. A.; SOUZA, T. M. F.; CONCEIÇÃO, M. S.; CHACON-MIKAHIL, M. P. T.; UGRINOWITSCH, C.; BONGANHA, V.; FAZOLIN, M. F.; DE MORAES, A. C.; CAVAGLIERI, C. R. The number of sessions required to stabilize peak torque and rate of torque development in isometric contractions in young, middle-age and older individuals. **Isokinetics and Exercise Science**, v. 24, n. 2, p. 165–170, 2016.

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

LIXANDRÃO, M. E. et al. Time Course of Resistance Training-Induced Muscle Hypertrophy in the Elderly. **Journal of strength and conditioning research**, v. 30, n. 1, p. 159–63, 2016.

LOONEY, D. P. et al. Electromyographical and Perceptual Responses to Different Resistance Intensities in a Squat Protocol. **Journal of Strength and Conditioning Research**, p. 1, 2015.

LOPES, P. B.; PEREIRA, G.; LODOVICO, A.; BENTO, P. C. B.; RODACKI, A. L. F. Strength and Power Training Effects on Lower Limb Force, Functional Capacity and Static and Dynamic Balance in Older Female Adults. **Rejuvenation research**, v. 19, n. 5, p. 385–393, 2015.

LOWE, D. A.; THOMAS, D. D.; THOMPSON, L. V. Force generation, but not myosin ATPase activity, declines with age in rat muscle fibers.

American Journal of Physiology. Cell Physiology, v. 283, n. 1, p. C187-92, 2002.

LUCA, C. J. DE. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics.

Journal of Applied Biomechanics, v. 13, p. 135-163, 1997.

MADARO, L.; LATELLA, L. Forever young: Rejuvenating muscle satellite cells. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v. 7, n. MAR, p. 2014-2016, 2015.

MAFFIULETTI, N. A.; AAGAARD, · PER; BLAZEVIČH, A. J.; FOLLAND, J.; TILLIN, N.; DUCHATEAU, J. Rate of force development: physiological and methodological considerations. **European Journal of Applied Physiology**, 2016.

MALENFANT, P.; JOANISSE, D.; THÉRIAULT, R.; GOODPASTER, B.; KELLEY, D.; SIMONEAU, J.-A. Fat content in individual muscle fibers of lean and obese subjects. **International Journal of Obesity**, v. 25, p. 1316-1321, 2001.

MANGINE, G. T. et al. Resistance training intensity and volume affect changes in rate of force development in resistance-trained men. **European Journal of Applied Physiology**, v. 116, n. 11-12, p. 2367-2374, 2016.

MANINI, T. M.; CLARK, B. C. Dynapenia and aging: An update. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 67 A, n. 1, p. 28-40, 2012.

MANINI, T. M.; HONG, S. L.; CLARK, B. C. Aging and muscle: a neuron's perspective. **Current Opinion in Clinical Nutrition & Metabolic Care**, v. 16, n. 1, p. 1-10, 2013.

MARNER, L.; NYENGAARD, J. R.; TANG, Y.; PAKKENBERG, B. Marked loss of myelinated nerve fibers in the human brain with age. **Journal of Comparative Neurology**, v. 462, n. 2, p. 144-152, 2003.

MATTSON, M. P.; MAGNUS, T. Aging and Neuronal Vulnerability. **Nature Reviews, Neuroscience**, v. 7, n. 4, p. 278-294, 2006.

MAUGHAN, R. J.; WATSON, J. S.; WEIR, J. Strength and cross-sectional area of human skeletal muscle. **The Journal of physiology**, v. 338, p. 37–49, 1983.

MCKAY, B. R.; OGBORN, D. I.; BAKER, J. M.; TOTH, K. G.; TARNOPOLSKY, M. A.; PARISE, G. Elevated SOCS3 and altered IL-6 signaling is associated with age-related human muscle stem cell dysfunction. **American journal of physiology. Cell physiology**, v. 304, n. 8, p. C717-28, 2013.

MCKINNON, N. B.; CONNELLY, D. M.; RICE, C. L.; HUNTER, S. W.; DOHERTY, T. J. 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, 2017.

MCKINNON, N. B.; MONTERO-ODASSO, M.; DOHERTY, T. J. Motor unit loss is accompanied by decreased peak muscle power in the lower limb of older adults. **Experimental Gerontology**, v. 70, p. 111–118, 2015.

MERLETTI, R.; HOLOBAR, A.; FARINA, D. Analysis of motor units with high-density surface electromyography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, n. 6, p. 879–890, 2008.

MILJKOVIC, N.; LIM, J.-Y.; MILJKOVIC, I.; FRONTERA, W. R. Aging of Skeletal Muscle Fibers. **Annals of Rehabilitation Medicine**, v. 39, n. 2, p. 155, 2015.

MILLER, M. S.; CALLAHAN, D. M.; TOTH, M. J. Skeletal muscle myofilament adaptations to aging, disease and disuse and their effects on whole muscle performance in older adult humans. **Frontiers in Physiology**, v. 5, n. SEP, p. 1–15, 2014.

MISGELD, T. Lost in elimination: mechanisms of axonal loss. **e-Neuroforum**, v. 2, n. 2, p. 21–34, 2011.

MOEN, R. J.; KLEIN, J. C.; THOMAS, D. D. Electron Paramagnetic Resonance Resolves Effects of Oxidative Stress on Muscle Proteins. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 42, n. 1, p. 30–36, 2014.

MORITANI, T.; DEVRIES, H. A. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. **American Journal of Physical Medicine**, v. 58, n. 3, p. 115–130, 1979.

MOURA, B. M.; BEZERRA, E. D. S.; ORSSATTO, L. B. DA R.; SAKUGAWA, R. L.; DIEFENTHAELER, F. Prediction of one repetition maximum for 45° leg press in untrained and trained elderly adults. **Journal of Exercise Physiology Online**, v. 19, n. 3, p. 35–41, 2016.

MOURA, B. M. DE; SAKUGAWA, R. L.; ORSSATTO, L. B. DA R.; LIMA, L. A. P. DE; PINTO, R. S.; WALKER, S.; DIEFENTHAELER, F. Functional capacity improves in-line with neuromuscular performance after 12 weeks of non-linear periodization strength training in the elderly. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. in press, 2017.

MUGNAINI, R. Indicadores bibliométricos da produção científica brasileira : uma análise a partir da base Pascal. **Ciência da Informação**, v. 46, n. 1, p. 123–131, 2004.

NACLERIO, F.; RODRÍGUEZ-ROMO, G.; BARRIOPEDRO-MORO, M. I.; JIMÉNEZ, A.; ALVAR, B. A.; TRIPLETT, N. T. Control of resistance training intensity by the Omni perceived exertion scale. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 0, n. 0, p. 1–10, 2011.

NAGAI, K.; OKITA, Y.; OGAYA, S.; TSUBOYAMA, T. Effect of higher muscle coactivation on standing postural response to perturbation in older adults. **Aging Clinical and Experimental Research**, p. 1–7, 2016.

NARICI, M.; FRANCHI, M.; MAGANARIS, C. Muscle structural assembly and functional consequences. **Journal of Experimental Biology**, v. 219, n. 2, p. 276–284, 2016.

NARICI, M. V.; ROI, G. S.; LANDONI, L.; MINETTI, A. E.; CERRETELLI, P. 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.

NARICI, M. V.; MAFFULLI, N.; MAGANARIS, C. N. Ageing of human muscles and tendons. **Disability and rehabilitation**, v. 30, n. 20–22, p. 1548–1554, 2008.

NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. N.; REEVES, N. D.; CAPODAGLIO, P. Effect of Aging on Human Muscle Architecture. **Journal of Applied Physiology**, v. 95, n. 6, p. 2229–2234, 2003.

NASCIMENTO, D. DA C. et al. Classification of pro-inflammatory status for interleukin-6 affects relative muscle strength in obese elderly women. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 27, n. 6, p. 791–797, 2015.

NILWIK, R.; SNIJDERS, T.; LEENDERS, M.; GROEN, B. B. L.; VAN KRANENBURG, J.; VERDIJK, L. B.; VAN LOON, L. J. C. The decline in skeletal muscle mass with aging is mainly attributed to a reduction in type II muscle fiber size. **Experimental Gerontology**, v. 48, n. 5, p. 492–498, 2013.

OCHALA, J.; FRONTERA, W. R.; DORER, D. J.; VAN HOECKE, J.; KRIVICKAS, L. S. Single skeletal muscle fiber elastic and contractile characteristics in young and older men. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 62, n. 4, p. 375–381, 2007.

OLIVEIRA, F. B. D.; OLIVEIRA, A. S. C.; RIZATTO, G. F.; DENADAI, B. S. Resistance training for explosive and maximal strength: Effects on early and late rate of force development. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 12, n. 3, p. 402–408, 2013.

OPALACH, K.; RANGARAJU, S.; MADORSKY, I.; LEEUWENBURGH, C.; NOTTERPEK, L. Lifelong calorie restriction alleviates age-related oxidative damage in peripheral nerves. **Rejuvenation research**, v. 13, n. 1, p. 65–74, 2010.

ORSSATTO, L. B. DA R.; MOURA, B. M.; SAKUGAWA, R. L.; RADAELLI, R.; DIEFENTHAELER, F. Leg press exercise can reduce functional hamstring:quadriceps ratio in the elderly. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, p. 1–6, 2017.

ORTEGA, J. D.; FARLEY, C. T. Effects of aging on mechanical efficiency and muscle activation during level and uphill walking. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 25, n. 1, p. 193–198, 2015.

ÖZTÜRK, G.; CENGİZ, N.; ERDOĞAN, E.; HIM, A.; OĞUZ, E. K.; YENİDÜNYA, E.; AYŞIT, N. Two distinct types of dying back axonal degeneration in vitro. **Neuropathology and Applied Neurobiology**, v. 39, n. 4, p. 362–376, 2013.

PALACIOS, D. et al. TNF/p38 alpha/Polycomb signalling to Pax7 locus in satellite cells links inflammation to the epigenetic control of muscle regeneration. **Cell Stem Cell**, v. 7, n. 4, p. 455–469, 2010.

PANNESE, E. Morphological changes in nerve cells during normal aging. **Brain Structure and Function**, v. 216, n. 2, p. 85–89, 2011.

PETERSON, M. D.; RHEA, M. R.; SEN, A.; GORDON, P. M. Resistance exercise for muscular strength in older adults: A meta-analysis. **Ageing Research Reviews**, v. 9, n. 3, p. 226–237, 2010.

PETERSON, M. D.; SEN, A.; GORDON, P. M. Influence of Resistance Exercise on Lean Body Mass in Aging Adults: A Meta-Analysis. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 43, n. 2, p. 249–258, 2012.

PIASECKI, M.; IRELAND, A.; JONES, D. A.; MCPHEE, J. S. Age-dependent motor unit remodelling in human limb muscles. **Biogerontology**, v. 17, n. 3, p. 485–496, 2016.

PIJNAPPELS, M.; VAN DER BURG, J. C. E.; REEVES, N. D.; VAN DIEËN, J. H. Identification of elderly fallers by muscle strength measures. **European Journal of Applied Physiology**, v. 102, n. 5, p. 585–592, 2008.

POWER, G. A.; ALLEN, M. D.; BOOTH, W. J.; THOMPSON, R. T.; MARSH, G. D.; RICE, C. L. The influence on sarcopenia of muscle quality and quantity derived from magnetic resonance imaging and neuromuscular properties. **Age**, v. 36, n. 3, p. 1377–1388, 2014.

POWERS, S. K.; HOWLEY, E. T. **Exercise Physiology: Theory and Application to Fitness and Performance**. 8. ed. McGraw-Hill Humanities/Social Sciences, 2011.

PUTHUCHEARY, Z. A.; HART, N. Skeletal muscle mass and mortality - but what about functional outcome? **Critical Care**, v. 18, n. 1, p. 12–14, 2014.

RAHEMI, H.; NIGAM, N.; WAKELING, J. M. The effect of intramuscular fat on skeletal muscle mechanics: implications for the elderly and obese. **Journal of the Royal Society, Interface / the Royal Society**, v. 12, n. 109, p. 20150365-, 2015.

RATAMESS, A.; ALVAR, B. A.; EVETECH, T. K.; HOUSH, T. J.; KIBLER, W. BEN; KRAEMER, W. J.; TRIPLETT, N. T. Progression models in resistance training for healthy adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 41, n. 3, p. 687–708, 2009.

RECH, A.; RADAELLI, R.; GOLTZ, F. R.; DA ROSA, L. H. T.; SCHNEIDER, C. D.; PINTO, R. S. Echo intensity is negatively associated with functional capacity in older women. **Age**, v. 36, n. 5, 2014.

REEVES, N. D.; MAGANARIS, C. N.; LONGO, S.; NARICI, M. V. Differential adaptations to eccentric versus conventional resistance training in older humans. **Experimental physiology**, v. 94, n. 7, p. 825–833, 2009.

REEVES, N. D.; NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. N. Strength training alters the viscoelastic properties of tendons in elderly humans. **Muscle and Nerve**, v. 28, n. 1, p. 74–81, 2003a.

REEVES, N. D.; NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. N. Effect of Resistance Training on Skeletal Muscle Specific Force in Elderly Humans. **Journal of applied physiology**, v. 44, n. 0, 2003b.

REEVES, N. D.; NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. N. Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. **Journal of applied physiology**, p. 885–892, 2004.

ROBERTSON, R. J.; GOSS, F. L.; RUTKOWSKI, J.; LENZ, B.; DIXON, C.; TIMMER, J.; FRAZEE, K.; DUBE, J.; ANDREACCI, J. Concurrent validation of the OMNI perceived exertion scale for resistance exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 2, p. 333–341, 2003.

ROCHA, L. M.; MIRÓ, A.; SCHNEIDER, R. H.; GOMES DA SILVA, I.; SCHWANKE, C. H. A. An overview about geriatrics and aging in Brazil. **NPG Neurologie - Psychiatrie - Gériatrie**, v. 10, n. 59, p. 220–224, 2010.

ROIG, M.; MACINTYRE, D. L.; ENG, J. J.; NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. N.; REID, W. D. Preservation of eccentric strength in older adults: Evidence, mechanisms and implications for training and rehabilitation. **Experimental Gerontology**, v. 45, n. 6, p. 400–409, 2010.

ROUDSARI, B. S.; EBEL, B. E.; CORSO, P. S.; MOLINARI, N.-A. M.; KOEPESELL, T. D. The acute medical care costs of fall-related injuries among the U.S. older adults. **International Journal of the Care of the Injured**, v. 36, n. 11, p. 1316–1322, 2005.

RUSS, D. W.; GRANDY, J. S.; TOMA, K.; WARD, C. W. Ageing, but not yet senescent, rats exhibit reduced muscle quality and sarcoplasmic reticulum function. **Acta Physiologica**, v. 201, n. 3, p. 391–403, 2011.

RUSS, D. W.; GREGG-CORNELL, K.; CONAWAY, M. J.; CLARK, B. C. Evolving concepts on the age-related changes in “muscle quality”. **Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle**, v. 3, n. 2, p. 95–109, 2012.

RYGIEL, K. A.; PICARD, M.; TURNBULL, D. M. The ageing neuromuscular system and sarcopenia - A mitochondrial perspective. **The Journal of physiology**, v. 0, p. 1–14, 2016.

SALAT, D. H.; BUCKNER, R. L.; SNYDER, A. Z.; GREVE, D. N.; DESIKAN, R. S. R.; BUSA, E.; MORRIS, J. C.; DALE, A. M.; FISCHL, B. Thinning of the cerebral cortex in aging. **Cerebral Cortex**, v. 14, n. 7, p. 721–730, 2004.

SALE, D. G. Neural Adaptation to Strength Training. **Strength and Power in Sport**, p. 281–314, 2008.

SANTOS, S. S. C. Envelhecimento : Visão De Filósofos Da Antigüidade Oriental E Ocidental. **Revista RENE**, v. 2, n. 1, p. 88–94, 2001.

SANTOS, S. G. DOS. **Métodos e técnicas de pesquisa quantitativa aplicadas à educação física**. 1. ed. Florianópolis: Tribo da Ilha, 2011.

SATO, K.; IEMITSU, M. Exercise and sex steroid hormones in skeletal muscle. **Journal of Steroid Biochemistry and Molecular Biology**, v. 145, p. 200–205, 2015.

SATTIN, R. W.; LAMBERT HUBER, D. A.; DEVITO, C. A.; RODRIGUEZ, J. G.; ROS, A.; BACCHELLI, S.; STEVENS, J. A.; WAXWEILER, R. J. The incidence of fall injury events among the elderly in a defined population. **American journal of epidemiology**, v. 131, n. 6, p. 1028–37, 1990.

SCANLON, T. C.; FRAGALA, M. S.; STOUT, J. R.; EMERSON, N. S.; BEYER, K. S.; OLIVEIRA, L. P.; HOFFMAN, J. R. Muscle architecture and strength: adaptations to short-term resistance training in older adults. **Muscle & nerve**, v. 49, n. 4, p. 584–92, abr. 2014.

SCHAPPACHER-TILP, G.; LEONARD, T.; DESCH, G.; HERZOG, W. A Novel Three-Filament Model of Force Generation in Eccentric Contraction of Skeletal Muscles. **Plos One**, v. 10, n. 3, p. 1–16, 2015.

SCHETTINO, L.; LUZ, C. P. N.; DE OLIVEIRA, L. E. G.; DE ASSUNÇÃO, P. L.; DA SILVA COQUEIRO, R.; FERNANDES, M. H.; BROWN, L. E.; MACHADO, M.; PEREIRA, R. Comparison of explosive force between young and elderly women: Evidence of an earlier decline from explosive force. **Age**, v. 36, n. 2, p. 893–898, 2014.

SCHOENFELD, B. J. The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. **Journal of strength and conditioning research**, v. 24, n. 10, p. 2857–2872, 2010.

SCHOENFELD, B. J. Does exercise-induced muscle damage play a role in skeletal muscle hypertrophy? **Journal of strength and conditioning research**, v. 26, n. 5, p. 1441–53, 2012.

SCHOENFELD, B. J. Potential mechanisms for a role of metabolic stress in hypertrophic adaptations to resistance training. **Sports Medicine**, v. 43, n. 3, p. 179–194, 2013.

SCHOENFELD, B. J.; WILSON, J. M.; LOWERY, R. P.; KRIEGER, J. W. Muscular adaptations in low- versus high-load resistance training: A meta-analysis. **European journal of sport science**, v. 1391, n. January, p. 1–10, 2014.

SCHWENZER, N. F.; MARTIROSIAN, P.; MACHANN, J.; SCHRAML, C.; STEIDLE, G.; CLAUSSEN, C. D.; SCHICK, F. Aging effects on human calf muscle properties assessed by MRI at 3 Tesla. **Journal of Magnetic Resonance Imaging**, v. 29, n. 6, p. 1346–1354, 2009.

SELMAN, C.; BLOUNT, J. D.; NUSSEY, D. H.; SPEAKMAN, J. R. Oxidative damage, ageing, and life-history evolution: Where now? **Trends in Ecology and Evolution**, v. 27, n. 10, p. 570–577, 2012.

SEYNNES, O. R.; ERSKINE, R. M.; MAGANARIS, C. N.; LONGO, S.; SIMONEAU, E. M.; GROSSET, J. F.; NARICI, M. V. Training-induced changes in structural and mechanical properties of the patellar tendon are related to muscle hypertrophy but not to strength gains. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 107, n. 2, p. 523–530, 2009.

SHUTT, T. E.; MCBRIDE, H. M. Staying cool in difficult times: Mitochondrial dynamics, quality control and the stress response. **Biochimica et Biophysica Acta - Molecular Cell Research**, v. 1833, n. 2, p. 417–424, 2013.

SIGRIST, R. M. S.; LIAU, J.; KAFFAS, A. EL; CHAMMAS, M. C.; WILLMANN, J. K. Ultrasound elastography: Review of techniques and clinical applications. **Theranostics**, v. 7, n. 5, p. 1303–1329, 2017.

SKELTON, D. A; GREIG, C. A; DAVIES, J. M.; YOUNG, A. Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65-89 years. **Age and ageing**, v. 23, n. 5, p. 371–377, 1994.

SOLBERG, S. Anabolic steroids and Norwegian weightlifters. **British journal of sports medicine**, v. 16, n. 3, p. 169–171, 1982.

STEIB, S.; SCHOENE, D.; PFEIFER, K. Dose-response relationship of resistance training in older adults: A meta-analysis. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 42, n. 5, p. 902–914, 2010.

STEVENS, J. A.; CORSO, P. S.; FINKELSTEIN, E. A.; MILLER, T. R. The costs of fatal and non-fatal falls among older adults. **Injury Prevention**, v. 12, n. 5, p. 290–295, 2006.

STOEVER, K.; HEBER, A.; EICHBERG, S.; BRIXIUS, K. Sarcopenia and Predictors of Skeletal Muscle Mass in Elderly Men With and Without Obesity. **Gerontology and Geriatric Medicine**, v. 3, p. 233372141771363, 2017.

STRAIGHT, C. R.; LINDHEIMER, J. B.; BRADY, A. O.; DISHMAN, R. K.; EVANS, E. M. Effects of Resistance Training on Lower-Extremity Muscle Power in Middle-Aged and Older Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 46, n. 3, p. 353–364, 2015.

SUETTA, C.; AAGAARD, P.; ROSTED, A.; JAKOBSEN, A. K.; DUUS, B.; KJAER, M.; MAGNUSSON, S. P. Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 97, n. 5, p. 1954–1961, 2004.

THOMAS, D. R. Sarcopenia. **Clinics in Geriatric Medicine**, v. 26, n. 2, p. 331–346, 2010.

THOMPSON, B. J.; RYAN, E. D.; HERDA, T. J.; COSTA, P. B.; WALTER, A. A.; SOBOLEWSKI, E. J.; CRAMER, J. T. Consistency of rapid muscle force characteristics: Influence of muscle contraction onset detection methodology. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 22, n. 6, p. 893–900, 2012.

TILLIN, N. A.; FOLLAND, J. P. Maximal and explosive strength training elicit distinct neuromuscular adaptations, specific to the training stimulus. **European Journal of Applied Physiology**, v. 114, n. 2, p. 365–374, 2014.

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, p. 630–41, 2012.

TINTIGNAC, L. A.; BRENNER, H.-R.; RÜEGG, M. A. Mechanisms Regulating Neuromuscular Junction Development and Function and Causes of Muscle Wasting. **Physiological reviews**, v. 95, n. 3, p. 809–52, 2015.

TODD, J. From Milo to Milo : A History of Barbells , Dumbells , and Indian Clubs. **Iron Game History**, v. 3, n. 6, p. 4–16, 1995.

TODD, J. The strength builders: a history of barbells, dumbbells and Indian clubs. **International Journal of the History of Sport**, v. 20, n. 1, p. 65–90, 2003.

TODD, T. The myth of the muscle-bound lifter. **Nsca Journal**, v. 7, n. 3, p. 37–41, 1985.

TOIGO, M.; BOUTELLIER, U. New fundamental resistance exercise determinants of molecular and cellular muscle adaptations. **European Journal of Applied Physiology**, v. 97, n. 6, p. 643–663, 2006.

UNHJEM, R. J.; NYGÅRD, M.; HOVEN, L. T. VAN DEN; SIDHU, S. K.; HOFF, J.; WANG, E. Lifelong strength training mitigates the age-related decline in efferent drive. **Journal of Applied Physiology**, v. 121, n. October, p. 415–423, 2016.

VANDERVOORT, A. A. Aging of the human neuromuscular system. **Muscle and Nerve**, v. 25, n. 1, p. 17–25, 2002.

VENTURELLI, M.; SCHENA, F.; RICHARDSON, R. S. The role of exercise capacity in the health and longevity of centenarians. **Maturitas**, v. 73, n. 2, p. 115–120, 2012.

VERDIJK, L. B.; KOOPMAN, R.; SCHAART, G.; MEIJER, K.; SAVELBERG, H. H. C. M.; VAN LOON, L. J. C. Satellite cell content is specifically reduced in type II skeletal muscle fibers in the elderly. **American journal of physiology. Endocrinology and metabolism**, v. 292, n. 1, p. E151–E157, 2007.

VIERCK, J. Satellite Cell Regulation Following Myotrauma Caused By Resistance Exercise. **Cell Biology International**, v. 24, n. 5, p. 263–272, 2000.

VIGOTSKY, A.; HALPERIN, I.; LEHMAN, G.; TRAJANO, G.; VIEIRA, T. M. Interpreting Surface Electromyography Studies in Sports and Rehabilitation Sciences. **Frontiers in Physiology**, v. 8, n. January, p. 1–15, 2018.

VISSER, M.; GOODPASTER, B. H.; KRITCHEVSKY, S. B.; NEWMAN, A. B.; NEVITT, M.; RUBIN, S. M.; SIMONSICK, E. M.; HARRIS, T. B. Muscle mass, muscle strength, and muscle fat infiltration as predictors of incident mobility limitations in well-functioning older persons. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 60, n. 3, p. 324–333, 2005.

WALKER, S.; HÄKKINEN, K. Similar Increases in Strength After Short-Term Resistance Training Due to Different Neuromuscular Adaptations in Young and Older Men. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 11, p. 3041–3048, 2014.

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.

WANG, Y.; PESSIN, J. E. Mechanisms for fiber-type specificity of skeletal muscle atrophy. **Current opinion in clinical nutrition and metabolic care**, v. 16, n. 3, p. 243–50, 2013.

WARD, N. S. Compensatory mechanisms in the aging motor system. **Ageing Research Reviews**, v. 5, n. 3, p. 239–254, 2006.

WIESER, V.; MOSCHEN, A. R.; TILG, H. Inflammation, cytokines and insulin resistance: A clinical perspective. **Archivum Immunologiae et Therapiae Experimentalis**, v. 61, n. 2, p. 119–125, 2013.

WIESINGER, H.-P.; KÖSTERS, A.; MÜLLER, E.; SEYNNES, O. R. Effects of Increased Loading on In Vivo Tendon Properties: A Systematic Review. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 47, n. 9, p. 1885–95, 2015.

WILSON, J. M.; LOENNEKE, J. P.; JO, E.; WILSON, G. J.; ZOURDOS, M. C.; KIM, J.-S. The effects of endurance, strength, and power training on muscle fiber type shifting. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 26, n. 6, p. 1724–1729, 2012.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Global Report on Falls Prevention in Older Age. Community Health**. 2007.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **World report on Ageing And Health**. 2015.

WU, R.; DELAHUNT, E.; DITROILO, M.; LOWERY, M.; DE VITO, G. Effects of age and sex on neuromuscular-mechanical determinants of muscle strength. **Age**, v. 38, n. 3, 2016.

YIN, H.; PRICE, F.; RUDNICKI, M. A. Satellite cells and the muscle stem cell niche. **Physiological Reviews**, v. 93, n. 1, p. 23–67, 2013.

YU, F.; HEDSTRÖM, M.; CRISTEA, A.; DALÉN, N.; LARSSON, L. Effects of ageing and gender on contractile properties in human skeletal muscle and single fibres. **Acta Physiologica**, v. 190, n. 3, p. 229–241, 2007.

APÊNDICE A**QUESTIONÁRIO PARA ELEGIBILIDADE AO ESTUDO**

Esse questionário tem o objetivo de fornecer informações que possibilitarão identificar se você está apto aos critérios de inclusão do estudo. É de extrema importância que todas as respostas sejam verídicas para que a qualidade do trabalho seja garantida.

Nome completo: _____

E-mail: _____

Telefone: _____ **Celular:** _____

Estatura: _____ **Sexo:** _____

Data de nascimento: _____ **Peso:** _____

- 1. Possui alguma doença cardiovascular? Se sim, qual e em qual gravidade?**

- 2. Realizou alguma intervenção cirúrgica recentemente? Se sim, qual e onde?**

- 3. Possui alguma lesão nos membros inferiores? Se sim, qual e onde?**

- 4. Qual é seu membro inferior preferido/dominante?**

() Direito () Esquerdo () Ambos

5. Utiliza ou utilizou algum suplemento nutricional recentemente? Se sim, quais?

6. Utiliza algum tipo de medicamento? Se sim, quais?

7. Realiza ou já realizou algum tipo de reposição hormonal? Se sim, quais hormônios?

8. Pratica treinamento de força/resistido/com pesos/musculação? Há quanto tempo? Durante esse período, você teve quantas pausas? Qual é seu nível auto sugerido de treinamento? Descreva brevemente sua experiência com esse tipo de exercício.

9. Pratica ou já praticou alguma modalidade esportiva por longo período de tempo? Se sim, quais? Há quanto tempo pratica (ou)? Há quanto tempo não pratica mais?

APÊNDICE B

QUESTIONÁRIO PARA CARACTERIZAÇÃO DO NÍVEL DE TREINAMENTO

O presente questionário é realizado para elegibilidade ao estudo e também para caracterizar os participantes quanto ao tipo de treinamento realizado. Para alguns questionamentos deverão ser apresentados apenas uma resposta, enquanto outros, poderão assinalar um maior número de alternativas. No questionário será utilizado o termo “treinamento de força” que também se refere aos treinamentos resistido, com pesos, musculação ou contra-resistência.

- a) Há quanto tempo você tem experiência com treinamento de força? (Desde o primeiro contato com esse tipo de treinamento – assinalar apenas uma alternativa).
- Menos que 3 meses
 - 3 a 6 meses
 - 7 meses a 11 meses
 - 1 a 2 anos
 - 3 a 4 anos
 - 5 a 10 anos
 - 10 a 15 anos
 - Mais que 15 anos
- b) Há quanto tempo você pratica o treinamento de força de maneira contínua? (Sem períodos de pausas maiores que um ano - assinalar apenas uma alternativa).
- Menos que 3 meses
 - 3 a 6 meses
 - 7 meses a 11 meses
 - 1 a 2 anos
 - 3 a 4 anos
 - 5 a 10 anos
 - 10 a 15 anos
 - Mais que 15 anos

- c) Número de pausas maiores que duas semanas durante esse período de prática (Assinalar uma alternativa).
- Nenhuma
 - 1 a 3 vezes
 - 4 a 6 vezes
 - 7 a 10 vezes
 - Mais que 10 vezes
- d) Maiores períodos de pausa durante esse período (Assinalar uma alternativa).
- 1 a 3 meses
 - 4 a 6 meses
 - 7 a 10 meses
 - 1 ano ou mais
- e) Quais são seus objetivos para a prática do treinamento de força? (Assinalar quantas alternativas forem necessárias).
- Ganho de massa muscular
 - Ganho de força muscular
 - Ganho de potência ou força explosiva muscular
 - Ganho de resistência muscular
- f) Qual é seu nível de treinamento auto sugerido/percebido? Ou seja, como você percebe seu nível de treinamento? (Apenas uma alternativa).
- Muito baixo
 - Baixo
 - Médio
 - Alto
 - Muito alto
- g) Como é seu treinamento de força habitual atual? Nos questionamentos a seguir, você deverá assinalar alternativas que caracterizem os últimos programas de treinamento realizados nos últimos 12 meses (quantas alternativas forem necessárias). O termo membros inferiores compreende os músculos do quadril, coxa e perna.
- a. Qual é sua frequência semanal habitual de treinamento?
- 1

- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7

b. Quantas vezes por semana você treina os membros inferiores habitualmente?

- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7

c. Qual é o número total de séries realizadas por sessão de treino de membros inferiores?

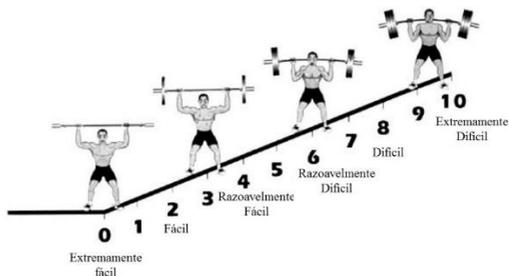
- 1 a 5
- 6 a 10
- 11 a 15
- 16 a 20
- 21 a 25
- 26 a 30
- Mais que 30

d. Qual é o número aproximado de séries realizadas por grupo muscular de membros inferiores, por sessão de treino, habitualmente?

- 1 a 5
- 6 a 10
- 11 a 15
- 16 a 20
- Mais que 20

- e. Qual é a intensidade do treinamento de membros inferiores? Essa questão se refere à dificuldade de realizar cada série do seu programa. Se você realiza uma série até o máximo de repetições que consegue, deve assinalar 10. Mas se quando você termina a série e percebe que conseguiria fazer mais 2 ou 3 repetições, deve assinalar 8 ou 9. Se durante os seus programas de treinamento a intensidade de esforço varia, assinalar mais que uma opção.

- () 0
 () 1
 () 2
 () 3
 () 4
 () 5
 () 6
 () 7
 () 8
 () 9
 () 10



- f. Qual é a velocidade de execução das suas repetições (Cadência) durante a fase da contração em que o músculo é encurtado (concêntrica)? Por exemplo: Movimento de subir no agachamento ou de puxar na mesa flexora. Se durante os seus programas de treinamento a cadência concêntrica varia, assinalar mais que uma opção.

- () O mais rápido possível
 () Rápida
 () Moderada
 () Lenta
 () Muito lenta

- g. Qual é a velocidade de execução das suas repetições (Cadência) durante a fase da contração em que o músculo é alongado (excêntrica)? Por exemplo: Movimento de descer no agachamento ou de descer a perna na cadeira flexora. Se durante os seus programas

de treinamento a cadência excêntrica varia, assinalar mais que uma opção.

- O mais rápido possível
- Rápida
- Moderada
- Lenta
- Muito lenta

h. Qual é o intervalo entre séries durante os treinamentos de membros inferiores? Se durante os seus programas de treinamento o intervalo entre séries varia, assinalar mais que uma opção.

- Até 30 s
- 31 a 60 s
- 61 a 90 s
- 91 a 120 s
- 121 a 180 s
- 181 a 300 s
- Mais que 300 s

i. Qual é a duração média de uma sessão de treinamento de força de membros inferiores? Nessa questão você deve desconsiderar o tempo de aquecimento, exercício aeróbio adicional e de volta à calma, considerando apenas a parte principal da sessão.

- Até 30 min
- De 31 a 60 min
- De 61 a 90 min
- De 91 a 120 min
- Mais que 120 min

j. Quais métodos intensificadores de treinamento você já utilizou ao treinar membros inferiores?

- Nunca utilizei nenhum desses métodos
- Drop-set/tri-set/super-set/strip-set
- Bi-set/tri-set
- Excêntrico
- Rest-pause

- () Cluster-set
 - () Pirâmide tradicional/inversa
 - () Restrição parcial de fluxo sanguíneo
 - () Pré exaustão
 - () Isometria antes, durante ou após as repetições dinâmicas
 - () Circuito
 - () Pliometria
 - () Outros. Qual?
-

APÊNDICE C

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

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Pesquisa: Determinantes neurais e contráteis da força explosiva:
Uma comparação entre jovens e idosos treinados e não treinados

Meu nome é Lucas Bet da Rosa Orssatto, sou profissional de Educação Física (CREF SC 19891-G/SC), estudante de mestrado do Programa de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), sob a orientação do Prof. Dr. Fernando Diefenthaler. Estamos desenvolvendo um estudo com jovens e idosos para avaliação e comparação da capacidade de produzir força em diferentes idades, que será realizado no Centro de Desportos (CDS/UFSC), , Florianópolis – SC.. A pesquisa atende aos critérios estabelecidos pela resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde.

A pesquisa tem como objetivo principal comparar a força máxima e explosiva entre jovens e idosos treinados com treinamento de força e não treinados. Como objetivo secundário, o presente estudo visa entender se é o sistema nervoso ou o músculo que tem maior influência na produção de força. Os resultados obtidos no estudo poderão esclarecer quais mecanismos melhor explicam a capacidade de produzir força explosiva em jovens e idosos, e de que forma o treinamento de força à longo prazo impacta sobre estes mecanismos.

Os procedimentos utilizados serão:

- Algumas características do corpo serão avaliadas: altura e peso, utilizando um estadiômetro e uma balança digital, respectivamente, e quantidade de músculo e gordura utilizando raio-x de dupla ação, com baixa emissão de componente radioativo (DXA).
- Também serão realizadas avaliações da força muscular em um aparelho chamado dinamômetro isocinético. Durante essas avaliações será utilizado a técnica de eletromiografia, que avalia a ativação do sistema nervoso durante a contração do músculo.

Adicionalmente, serão utilizados breves impulsos elétricos para avaliar a capacidade de o músculo contrair.

- Os participantes receberão um relatório ao final das avaliações, com informações completas sobre composição corporal (massa magra, gordura e densidade mineral óssea) e sobre a capacidade de produzir força. Além disso, receberão orientações sobre prática de exercício para melhora da força e da saúde.

Possíveis riscos e desconfortos:

- A avaliação no raio-x expõe o participante à radiação (de baixa intensidade), no entanto ocorrerá por um curto período de tempo (5 a 10 min);
- Durante os testes de força pode ocorrer desconforto decorrente do cansaço muscular;
- Durante a preparação para a eletromiografia será realizada raspagem dos pelos no local da avaliação e limpeza com álcool, o que pode gerar leve ardência;
- Durante a realização dos pulsos elétricos, pode haver pequeno desconforto. Será respeitado o limiar de dor, sem aplicação de estímulos mais fortes do que o tolerado pelo participante.

Os principais benefícios com a participação na presente pesquisa serão:

- As avaliações realizadas oferecerão parâmetros para classificar o nível de gordura, massa magra e densidade mineral óssea em relação à população;
- As avaliações nos equipamentos utilizados do estudo são onerosas quando realizadas em clínicas particulares. Entretanto, todas as informações serão fornecidas gratuitamente aos participantes.

Os participantes poderão desistir da participação da pesquisa a qualquer momento, sem que ocorra qualquer tipo de penalização ou prejuízo. As informações pessoais obtidas serão mantidas em sigilo por parte dos pesquisadores. Os resultados serão publicados em relatórios, artigos científicos e poderão ser apresentados em congressos.

Todos os participantes serão acompanhados por profissional de educação física durante o desenvolvimento de todas as avaliações. E serão encaminhados a profissionais qualificados caso exista necessidade de intervenções de não responsabilidade deste profissional em caso de possíveis desconfortos causados pelas avaliações.

Todas as despesas com tratamento complementares (ex. consultas e exames clínicos), bem como, ressarcimento de eventuais prejuízos que sejam necessários em decorrência do período de treinamento serão de responsabilidade do pesquisador responsável.

Os participantes terão direito a uma via assinada deste termo pelo pesquisador para garantir todos os itens apontados.

Endereço do CEP-UFSC

Universidade Federal de Santa Catarina

Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos – CEPESH

Reitoria II

R: Desembargador Vitor Lima, n° 222, 4° andar, sala 401

Trindade

88040-400 – Florianópolis – SC

Endereço do Pesquisador:

Fernando Diefenthaler

UFSC – Centro de Desportos – Laboratório de Biomecânica

Campus Reitor João David Ferreira Lima,

E-mail: fernando.diefenthaler@ufsc.br

Telefone: (48) 3721-4779

CEP: 88040-900 – Florianópolis, SC

**Pesquisa: Determinantes neurais e contráteis da força explosiva:
Uma comparação entre jovens e idosos treinados e não treinados**

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO

Eu, _____
_____, portador do RG: _____, abaixo assinado,
concordo em participar da pesquisa acima descrita.

Fui devidamente esclarecido pelos pesquisadores Lucas Bet da Rosa Orssatto e Fernando Diefenthaeler sobre a pesquisa e os procedimentos nela envolvidos. Foi-me garantido que posso retirar meu consentimento, sem que isto acarrete em qualquer prejuízo.

Florianópolis, ___/___/_____.

Assinatura do participante
pesquisador

Assinatura do

DECLARAÇÃO DO PESQUISADOR RESPONSÁVEL

Eu, Lucas Bet da Rosa Orssatto (CPF 053.584.089-67), eu, Fernando Diefenthaeler (CPF 497.978.392-15), todos residentes na cidade de Florianópolis, nos comprometemos em atender e cumprir tudo que mencionado neste documento.

Florianópolis, ___/___/_____.

Assinatura dos pesquisadores:

Via do Participante

Pesquisa: **Determinantes neurais e contráteis da força explosiva:
Uma comparação entre jovens e idosos treinados e não treinados**

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO

Eu, _____
_____, portador do RG: _____, abaixo assinado,
concordo em participar da pesquisa acima descrita.

Fui devidamente esclarecido pelos pesquisadores Lucas Bet da Rosa Orssatto e Fernando Diefenthaler sobre a pesquisa e os procedimentos nela envolvidos. Foi-me garantido que posso retirar meu consentimento, sem que isto acarrete em qualquer prejuízo.

Florianópolis, ___/___/_____.

Assinatura do participante
pesquisador

Assinatura do

DECLARAÇÃO DO PESQUISADOR RESPONSÁVEL

Eu, Lucas Bet da Rosa Orssatto (CPF 053.584.089-67), eu, Fernando Diefenthaler (CPF 497.978.392-15), todos residentes na cidade de Florianópolis, nos comprometemos em atender e cumprir tudo que mencionado neste documento.

Florianópolis, ___/___/_____.

Assinatura dos pesquisadores:

Via do Pesquisador

APÊNDICE D



Universidade Federal de Santa Catarina
Centro de Desportos
Departamento de Educação Física



Relatório de participação em pesquisa

Determinantes neuromusculares da força explosiva: Uma comparação entre jovens e idosos não treinados e treinados

Participante: Anônimo

Mestrando: Lucas Bet da Rosa Orssatto

Orientador: Fernando Diefenthaler

Coorientador: Matheus Joner Wiest

Florianópolis - Santa Catarina
2017

Importância do sistema neuromuscular sobre a capacidade de produzir força

O desempenho neuromuscular é dependente da capacidade de o sistema nervoso recrutar as fibras musculares, que por sua vez irão contrair para produzir força e movimentos corporais. Músculos podem ser recrutados para produzir contrações máximas ou para produzir contrações rápidas (ex. explosivas) onde a maior força possível deve ser produzida em um curto intervalo de tempo.

Ao realizar uma contração máxima, o sistema nervoso recruta as fibras musculares de um músculo até que o máximo de força muscular seja produzida, independente do tempo para que esta seja atingida. Um músculo com maior número e tamanho de fibras musculares resultará em maior produção de força comparado a um músculo com fibras menores e em menor número.

A força explosiva se difere da força máxima pois depende da capacidade de o sistema nervoso recrutar rapidamente as fibras musculares, que por sua vez devem contrair rapidamente para que ocorra a produção de elevados níveis de força no menor tempo possível.

O comprometimento do desempenho do sistema neuromuscular resultará em níveis reduzidos de força máxima e explosiva. Níveis baixos de força máxima estão relacionados à elevada mortalidade, menor independência para realizar atividades da vida diária (como deslocar o peso corporal, levantar, deitar, sentar, carregar objetos, etc). Níveis baixos de força explosiva estão relacionados a reduzido equilíbrio, menor capacidade de reagir a perturbações externas (tropeços, trombadas, batidas), que por sua vez aumentam as chances de quedas, fraturas ósseas e hospitalizações.

Com o envelhecimento é natural que ocorram reduções de força. Entretanto, a realização de exercícios físicos (como o treinamento de força e potência) podem contrapor estas reduções e consequentemente melhorar a qualidade de vida com o envelhecimento.

Adicionalmente à capacidade de produção de força, a massa muscular possui grande importância para o organismo. No músculo são produzidos substâncias (tais como hormônios), ocorre secreção de citocinas são metabolizados carboidratos (grande importância no controle da glicemia - Diabetes) e gorduras (grande importância para o emagrecimento). Pode-se destacar a grande importância do tecido muscular como protetor contra doenças crônicas degenerativas.

Portanto, além da importância do exercício físico para o ganho de força, também há a necessidade da preocupação com o ganho de massa muscular para atenuar a atrofia que ocorre naturalmente com o envelhecimento.

No presente relatório são apresentados os resultados individuais (barras pretas) em comparação com as médias dos demais grupos avaliados (jovens treinados, jovens não treinados, idosos treinados e idosos não treinados). São apresentados os valores de torque máximo e sua ativação muscular, força explosiva voluntária (0-50 e 0-200 ms após início da contração) e sua ativação muscular, força explosiva induzida (0-50 e 0-100 ms) por estimulação elétrica neuromuscular (sem influência do sistema nervoso central), percentual de gordura, massa muscular e índice de massa muscular.

Pico de torque e Taxa de desenvolvimento de força

Informações técnicas

Equipamento: Dinamômetro Isocinético Biodex 4 e Eletromiógrafo Miotec

Ângulo do joelho: 70° (0° = extensão completa)

Ações: Extensão e flexão de joelho

Duração da contração voluntária isométrica máxima: ~5 segundos

Duração da contração explosiva: ~1 segundo

Pico de torque isométrico (N·m) - Extensão de joelho



Pico de torque isométrico (N·m) - Flexão de joelho



Taxa de desenvolvimento de força (N·m·s⁻¹) 0 - 50 ms



Taxa de desenvolvimento de força (N·m·s⁻¹) 0 - 200 ms



Contrações voluntárias explosivas: torque e ativação muscular**Informações técnicas**

Equipamento: Dinamômetro Isocinético Biodex 4 e Eletromiógrafo Miotec

Ângulo do joelho: 70° (0° = extensão completa)

Ações: Extensão de joelho

Duração da contração explosiva: ~1 segundos

Tentativas: 10

Músculos: Média (Reto femoral, Vasto lateral e Vasto medial)

Ativação muscular do quadríceps 0-50 ms (% RMS) - Extensão de joelho**Ativação muscular do quadríceps 50-100 ms (% RMS) - Extensão de joelho**

Contrações involuntárias - Estimulação elétrica neuromuscular**Informações técnicas**

Equipamento: Dinamômetro Isocinético Biodex 4 e Gerador de corrente Digitimer

Ângulo do joelho: 70° (0° = extensão completa)

Ações: Extensão de joelho

Duração da contração: ~250 ms

Repetições: 3

Estímulo elétrico: 8 pulsos - 300 Hz sobre o nervo femoral

Torque (N·m) 0 - 50 ms



Torque (N·m) 0 - 100 ms



Composição corporal

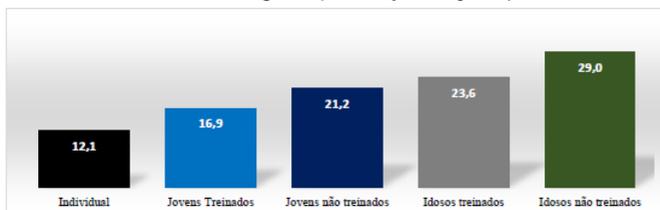
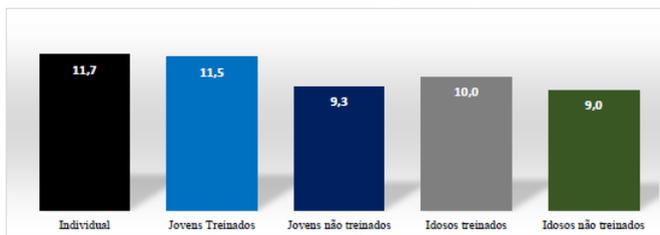
Informações técnicas

Equipamento: DXA - GE - Lunas Prodigy

Medida: Corpo total

Dados: Percentual de gordura e índice de massa muscular

Percentual de gordura (% em relação ao corpo total)

Índice de massa muscular (kg/estatura²)

ANEXO 1

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Determinantes neurais e contráteis da força explosiva: Uma comparação entre jovens e idosos treinados e não treinados

Pesquisador: FERNANDO DIEFENTHAELER

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 62025416.3.0000.0121

Instituição Proponente: Universidade Federal de Santa Catarina

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.850.580

Apresentação do Projeto:

Dissertação de mestrado de Lucas Bet da Rosa Orssatto sob orientação de FERNANDO DIEFENTHAELER, do programa de pós-graduação em Educação Física. Estudo prospectivo, com 40 participantes. Critérios de inclusão: a) Ter idade igual ou entre 20 e 35 (grupos jovens) anos ou 60 e 75 (grupos idosos); b) Disponibilidade de participar das coletas de dados; c) Para os não treinados: Não ter participado de qualquer programa de treinamento sistematizado de força nos últimos 10 anos e não ser praticantes de modalidades esportivas ou de exercício que envolvam contrações explosivas ou potência de membros inferiores; d) Para os treinados: Participar de programa de treinamento de força por pelo menos 5 anos. O treinamento de membros inferiores deve abordar uma frequência de pelo menos uma vez por semana, quando realizado em alta intensidade ou pelo menos duas vezes por semana quando utilizado intensidades submáximas. Poderá ser solicitado que o pesquisador acompanhe visualmente uma sessão de treinamento do participante para garantir que o mesmo a desempenha com qualidade. Além disso será utilizada a escala de percepção de esforço OMNI-RES (NACLERIO, 2011; ROBERTSON, 2003) para que o participante aponte o nível de dificuldade habitual das séries de suas sessões de treinamento para membros inferiores. Critérios de exclusão: a) Realizar

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

Continuação do Parecer: 1.850.580

tratamento hormonal ou de substâncias anabólicas; b) Realizar sessões habituais de treinamento de força com características fora do recomendado para aumento de força e massa muscular e apontar uma percepção de esforço (OMNI-RES) habitual igual ou inferior a 6 (um pouco difícil), o que se aproxima de valores de esforço superiores a 70% de 1RM (NACLERIO, 2011). c) Ser diagnosticado ou ter histórico de disfunções osteomioarticulares nos membros inferiores (que possam comprometer a capacidade de produzir força explosiva); d) Apresentar disfunções cardiovasculares (exceto hipertensão controlada por medicamento) que possam apresentar algum risco durante as avaliações; e) Apresentar desconforto musculoesquelético durante a realização dos testes que possa representar lesão, que impossibilite a continuidade da realização dos mesmos e possa comprometer a qualidade dos dados; f) Não suportar o desconforto causado pelos estímulos elétricos durante as avaliações neuromusculares. Intervenções: observações, Exercícios físicos e contrações musculares.

Objetivo da Pesquisa:

Comparar a força máxima, a taxa de desenvolvimento de força inicial e tardia e as propriedades contráteis intrínsecas e neurais de jovens e idosos treinados e não treinados;• Verificar a correlação entre as variáveis neurais (ativação neural dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral e co-contração do biceps femoral), musculares (propriedades contráteis), e de força máxima que melhor explicam as fases inicial e tardia da taxa de desenvolvimento de força em jovens e idosos treinados e não treinados.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:**Riscos:**

Durante as avaliações neuromusculares os sujeitos do estudo poderão sentir leve desconforto durante a tricotomia e abrasão do local em que os eletrodos da eletromiografia serão posicionados. Além de possível desconforto durante as avaliações que envolvem eletroestimulação. Entretanto, a dor dos avaliados será respeitada, evitando utilizar estímulos elétricos acima do suportado pelos sujeitos. Adicionalmente, o sujeito poderá desistir da participação do estudo a qualquer momento. Por fim, durante as avaliações de composição corporal no DXA, os sujeitos estarão expostos à radiação, entretanto a mesma é equivalente à exposição de um dia na luz solar.

Benefícios:

Os sujeitos receberão ao final do estudo um relatório de composição corporal (massa gorda, massa magra e massa óssea) e um relatório sobre a

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

Continuação do Parecer: 1.850.580

capacidade de produzir força muscular. Juntamente, serão anexados orientações sobre exercícios específicos para melhora da força, estimulando à um estímulo de vida saudável e mais ativo.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Sem comentários adicionais.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Folha de rosto assinada pelo pesquisador responsável e pelo diretor do centro ao qual o pesquisador responsável está vinculado. Declaração(ões) do(s) responsável(is) legal(is) pela(s) instituição(ões) onde a pesquisa será realizada, autorizando-a nos termos da resolução 466/12. Cronograma, informando que a coleta de dados se dará a partir de março de 2017. Orçamento, informando que as despesas serão custeadas pelos pesquisadores. TCLE atende as exigências da resolução 466/12

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_P ROJETO_810054.pdf	12/11/2016 22:54:12		Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Declaracao.pdf	12/11/2016 22:52:22	FERNANDO DIEFENTHAELER	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO_Orssatto.doc	12/11/2016 22:50:39	FERNANDO DIEFENTHAELER	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_Orssatto.docx	12/11/2016 22:48:42	FERNANDO DIEFENTHAELER	Aceito
Cronograma	Cronograma.docx	12/11/2016 22:47:38	FERNANDO DIEFENTHAELER	Aceito
Orçamento	Orcamento.docx	12/11/2016 22:47:22	FERNANDO DIEFENTHAELER	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	12/11/2016	FERNANDO	Aceito

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



Continuação do Parecer: 1.850.580

Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	22:44:29	DIEFENTHAELER	Aceito
----------------	--------------------	----------	---------------	--------

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

FLORIANOPOLIS, 05 de Dezembro de 2016

Assinado por:
Washington Portela de Souza
(Coordenador)

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br