

Bruno Monteiro de Moura

EFEITOS DE DOIS MODELOS DE PERIODIZAÇÃO DO TREINAMENTO
DE FORÇA EM PARÂMETROS NEUROMUSCULARES E NA
CAPACIDADE FUNCIONAL DE IDOSOS

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

Área de concentração: Biodinâmica do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Fernando Diefenthaler

Florianópolis – SC
2015

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

Moura, Bruno Monteiro de
EFEITOS DE DOIS MODELOS DE PERIODIZAÇÃO DO TREINAMENTO
DE FORÇA EM PARÂMETROS NEUROMUSCULARES E NA CAPACIDADE
FUNCIONAL DE IDOSOS / Bruno Monteiro de Moura ;
orientador, Fernando Diefenthaeler - Florianópolis, SC,
2015.
86 p.

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

Inclui referências

1. Educação Física. 2. Treinamento de Força. 3. Idosos. 4.
Eletromiografia. 5. Modelos de Periodização. I.
Diefenthaeler, Fernando . II. Universidade Federal de
Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Educação Física.
III. Título.

Bruno Monteiro de Moura

**EFEITOS DE DOIS MODELOS DE PERIODIZAÇÃO DO
TREINAMENTO DE FORÇA EM PARÂMETROS
NEUROMUSCULARES E NA CAPACIDADE FUNCIONAL DE
IDOSOS**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Educação Física, e aprovado em sua forma final pelo Programa Pós-Graduação em Educação Física

Florianópolis, 26 de Fevereiro de 2015.

Prof. Dr. Luiz Guilherme Antonacci Guglielmo
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:

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

Prof.^a Dr.^a Cíntia De La Rocha Freitas
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Prof. Dr. Luiz Guilherme Antonacci Guglielmo
Universidade Federal de Santa Catarina

Este trabalho é dedicado aos meus colegas de BIOMEC e especialmente aos meus queridos pais e irmão.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente ao meu orientador Prof. Dr. Fernando Diefenthaeler pelos ensinamentos, dedicação, confiança e encorajamento em alavancar meu começo na área acadêmica o que fez impulsionar para começo e finalização deste trabalho árduo. Admiro muito o seu lado ético, moral, profissional e família.

A Prof. Dr. Cintia de La Rocha Freitas por ser essa pessoa fantástica, alegre e cheia de energia mesmo nos momentos mais difíceis. Posso afirmar que me sinto renovado quanto a sua presença.

Ao Prof. Dr. Luiz Guilherme Antonacci Guglielmo como professor pelas contribuições durante a qualificação do presente trabalho e como coordenador do LAEF por permitir a utilização do espaço sempre que fosse possível.

Ao Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto por ter dado tantos conselhos ao longo da construção do presente trabalho.

Ao Prof. Dr. Eduardo Lusa Cadore pelas ajudas e conversas ao final deste projeto.

Ao Prof. Dr. Antonio Renato Pereira Moro que como coordenador do BIOMECC possibilitou o meu ingresso primeiro como voluntário do mesmo e posteriormente como aluno.

Aos atuais colegas de BIOMECC Diogo Cunha, Jonathan Ache Dias, Tatiane Piucco, Alexandre Crespo, Alberto Barretto Kruschewsky, Mateus Rossato, Ewertton Bezzerra, Joscelito Berneira, Aline Cavalheiro Tamborindeguy, Josefina Bertoli e Raphael Costa.

Aos colegas e membros do LAEF Vitor Costa, Kristopher Mendes de Souza, PC, Pri, Anderson, Lucas Loyola, Marília, Lucas Helal, Ortiz, Dona Rose e as Joe's Fran Arins, Elisa Lemos e Naiandra.

Ao colega e amigo Raphael Luiz Sakugawa por ter sido o cara que esteve comigo não só para coletas, mas nos piores momentos e nos melhores momentos.

Ao colega e amigo Lucas Orssatto e sua família por ter recebido de braços abertos no momento família.

Ao amigo e colega Luis Antonio, pelas idas e vindas nas rotinas matemáticas.

Aos agora Profs. Drs. Ricardo Dantas de Lucas, Daniele Detanico e Juliano Dal Pupo.

A CAPES pelo apoio financeiro durante essa jornada.

Ao Núcleo de estudos da terceira idade (NETI) pelo apoio e suporte durante essa jornada.

A todos os vovôs, vovós, quase vós e vós que fizeram parte deste trabalho, tenho que lhes agradecer muito, pois sem vocês nada desse trabalho teria existido.

Ao meu grande irmão Danilo Moura pela parceria e me impulsionar a alçar voos mais altos.

Um agradecimento especial aos meus pais Jorge Luiz Chagas de Moura e Regina Célia Monteiro e avó Carmem por toda alegria e ajuda que me dão todos os dias.

“Podemos passar inúmeras dificuldades, e ter de batalhar muito para alcançar certos objetivos e, ainda assim, morreremos na praia.

Podemos deixarmo-nos consumir pelo trabalho, e perder noites de sono ou deixar de passar finais de semana com a família apenas por que temos extrema necessidade de conseguir recursos para mantermos uma vida digna, ou amargarmos um período obscuro de desemprego.

Podemos assistir a injustiça bater à nossa porta e perceber, infelizmente, que em algumas ocasiões não há absolutamente nada a fazer.

Podemos chorar com o coração partido a perda da pessoa amada ou de um ente querido.

Podemos, por tanta coisa negativa que aconteça, julgarmos que tudo sempre dar errado conosco e maldizermos nossa sorte.

Depois de tudo isto até podemos deixar passar pela cabeça a estúpida idéia de fazer uma grande besteira consigo mesmo, desde que seja exatamente assim: que tal idéia passe – e nunca mais volte, por que a Vida é Superação!

Nós não nascemos andando, não nascemos falando, nem pensando tanta bobagem - e o que não podemos em hipótese alguma é perdermos o ânimo, o espírito, e nossa capacidade de amar, de se superar e de viver!”

Augusto Branco

“A força não vem de vencer. Suas lutas desenvolvem suas forças. Quando você atravessa dificuldades e decide não se render, isso é força.”

Arnold Schwarzenegger

RESUMO

O treinamento de força (TF) é benéfico para aumentar a força dinâmica máxima (1RM), força explosiva (taxa de desenvolvimento de força [TDF]), atividade muscular, atraso eletromecânico (AEM) e potência de jovens, adultos e idosos. Pode-se acrescentar que o mesmo também melhora a capacidade funcional (CF) de idosos. Além disso, modelos de periodização do TF fazem-se necessários para aperfeiçoar esses benefícios. Dessa forma o presente estudo teve como objetivo verificar e comparar as respostas neuromusculares e CF em idosos após 12 semanas de intervenção de TF. Quinze idosos foram selecionados e randomicamente divididos em dois grupos com diferentes modelos de periodização (modelo de periodização ondulatória [MPO n=8; 62,5 ± 1,8 anos; 67,1 ± 9,5 kg; 1,63 ± 0,1 m] e modelo de periodização linear [MPL n=7; 65,6 ± 3,4 anos; 74,3 ± 11,8 kg; 1,62 ± 0,1 m]). Os mesmos foram submetidos a 4 semanas de período controle e posteriormente a 12 semanas de intervenção TF. Os indivíduos do estudo foram avaliados a cada final de período (semana -4, 0, 4, 8 e 12). Os resultados do presente estudo indicam aumento da TDF normalizada, nos períodos 0-100, 0-150 ms foi observado um aumento significativo para ambos os grupos entre o período controle e a oitava semana de intervenção (MPO: p=0,035 e MPL: p=0,025), sem diferença entre os grupos (p>0,05). No presente estudo não foi verificada redução do AEM dos extensores do joelho para ambos os grupos em nenhum período avaliado. Já para os valores 1-RM houve aumento significativo para ambos os grupos entre o período controle e o término da intervenção (MPO 42,3 ± 9,5%, TE [tamanho do efeito] = 1,9, MPL 36,96 ± 11,55%, TE = 1,0) (p=0,001), sem diferença entre os grupos (p>0,05). O mesmo comportamento foi observado para a atividade muscular dos extensores do joelho (vastus lateralis e rectus femoris) (MPO 96,8 ± 75,3%, TE = 1,66 e MPL 42,4 ± 99,%, TE=0,25) (p=0,011). Já para a atividade muscular do biceps femoris não foram observadas diferenças significativas após 12 semanas de intervenção para os grupos, bem como diferenças significativas entre os mesmos (MPO 15,34 ± 105,2%, TE = 0,18 e MPL -11,8 ± 72,9%, TE = -0,12). No teste sentar e levantar 30 s o grupo MPO obteve aumento significativo no número de repetições (18,8 ± 19,0%, p=0,01) entre o período controle e o término da intervenção. No entanto, não foi observado aumento para o grupo MPL (p>0,05). Nos testes de subir degraus houve uma redução significativa no tempo para o grupo MPO (4,1 ± 1,0 s para 2,6 ± 0,4 s, p=0,002), porém não foi verificada redução

para o grupo MPL ($3,4 \pm 0,6$ s para $2,8 \pm 0,4$ s, $p > 0,05$). No teste de descer degraus o grupo MPO obteve redução significativa no tempo após período de intervenção ($3,5 \pm 0,9$ s para $2,5 \pm 0,4$ s, $p = 0,027$) assim como no grupo MPL ($3,4 \pm 0,9$ s para $2,7 \pm 0,5$ s; $p = 0,040$). Na comparação entre grupos somente para o teste de descer escadas, o grupo MPO obteve redução significativa em comparação com o grupo MPL ($p = 0,027$). No teste levantar, ir e voltar 3 m houve redução significativa para ambos os grupos, sem diferenças estatísticas entre os mesmos ($5,2 \pm 0,8$ s para $4,3 \pm 0,9$ s; $p = 0,01$ e $5,2 \pm 0,9$ s para $4,7 \pm 0,8$ s; $p = 0,03$, para MPO e MPL respectivamente). A partir dos resultados do presente estudo pode-se concluir que os modelos de periodização estudados demonstraram aumento no 1RM, atividade muscular, porém ambas as variáveis com maior efeito para o MPO. Embora não tenha ocorrido redução do AEM, os grupos obtiveram melhoras na capacidade de força explosiva (i.e. TDF). Além disso, os resultados sugerem que o maior efeito observado para o grupo MPO gerou melhor desempenho funcional em comparação com o grupo MPL para alguns testes funcionais.

Palavras-chave: Força Muscular. Eletromiografia. Envelhecimento.

ABSTRACT

Strength training (ST) is beneficial to increase the maximum dynamic strength (1RM), explosive strength (rate of force development [RFD]), electromyographic activity (EMG), electromechanical delay (EMD) and power of youth, adults, and elderly. Also ST is beneficial to increase functional capacity (FC) of the elderly. In addition, the ST periodization models are required in order to optimize these benefits. The aim of the present study was to verify and compare the neuromuscular responses and FC in the elderly after 12 weeks of ST intervention. Experimentally fifteen elderly were selected and randomly divided into 2 groups with different periodization models (non-linear periodization model [NPM, n = 8; 62,5 ± 1,8 yr; 67,1 ± 9,5 kg; 1,63 ± 0,1 m] and linear periodization model [LPM, n = 7; 65,6 ± 3,4 yr; 74,3 ± 11,8 kg; 1,62 ± 0,1 m]). They were submitted to 1 month period control and then three months of ST intervention. The subjects were evaluated at end of each period (i.e. 4-5 times). The present data indicate that normalized RFD demonstrated significant increases for both groups until the eighth week (NLM: p=0.035 and LPM: 0.025) with no difference between groups (p>0.05). There was not observed any difference in EMD in the present study (p>0.05). The present data indicated increase in 1RM for both groups NPM (42.3 ± 9.5%, ES [effect size] = 1.9) and LPM (36.9 ± 11.5%, ES = 1.0), with no difference between groups. The EMG activity of the knee extensors (*vastus lateralis* and *rectus femoris*) groups increased (96.8 ± 75.3% NPM, ES = 1.66 and LPM 10.9 ± 42.2%, ES = 0.25) with no differences between groups (p>0.05), but the NPM group demonstrated higher ES. The *biceps femoris* EMG activity didn't show increase after 12 weeks of intervention for both groups, neither significant differences between groups (NPM 15.34 ± 105.2%, ES = 0.18 and LPM -11,8 ± 72.9%, ES = -0.12). For 30-s sit-to-stand test the NPM group had significantly increase the number of repetitions (18.75 ± 19.0%, p=0.01), however the same was not observed for the LPM group (p>0.05). In upstairs test (-31.2 ± 15.2 s, p=0.002) and the down stairs test (-24.0 ± 21.3 s, p = 0.02) there was a reduction in the time for NPM group. There was not detected reduction for LPM group in upstairs test (3.4 ± 0.6 s to 2.8 ± 0.4 s, p>0.05) however at downstairs test LPM group reduced the time (3.4 ± 0.9 s to 2.7 ± 0.5 s; p=0.040). Comparing the groups to each other only for downstairs test, the NPM had a significant reduction compared to the LPM group (p=0.027). The timed up and go test demonstrated significantly decrease for both groups (NPM p=0.01, and LPM p=0.03) with no statistical differences between

them ($p > 0.05$). Thus, it can be concluded that the periodization models studied improved explosive force capacity (i.e. RFD), however there was no reduction in EMD variable. Although, the periodization models showed increases in 1RM, and EMG activity, but both variables with greater effect to NPM. Furthermore, it appears that most effect on NPM led to better functional performance compared to LPM for some functional tests.

Keywords: Muscular Strength. Electromyography. Aging.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1:Recrutamento dos voluntários e adequação aleatória ao desenho experimental ao desenho experimental em ambos os grupos. MPO: Modelo de Periodização Ondulatória; MPL: Modelo de Periodização Linear.	42
Figura 2: Atividades previstas durante todo o período que sucedeu a intervenção, período pré, meio e pós-intervenção.	44
Figura 3: Posicionamento no dinamômetro isocinético.	46
Figura 4: Voluntário posicionado no aparelho leg press 45° durante a execução do protocolo de força máxima (1RM).	47
Figura 5: Aferição de impedância da pele, previamente coleta, com multímetro.	48
Figura 6: Equipamento de calibração utilizado durante a aquisição dos dados de cinemetria.	49

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Média e desvio-padrão da idade, massa corporal, altura, percentual de gordura (%G), uma repetição máxima (1-RM) e pico de torque isométrico máximo ($PT_{m\acute{a}x}$) dos indivíduos dos grupos com modelo de periodização ondulatório (MPO) e linear (MPL).	42
Tabela 2: Programa de treinamento dos dois modelos de periodização durante 12 semanas.....	43
Tabela 3: Média e desvio-padrão para o pico de torque isométrico máximo, diferença percentual e tamanho do efeito (TE) nos modelos de periodização ondulatória (MPO) e linear (MPL) entre o mesociclos	53
Tabela 4: Média e desvio-padrão da taxa de desenvolvimento de força (TDF) absoluta nos intervalos avaliados nos modelos de periodização ondulatória (MPO) e linear (MPL) no momento pré e pós 12 semanas de treinamento de força	54
Tabela 5: Média e desvio-padrão da taxa de desenvolvimento de força (TDF) normalizada nos intervalos avaliados nos modelos de periodização ondulatória (MPO) e linear (MPL) no momento pré e pós 12 semanas de treinamento de força	54
Tabela 6: Média e desvio-padrão para o atraso eletromecânico (AEM) dos extensores do joelho nos modelos de periodização ondulatória (MPO) e linear (MPL) durante as 12 semanas de treinamento de força.	55
Tabela 7: Média e desvio padrão dos valores de uma repetição máxima (1-RM), diferença percentual e tamanho do efeito (TE) nos modelos de periodização ondulatória (MPO) e linear (MPL) durante as 12 semanas de treinamento.	55
Tabela 8: Média e desvio padrão da razão da ativação muscular dos extensores do joelho ($VL+RF/2$) durante o teste de uma repetição máxima pela contração isométrica voluntária máxima, diferença percentual e tamanho do efeito (TE) nos modelos de periodização.	56
Tabela 9: Média e desvio padrão da ativação muscular do músculo <i>biceps femoris</i> durante o teste de uma repetição máxima pela contração isométrica voluntária máxima, diferença percentual e tamanho do efeito (TE) nos modelos de periodização ondulatória e periodização linear.	56
Tabela 10: Média e desvio-padrão para o número de repetições durante o teste sentar e levantar em 30 s e a diferença percentual nos modelos de periodização ondulatória (MPO) e linear (MPL) nos momentos pré e pós-intervenção de 12 semanas de treinamento de força.	57
Tabela 11: Média e desvio-padrão para o número de repetições durante os testes funcionais subir e descer degraus e a diferença percentual nos modelos de periodização ondulatória (MPO) e linear (MPL) nos momentos pré e pós-intervenção de 12 semanas de treinamento.	57
Tabela 12: Média e desvio-padrão para o número de repetições durante o teste funcional levantar, ir e voltar 3 m e a diferença percentual nos modelos de periodização ondulatória (MPO) e linear (MPL) nos momentos pré e pós-intervenção de 12 semanas de treinamento.	58

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

1-RM – Uma repetição máxima
ACSM – American College of Sports Medicine
AVDs – Atividades da Vida diária
BF – *Biceps femoris*
CF – Capacidade Funcional
CIVM – Contração Isométrica Voluntária Máxima
EMG – sinal eletromiográfico
LED – *light emitting diode*
PT_{MAX} – Pico de Torque Isométrico Máximo
RF – *Rectus femoris*
RM – Repetição Máxima
TDF – Taxa de desenvolvimento de força
TF – Treinamento de Força
UM – Unidade Motora
UMs – Unidades Motoras
VL – *Vastus lateralis*

SUMÁRIO

SUMÁRIO.....	39
1 INTRODUÇÃO	25
1.1 SITUAÇÃO PROBLEMA.....	25
1.1 OBJETIVOS.....	27
1.1.1 Objetivo Geral.....	27
1.1.2 Objetivos Específicos.....	27
1.2 HIPÓTESES	27
1.3 Classificação das Variáveis.....	28
1.3.1 Variáveis independentes.....	28
1.3.2 Variáveis dependentes.....	28
2 REVISÃO DE LITERATURA	28
2.1 Bases do Treinamento de Força.....	28
2.1.1 Variáveis neuromecânicas do treinamento de força	30
2.1.2 Modelo de Periodização Clássica ou Linear (MPL).....	31
2.1.3 Modelo de Periodização Ondulatória (MPO).....	32
2.2 Adaptações Neuromusculares ao Treinamento de Força no Idoso.....	34
2.2.1 Adaptações Neurais.....	35
2.2.2 Adaptações Musculares.....	36
2.3 Alterações na capacidade funcional (CF).....	38
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	41
3.1 Critérios de Inclusão	41
3.2 Critérios de Exclusão	41
3.3 Participantes do Estudo	41

3.4 Desenho Experimental	43
3.3 Coleta de Dados e Análises	44
3.3.1 Avaliação Antropométrica	45
3.3.2 Avaliações Neuromusculares	45
3.3.3 Avaliação da Capacidade Funcional.....	49
4 RESULTADOS	53
4.1 Volume total de treinamento	53
4.2 Respostas Neuromusculares	53
4.2.1 Pico de torque isométrico máximo (PT_{MAX}).....	53
4.2.2 Taxa de desenvolvimento de força (TDF).....	53
4.2.3 Atraso eletromecânico (AEM)	54
4.2.4 Força dinâmica máxima (1-RM)	55
4.2.5 Atividade eletromiográfica (EMG)	55
4.3 Capacidade funcional (CF).....	56
4.3.1 Teste sentar e levantar 30 s.....	56
4.3.2 Teste de subir e descer degraus	57
4.3.3 Teste levantar, ir e voltar 3 m.....	58
5 DISCUSSÃO	59
5.1 Efeitos dos Distintos Modelos do Treinamento de Força na PT_{MAX}, no AEM e na TDF dos Idosos.....	59
5.2 Efeitos dos Distintos Modelos do Treinamento de Força na força dinâmica máxima (1-RM) e EMG em Idosos.....	61
5.3 Efeitos dos Distintos Modelos do Treinamento de Força na Capacidade Funcional dos Idosos	63

6 CONCLUSÃO	66
REFERÊNCIAS	67
APÊNDICES.....	80
APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	81
APÊNDICE B – ANAMNESE	84
APÊNDICE C – FICHA DINAMÔMETRO ISOCINÉTICO.....	87
ANEXOS	88
ANEXO A – ESCALA DE DEPRESSÃO GERIÁTRICA DE YESAVAGE	89
ANEXO B – MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL.....	90
ANEXO C – REGISTRO ALIMENTAR DE 2 DIAS	91

1 INTRODUÇÃO

1.1 SITUAÇÃO PROBLEMA

O envelhecimento é acompanhado por uma progressiva perda de massa muscular (sarcopenia) (DOHERTY, 2003; LEXELL; TAYLOR; SJÖSTRÖM, 1988), de força e de potência muscular (dinapenia) (CLARK; MANINI, 2008, 2012). Devido a essas perdas contínuas o idoso torna-se menos independente e frágil, pois a sua capacidade funcional é reduzida (HENWOOD; RIEK; TAAFFE, 2008; HENWOOD; TAAFFE, 2005). O risco de quedas aumenta e consequentemente o número de fraturas, pode levar o indivíduo a óbito (ARAGÃO *et al.*, 2011; GURALNIK *et al.*, 1995; RUBENSTEIN, 2006). Segundo Rice e Laplante (1992), idosos enfermos podem representar grandes custos aos cofres públicos.

Independentemente da sua etiologia, a sarcopenia e a dinapenia tem consequências com várias implicações negativas, incluindo a redução na capacidade de realizar as atividades da vida diária (AVD) (HENWOOD e TAAFFE, 2005). A capacidade funcional (CF) representa a habilidade do indivíduo para realizar AVDs sem dificuldades (VIANA *et al.*, 2013). Para os idosos, esse conceito tem uma importância elevada devido à possibilidade de proporcionar a ele uma independência física para realizar atividades cotidianas. Com isso, a CF do idoso torna-se vital, e analisar essa variável reside em verificar o grau de dependência da pessoa idosa para realizar as AVDs (ELIAS *et al.*, 2012). Além disso, nesta população, tem-se estabelecido uma associação entre a baixa capacidade funcional e doenças degenerativas (MACIEL; GUERRA, 2008).

Como forma de prevenção e/ou tratamento, o treinamento de força (TF) vem sendo empregado largamente na população senil (CORREA *et al.*, 2012; FRISCHKNECHT, 1998; KRAEMER *et al.*, 1999; PINTO *et al.*, 2013). Já está bem estabelecido que o TF minimiza os efeitos deletérios do envelhecimento, atenuando, por exemplo, a perda da massa, da força máxima, da força explosiva, da potência muscular e da capacidade funcional (DOHERTY, 2003; HÄKKINEN *et al.*, 2001; HENWOOD; RIEK; TAAFFE, 2008; HENWOOD; TAAFFE, 2005).

A melhora inicial na capacidade de produção de força muscular está associada a predominância de adaptações neurais que ocorrem após, aproximadamente, quatro semanas de TF (MORITANI; DEVRIES, 1980; VANDERVOORT, 2002). Além da força máxima ser importante para os idosos, também é necessário ter um bom nível de força explosiva e a mesma também pode ser denominada como taxa de desenvolvimento de força (TDF). A TDF pode ser definida como a taxa de aumento da força exercida nos primeiros períodos de contração muscular (0-30, 0-50, 0-100, 0-150, 0-200, 0-250 ms) e a mesma é obtida a partir da curva momento-tempo (AAGAARD *et al.*, 2002). A TDF pode ser influenciada por outros parâmetros neuromusculares e morfológicos que aumentam em detrimento do TF que são a ativação neural

(EMG), aumento área de secção transversa, tipagem fibras (I ou II) e força máxima ($F_{\text{máx}}$) (HARRIDGE *et al.*, 1996).

Além disso, a TDF parece ser um parâmetro positivamente correlato a CF e a incidência de quedas em idosos (AAGAARD *et al.*, 2002). No entanto, a TDF não considera o tempo para que ocorra o acoplamento excitação-contração e o quanto tempo a unidade músculo-tendínea leva para deslocar o segmento durante movimentos explosivos (REEVES; MAGANARIS; NARICI, 2003). Na literatura, o atraso entre o começo do estado ativado e o desenvolvimento de tensão muscular é chamado de atraso eletromecânico (AEM) (CAVANAGH; KOMI, 1979). Dessa maneira, o AEM também deveria ser considerado como um importante componente da habilidade do idoso produzir rapidamente tensão muscular.

Apesar de o TF auxiliar os idosos a manter e/ou melhorar sua CF (ELIAS *et al.*, 2012), fazem-se necessárias intervenções eficazes e seguras para tratar ou prevenir esses efeitos deletérios que acomete a população idosa. Diversos estudos, com adultos, vêm demonstrando maiores ganhos de força com a periodização ondulatória em comparação com a periodização linear (MONTEIRO *et al.*, 2009; PRESTES *et al.*, 2009; SIMÃO *et al.*, 2012). Segundo Rhea *et al.* (2002) e Poliquin (1988), isso ocorre devido as constantes mudanças no estímulo do treino, causando assim um estresse positivo no sistema neuromuscular, evitando o efeito platô que uma periodização com poucas alternâncias acabariam promovendo. Dessa forma, esse maior estresse iria requerer melhores adaptações do sistema neuromuscular (KRAEMER *et al.*, 1999; MIRANDA *et al.*, 2011; POLIQUIN, 1988; PRESTES *et al.*, 2009; RHEA *et al.*, 2002).

Com o passar dos anos, dezenas de modelos de periodização do TF foram desenvolvidas (KRAEMER *et al.*, 1999; RHEA *et al.*, 2003), sendo que o modelo de periodização clássico ou linear é a mais comum a ser investigada em jovens, adultos e idosos. Além dessa, existe o modelo de periodização não linear ou ondulatória (PRESTES *et al.*, 2009; RHEA *et al.*, 2002) e pouco analisada na população idosa (KRAEMER *et al.*, 1999). Enquanto as zonas de treinamento do modelo de periodização linear sofre modificações no seu volume e intensidade a cada mesociclo (i.e. a cada quatro semanas), as zonas de treinamento do modelo de periodização ondulatório sofre alternâncias a cada microciclo e/ou dia (KRAEMER *et al.*, 1999; POLIQUIN, 1988; RHEA *et al.*, 2002).

Várias são as evidências de que o TF com periodização ondulatória é mais eficaz para a força e a resistência muscular (MONTEIRO *et al.*, 2009; RHEA; ALDERMAN, 2004; RHEA *et al.*, 2002; SIMÃO *et al.*, 2012; MIRANDA *et al.*, 2011), quando comparado ao modelo de periodização linear. Um adequado modelo de periodização para idosos também é de vital importância devido ao fato que há uma perda de força muscular como efeito do tempo.

No entanto, considera-se que os mecanismos responsáveis pela eficácia da periodização ondulatória sejam ainda hipotéticos, pois poucos são os

estudos que analisaram, por exemplo, aspectos neuromecânicos decorrentes deste tipo de periodização (i.e. EMG, TDF e AEM) (RHEA *et al.*, 2002). Além disso, as pesquisas com o modelo de periodização ondulatória têm sido realizadas principalmente com indivíduos adultos, pouco se conhecendo sobre seus efeitos - incluindo a AVD -, na população idosa (CADORE; PINTO; KRUEL, 2012; CADORE *et al.*, 2013).

Assim, com base nos pressupostos apresentados, pergunta-se “O treinamento de força seguindo o modelo de periodização ondulatória promove maiores benefícios em parâmetros neuromusculares e de funcionalidade, em comparação ao treinamento de força de acordo com modelo periodizado de forma linear, em indivíduos idosos?”.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

Comparar os efeitos dos modelos de periodização linear e ondulatório em parâmetros neuromusculares e na capacidade funcional de idosos após 12 semanas de treinamento.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Comparar a força dinâmica máxima (1-RM) no aparelho *leg press* 45°, contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e taxa de desenvolvimento de força (TDF) dos extensores do joelho antes e após dois modelos de periodização do treinamento de força (i.e. linear e ondulatório);
- Comparar a ativação muscular dos músculos *vastus lateralis* (VL), *rectus femoris* (RF) e *biceps femoris* (BF) e atraso eletromecânico (AEM) dos músculos extensores do joelho antes e após dois programas de treino de força (i.e. linear e ondulatório);
- Comparar as mudanças na capacidade funcional antes e após dois programas de treino de força (i.e. linear e ondulatório).

1.2 HIPÓTESES

H1: Ocorre um aumento na força dinâmica máxima (1-RM) após o treinamento para ambos os grupos, porém com maior magnitude de efeito para o MPO;

H2: Ocorre uma redução no AEM após o treinamento para ambos os grupos, porém com maior magnitude de efeito para o MPO;

H3: Ocorre um aumento na TDF após o treinamento para ambos os grupos, porém com maior magnitude de efeito para o MPO;

H4: Ocorre melhora na capacidade funcional em ambos os grupos, porém com uma maior magnitude de efeito no MPO;

1.3 Classificação das Variáveis

1.3.1 Variáveis independentes

- a) Grupo Ondulatório
- b) Grupo Linear

1.3.2 Variáveis dependentes

- a) Pico de torque isométrico máximo ($PT_{máx}$)
- b) Taxa de Desenvolvimento de Força (TDF)
- c) Atraso Eletromecânico (AEM)
- d) Força Dinâmica Máxima (1-RM)
- e) Atividade Eletromiográfica (EMG)
- f) Capacidade Funcional (CF)

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Bases do Treinamento de Força

De acordo com Turner (2011), a periodização pode ser definida como um planejamento do treinamento com o intuito de induzir ganhos ótimos de força, potência, desempenho motor e/ou hipertrofia muscular. Dessa maneira, periodizar o TF significa alterar as variáveis agudas (i.e. ordem do exercício, escolha do exercício, número de séries, número de repetições por série, intervalo entre séries e repetições, intensidade do treino, volume do treino e quantidade de sessões de treino por dia) em intervalos de tempo regulares (KRAEMER; RATAMESS, 2004). Visto que o TF tem sido amplamente utilizado por preparadores físicos no meio esportivo e/ou em academias é de

suma importância entender e compreender os conceitos e a importância da periodização.

Para aperfeiçoar a carga do treinamento (estímulo) e um período eficiente de recuperação, com o objetivo de potencializar os ganhos a curto, média e longo prazo, a periodização do TF tem papel fundamental (FLECK, 1999). Além disso, destaca-se também o papel da periodização no processo de motivação, dessa forma, impedindo o surgimento de um “platô psicológico” entre os participantes (FLECK, 2011).

Apesar de ser um consenso que periodizar promove maiores melhorias no treinamento, não existe ainda um consenso com relação ao modelo de periodização ideal e mais eficaz para diferentes populações e níveis de treinamento. Cotidianamente, os treinadores físicos têm empregado dois modelos de periodização, o modelo não periodizado e o modelo periodizado. Nos modelos não periodizados não ocorrem modificações no volume e/ou intensidade do treinamento (RATAMESS *et al.*, 2009a), de outro modo, os modelos periodizados ocorrem mudanças sistemáticas nas variáveis agudas do treinamento (e.g. volume, intensidade, intervalo entre as séries) (PRESTES *et al.*, 2009). Dentre os modelos de periodização os mais comumente utilizados e investigados na literatura são o modelo de periodização linear (MPL) (STONE; O'BRYANT; GARHAMMER, 1981; STONE; O'BRYANT, 1999) e o modelo de periodização ondulatória (MPO) (FLECK, 2011; KOK; HAMER; BISHOP, 2009; MONTEIRO *et al.*, 2009; POLIQUIN, 1988; SIMÃO *et al.*, 2012).

Se a rotina de treinamento for planejada e executada de forma coerente, o resultado esperado dessa sequência de exercícios realizados de maneira sistemática será a melhora do condicionamento físico do indivíduo, em especial na força muscular devido às demandas da carga externa que o corpo humano estará sujeito (ZATSIORSKY; KRAEMER; VIDILI, 1999). A síndrome da adaptação geral (SAG) (SELYE, 1976) norteia os princípios do TF. De acordo com Selye (1976), a SAG desenvolve-se em três estágios: (1) alarme ou choque; (2) supercompensação; (3) exaustão ou *overreaching*.

Para que ocorram adaptações no sistema biológico, uma sobrecarga precisa ser aplicada, sendo este um dos princípios básicos do TF (e.g. imposto por ações musculares concêntricas e excêntricas). Durante o período de treinamento existem duas maneiras que induzem a adaptação do sistema biológico: (1) aumentar a carga do treinamento (volume ou intensidade) (ZATSIORSKY; KRAEMER; VIDILI, 1999) ou (2) modificar o equipamento utilizado durante o treinamento (FONSECA *et al.*, 2014). Em decorrência dessa demanda mecânica ocorrem modificações nos componentes neurais, musculares e moleculares (respectivamente) e dessa forma, há o ganho de força muscular (FLECK; KRAEMER, 2006). Outro princípio do TF é o da adaptação, o qual indica que o organismo sofre modificações para ambientar-se ao novo meio. Visto que em resposta ao TF o organismo sofre adaptações crônicas (i.e. morfológicas e neurais) (FLECK; KRAEMER, 2006). Quando esse processo ocorre de maneira sistematizada o estresse causado resulta em efeitos agudos ou crônicos (FLECK; KRAEMER, 2006).

No TF existe um alto grau de especificidade na tarefa realizada. Ou seja, se deve treinar de forma específica para gerar adaptações específicas (RATAMESS *et al.*, 2009). Dessa forma, as adaptações em decorrência do TF dependem do tipo de exercício utilizado, do tipo de ação muscular (i.e. concêntrica, excêntrica e isométrica), da velocidade de execução e da amplitude do movimento (KUBO *et al.*, 2001; RATAMESS *et al.*, 2009b).

2.1.1 Variáveis neuromecânicas do treinamento de força

Com o intuito de facilitar o entendimento sobre o tema, esse tópico visa conceituar e exemplificar as variáveis neuromecânicas que o presente trabalho irá abordar. Um dos objetivos principais do atual estudo é quantificar a força máxima isométrica e a mesma será avaliada por meio do teste de contração isométrica voluntária máxima (CVIM). Durante a execução da CVIM nenhum movimento ocorre, porém o mesmo pode ocasionar mudanças no tamanho da fibra muscular e alterações nos componentes elásticos dos músculos (BROWN; WEIR, 2001). Uma das principais desvantagens do teste isométrico seria o registro da força somente da angulação executada, sem poder extrapolar dados para ângulos distais (BROWN; WEIR). Dessa maneira, outro objetivo do estudo é quantificar a força dinâmica antes e após o período de intervenção.

No presente estudo, o teste de força máxima dinâmica que o idoso realizará será durante um exercício multiarticular (i.e. *leg press* 45°). O termo conhecido para o teste é uma repetição máxima (1-RM) que seria a quantidade máxima de peso que pode ser erguido durante uma única repetição (BROWN; WEIR, 2001). A vantagem do teste de 1-RM é a facilidade em adequar a qualquer tipo de exercício e os equipamentos utilizados (isoinerciais) são de custo relativamente baixo (BROWN; WEIR, 2001). No entanto, o teste de 1-RM possui algumas limitações, como limitação no ponto mais fraco da amplitude do movimento (i.e. sticking region). Além disso, o teste de 1-RM não fornece informações a respeito da força máxima explosiva ou taxa de desenvolvimento de força (TDF).

A TDF é a taxa de aumento da força em um dado intervalo de tempo a partir do início da contração muscular, sendo os valores máximos dessa taxa alcançados em um período de tempo entre 100 e 300 ms (AAGAARD *et al.*, 2002). De modo operacional a mesma é obtida por meio da razão entre a variação da força e a variação do tempo (CORVINO *et al.*, 2009). Durante o teste de força explosiva é possível monitorar outra importante variável neuromecânica que é o atraso eletromecânico (AEM). Operacionalmente o AEM é a diferença temporal entre o início da ativação muscular e o desenvolvimento da força (CAVANAGH; KOMI, 1979). O mesmo pode ser influenciado por processos mecânicos (transmissão da força ao longo da fração ativa e passiva dos componentes elásticos em série, CES) e por processos eletroquímicos (e.g., transmissão sináptica, acoplamento excitação-contração) (CAVANAGH; KOMI, 1979; SASAKI; SASAKI; ISHII, 2011).

Já a eletromiografia (EMG) é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação do sarcolema, como efeito de voltagem em função do tempo

(ENOKA, 2000). De maneira prática a atividade elétrica do músculo, adquirido por meio de um eletromiógrafo, é expressa em valores RMS (root mean square). No presente estudo será utilizada uma frequência de amostragem de 2000 Hz. Após essas prévias informações, serão expostos nos tópicos seguintes resultados de estudos prévios acerca dessas variáveis neuromusculares.

2.1.2 Modelo de Periodização Clássica ou Linear (MPL)

O MPL tem por característica o começo do treinamento com um alto volume e baixa intensidade e uma progressão para baixo volume e alta intensidade (FLECK, 2011). De acordo com o mesmo autor, cada fase do MPL pode durar aproximadamente de 4 a 6 semanas. Desse modo, os indivíduos treinariam na mesma faixa de intensidade por mais de um mês utilizando uma mesma zona de treinamento (e.g. 8-10 ou 1-3 repetições por série).

A fase inicial com alto volume e baixa intensidade, teoricamente, enfatiza as adaptações hipertroficas (FLECK, 2011), e a fase de alta intensidade e baixo volume estimula o estresse neural, também importante para ganho de força muscular (FLECK, 2011). O processo pelo qual o MPL é realizado é dividido em ciclos chamados: (i) macrociclos (duração longa entre 3 e 4 meses), (ii) mesociclos (duração média entre 2 e 4 semanas) e (iii) microciclos (duração curta entre 1 e 7 dias). Em linhas gerais o modelo linear proposto por Stone, O'Bryant & Garhammer (1981) engloba quatro fases: 1) período preparatório, 2) período de transição, 3) período de competição e 4) segundo período de transição.

Dentro desses períodos o MPL é dividido em fases de hipertrofia, força e potência. Sendo isso, o indivíduo pode passar até 6 semanas em cada fase, o que pode dificultar uma transferência de ganhos de um período para outro (FLECK, 1999). Dessa maneira, o MPL pode ser apropriado em estabelecer uma melhor adaptação fisiológica durante a preparação geral de um determinado indivíduo.

Häkkinen *et al.* (2001) investigaram o efeito de 6 meses de treinamento de força periodizado de maneira linear em 21 adultos homens e mulheres de meia idade (40 anos) e 21 homens e mulheres idosas (70 anos). Os autores analisaram o percentual de fibras musculares (por meio de biopsia do músculo *vastus lateralis* - VL), ativação elétrica, força explosiva e força muscular máxima dinâmica e isométrica. Após o primeiro mês de intervenção os valores de força máxima e explosiva mantiveram-se inalterados. Contudo, após 6 meses as forças isométricas e dinâmicas máxima aumentaram cerca de 20% em todos os grupos. O sinal EMG do músculo vasto medial, após o período de treinamento aumentou em todos os grupos investigados. No entanto, o sinal EMG do músculo *biceps femoris* (BF) só sofreu redução durante a contração isométrica no grupo de mulheres de 70 anos (42-32%) durante os primeiros 2 meses do treinamento. Os principais achados do estudo corroboram com o conceito do papel das adaptações neurais para o desenvolvimento de força e potência em indivíduos de meia idade e idosos.

Wallerstein *et al.* (2012) investigaram a atividade elétrica, AEM, área de seção transversa, força dinâmica e isométrica dos membros inferiores e superiores de idosos. Os autores dividiram os idosos em dois grupos de treinamento de força: um grupo de treinamento convencional de força (GF) (70-90% de 1-RM) e o outro de potência (GP) (30-50% de 1-RM). Ambos os grupos realizaram o MPL e foi verificado que os dois tipos de treinamento de força aumentaram a área de seção transversa (6% GF e 3,6% GP), diminuíram o AEM do músculo VL (28% GF e 32% GP), aumentaram a força dinâmica (42,7% GF e 33,8% GP) e força isométrica (22,4% GF e 17,1% GP). No entanto, não houve mudança na ativação elétrica do VL.

Em outro estudo de Walker *et al.* (2013), os autores analisaram 37 idosos assim divididos: grupo com carga constante (n=13), grupo com carga variável (n=13) e grupo controle (n=11) e todos os grupos seguiram o MPL. Nesse estudo uma das variáveis analisadas foi a força muscular máxima. Os autores não observaram diferença significativa entre os grupos (grupo com carga variável $17 \pm 10\%$, grupo com carga constante $19 \pm 14\%$).

2.1.3 Modelo de Periodização Ondulatória (MPO)

Devido a possibilidade do MPL (na sua forma básica) gerar *overreaching* ou *overtraining*, o MPO pode vir a ser uma melhor modelo teórico de TF e condicionamento para jovens, atletas (MARQUES, 2005) e podendo ser expandido para idosos. No MPO ou modelo não-linear, as mudanças no volume e na intensidade do treinamento são muito mais frequentes. Usualmente, assim como a MPL, o MPO trabalha com três zonas de treinamento (4-6, 8-10 e 12-15 repetições máximas [RM ou percentual de carga máxima]) e cada zona sendo usada uma vez por sessão de treinamento por dia ou semana. O MPO foi introduzido por Poliquin (1988) com a intenção de incrementar e melhorar o modelo linear.

Segundo Poliquin, no MPO as alterações no volume e intensidade são muito graduais e que essas mudanças frequentes nos estímulos podem promover maiores ganhos na força do que o MPL. No entanto, contrastando com as hipóteses de Poliquin, um dos primeiros trabalhos que comparou o MPL com o MPO foi o de Baker, Wilson e Carlyon (1994). Neste estudo, 22 homens fizeram parte da intervenção e foram divididos em três grupos de modelo de periodização (MPL, MPO e não-periodizado) com frequência 3 vezes por semana durante 12 semanas. Ao final do período experimental os autores não encontram diferenças significativas no valor de 1-RM entre os grupos (27,7% MPL, 28,4 MPO e 26,1% não-periodizado). Alguns autores atribuem resultados divergentes e/ou conflituosos a falta da equalização do volume total do TF para poder compara-los (RHEA *et al.*, 2002).

Dessa forma Kok, Hamer e Bishop (2009) compararam os modelos MPL e MPO em mulheres jovens fisicamente ativas de maneira equalizada. Os resultados desse estudo indicaram que ambos os grupos obtiveram ganhos nos valores de 1-RM para os exercícios agachamento (MPL 34,8% e MPO 41,2%), no exercício supino reto (MPL 21,8% e MPO 28,3%) e para o desenvolvimento

de potência para o exercício agachamento (MPL 10,4% e MPO 9,5%) e potência no supino reto (MPL 11,1% e MPO 13,8%).

No entanto, De Lima *et al.* (2012) investigaram a influência dos dois modelos de periodização (linear e ondulatório) em 12 semanas de TF na composição corporal, força máxima, resistência muscular e condicionamento cardiorrespiratório. O grupo linear apresentou maior perda de gordura, maior aumento da força muscular e do condicionamento cardiorrespiratório. Em contrapartida, o grupo MPO obteve maiores aumentos de resistência muscular.

Apesar disso, existem evidências de que a periodização ondulatória promove maior ganho de força, resistência e potência muscular em comparação com a periodização linear (KRAEMER *et al.*, 1999; MIRANDA *et al.*, 2011; MONTEIRO *et al.*, 2009; SIMÃO *et al.*, 2012). Em um dos primeiros estudos com periodização ondulatória em idosos, Kraemer *et al.* (1999) utilizando somente a periodização ondulatória, analisaram variáveis hormonais, lactato, área de secção transversa e força muscular em jovens e idosos fisicamente ativos.

De acordo com Kraemer *et al.* (1999), a baixa circulação de hormônios anabólicos pode influenciar no declínio da manutenção e/ou aumento da massa muscular no idoso e dessa forma diminuir a capacidade de produzir força. Para os autores alguns tipos de programa e periodização do TF não são eficazes para estimular devidamente os hormônios anabólicos responsáveis para a manutenção e/ou aumento da massa muscular. Dessa forma, os autores elaboraram um programa que consistia em múltiplas series com vários exercícios realizados três vezes por semana durante 10 semanas de maneira ondulatória. Os autores chegaram a conclusão que ambos os grupos obtiveram ganhos nas variáveis analisadas, demonstrando dessa forma que a população idosa pode adaptar-se a uma periodização ondulatória.

Monteiro *et al.* (2009), avaliaram 27 homens treinados em força após 12 semanas de TF. Os indivíduos foram divididos em três grupos (MPL, MPO e não-periodizado) e foram analisadas as repetições máximas para os membros inferiores e superiores. Em suma, os autores chegaram à conclusão que o MPO obteve um maior ganho de força de membros superiores e inferiores, em comparação com o MPL e ao treinamento não-periodizado.

Corroborando o estudo anterior, Miranda *et al.* (2011) investigaram 1-RM e 8 RM após 12 semanas de treinamento de força em membros superiores e inferiores de 20 jovens fisicamente ativos. Os sujeitos foram divididos em dois grupos (MPL e MPO) e os autores encontraram incrementos para 1-RM e 8RM (10 e 18% e 17 e 23% para MPL e MPO, respectivamente), demonstrando assim mudança significativa do início do período experimental até o final para ambos os grupos, porém não houve diferenças entre os grupos ao final do experimento. Contudo, o cálculo do tamanho do efeito (TE) do tratamento demonstrou efeito moderado para o MPL em ambos os testes (1,23 e 1,04, respectivamente) enquanto que para o MPO houve um efeito grande (1,55 e 1,54, respectivamente) (MIRANDA *et al.*, 2011).

Alguns estudos discutem que possivelmente durante longos períodos de tempo, o MPO traz melhores resultados, pois o MPL pode induzir a uma “acomodação” e assim a uma estabilização (i.e. platô) nos ganhos morfológicos e neurais (MIRANDA *et al.*, 2011; PRESTES *et al.*, 2009; SIMÃO *et al.*, 2012). Além disso, há indícios de que no MPO o sistema neural deve se adaptar mais rapidamente e assim recruta em maior quantidade as fibras de limiar mais alto, importantes para atividades que irão requerer maior força e potência muscular. No entanto, mais investigações que examinem as diferenças entre os modelos seriam necessárias, em especial para idosos.

2.2 Adaptações Neuromusculares ao Treinamento de Força no Idoso

O envelhecimento está associado a perdas da massa muscular (sarcopenia), da força e da potência muscular (dinapenia). As alterações na massa muscular acarreta diminuição da quantidade e volume das fibras musculares, o que gera perda da produção de força e potência muscular, podendo causar também a redução da independência do idoso. Entretanto, o fenômeno da sarcopenia não explica totalmente o nível de dependência do idoso (IZQUIERDO *et al.*, 1999).

Já é demonstrado que a força muscular dos membros inferiores é importante na vida de idosos saudáveis, além disso, de acordo com Foldvari *et al.* (2000), a manutenção ou até mesmo o aumento da potência muscular também são importantes para o nível de independência e capacidade funcional (CF) dos idosos (IZQUIERDO *et al.*, 1999). Evidências têm demonstrado que a força e potência muscular podem prever perdas funcionais de idosos. Por um lado a força muscular máxima pode ser representada pelo teste de 1-RM (BROWN, 2001) e está intimamente associada a capacidade de mudança do estado de inércia ou movimento da matéria. Por outro lado, alguns estudos apontam que idosos com uma maior TDF, que representa a habilidade de produzir torque de forma rápida, são menos suscetíveis a quedas. De acordo com Foldvari *et al.* (2000), a potência muscular está mais associada ao desempenho nas AVDs e consequentemente na CF dos idosos por conta da baixa produção de força na tarefas caseiras.

O aumento ou redução da força e da potência muscular podem ser provenientes de fatores neurológicos e musculares (CLARK; MANINI, 2012). No sistema nervoso existe diversos locais (sistema neuromuscular, estrutura cerebral, quantidade de unidades motora, sistema periférico, plasticidade do córtex motor, estrutura cerebral) quem em função do envelhecimento podem afetar a contração voluntária máxima e a CF do idoso (MANINI; HONG; CLARK, 2013). Dentre eles pode-se citar drives excitatórios dos centros supra espinais (MANINI; HONG; CLARK, 2013), excitabilidade do motoneurônios- α (LYNCH, 2008), atividade elétrica dos músculos antagonistas (AAGAARD *et al.*, 2002), recrutamento da unidade motora (DESCHENES, 2011), transmissão neuromuscular (FRISCHKNECHT, 1998), massa muscular (DOHERTY, 2003), acoplamento excitação-contração (LYNCH, 2008), morfologia (DESCHENES, 2004) e arquitetura muscular (REEVES; NARICI; MAGANARIS, 2004).

2.2.1 Adaptações Neurais

A produção da força muscular é regulada por fatores neurais (aumento nos níveis de ativação neural). O aumento na força muscular é regulado pela taxa de frequência de disparo e/ou pela quantidade de das unidades motoras (UMs) recrutadas (BARRY; WARMAN; CARSON, 2005). A UM é uma unidade básica contrátil do sistema neuromuscular formada por um neurônio motor e por todas as fibras musculares inervadas por esse motoneurônio, que sofre remodelações por toda a vida do indivíduo (POWER; DALTON; RICE, 2013).

Um dos questionamentos a serem levantados com o envelhecimento do ser humano são as mudanças neurais. Essas mudanças são atribuídas a degeneração intrínseca das fibras musculares ou resultado da desinervação (LEXELL; TAYLOR; SJÖSTRÖM, 1988). De acordo com alguns estudos, até os 60 anos de idade o número de UMs funcionais demonstram pouca mudança com relação a indivíduos mais jovens. Porém inicia-se uma progressiva perda de UMs funcionais a partir dos 60 anos de idade e a partir dos 70 anos de idade esse número reduz para menos que a metade do seu tamanho original (MCNEIL *et al.*, 2005). Tem sido sugerido que essa perda das UMs que ocorre com o envelhecimento contribui de forma negativa na perda de massa muscular e na força (MCNEIL *et al.*, 2005). De acordo com Aagaard *et al.* (2010), a perda de motoneurônios que leva a um declínio no número e no tamanho de fibras musculares, o que resulta em um pior desempenho mecânico do músculo (redução força dinâmica máxima e força explosiva [TDF]). As quedas desses parâmetros repercutem nas capacidades funcionais do idoso (i.e. sentar e levantar e subir e descer escadas) (AAGAARD *et al.*, 2010).

As adaptações neurais podem ocorrer devido ao aumento da ativação dos músculos agonistas e/ou sinergistas, assim como pela redução da co-ativação dos antagonistas. A ativação dos músculos agonistas pode melhorar tanto devido a um maior recrutamento das UMs ou pelo aumento na frequência de disparos em função do maior aporte de inputs de drives neurais dos centros supra espinhais, maior sincronização das UMs, maior excitabilidade dos motoneurônios supra espinhais e/ou redução na inibição dos inputs neurais (AAGAARD, 2004).

A melhora inicial na produção de força pode ser creditada pelas adaptações neurais adquiridas após aproximadamente 4 semanas de treinamento (MORITANI; DEVRIES, 1980, 1979). Aumentos na força de contração muscular e na amplitude do sinal EMG têm sido observados durante contrações isométricas máximas, concêntricas e excêntricas (HATHER *et al.*, 1991) em resposta ao TF, o que indica um maior drive neural para as fibras musculares (AAGAARD *et al.*, 2002, 2000; DAY; HULLIGER, 2001; HÄKKINEN *et al.*, 1998a). Mesmo em sujeitos bem treinados e com boa função neural, o aumento no sinal EMG tem sido observado, indicando assim que há plasticidade neural mesmo em indivíduos altamente treinados em força e em idosos (AAGAARD, 2004; HÄKKINEN *et al.*, 1987).

Apesar das alterações neurais que ocorrem com o envelhecimento, sabe-se que não são apenas elas as principais responsáveis pela redução da capacidade do idoso em gerar força e potência (POWER; DALTON; RICE, 2013). Além disso, já está bem descrito que o TF sistemático tem efeito positivo em promover aumento na área de secção transversa, na força e na potência do sistema músculo esquelética.

2.2.2 Adaptações Musculares

Em nível celular e molecular, o músculo esquelético pode ser subdividido e classificado baseado nas características isoformicas da miosina. As mesmas são então denominadas miosinas de cadeias pesadas (myosin heavy chain – MHC) MHC I, MHC IIa e IIb. Estas geram três tipos de fibras (I, IIa e IIb) e mais dois tipos híbridos (I-IIA e IIAX). As fibras tipo I, IIA e IIB possuem grandes diferenças com relação as suas propriedades contráteis e energéticas, além disso, sua distribuição dentre os músculos são conhecidas para modular suas propriedades funcionais in vivo (CANEPARI *et al.*, 2010).

Assim como o sistema neural, o sistema musculoesquelético também sofre diversas alterações com o envelhecimento, como mudanças na arquitetura muscular (REEVES; NARICI; MAGANARIS, 2004), transformação nos tipos de fibras musculares (DESCHENES, 2011) e acoplamento excitação-contração (LYNCH, 2008). Como mencionado anteriormente, a perda de UMs com o envelhecimento é um fator chave na redução na área de secção transversa muscular (LEXELL; TAYLOR; SJÖSTRÖM, 1988). No entanto a sarcopenia indubitavelmente afeta a capacidade de gerar força e potência muscular. A combinação de perda de UMs e atrofia das fibras musculares pode gerar um declínio de 40% na área de secção transversa nos idosos (LEXELL; TAYLOR; SJÖSTRÖM, 1988). Tal fato pode levar a uma redução na independência dos idosos (IZQUIERDO *et al.*, 1999).

Alguns estudos associam a perda da força muscular com a atrofia muscular, e tem sido especulado que esse fenômeno ocorre devido a maior entrada de tecido não contrátil no tecido musculoesquelético (CASAS-HERRERO *et al.*, 2013). De acordo com Rice *et al.* (1992) e Overend *et al.* (1992) a depender do músculo estudado, a quantidade de material não-contrátil no jovem gira em torno de 2-5% e entre 8-18% no idoso.

Em estudos anteriores, acreditava-se que preferencialmente ocorreria uma perda substancial nas fibras do tipo II em idosos, no entanto, isso não necessariamente acontece em idosos. A partir da sétima década de vida ocorre uma progressiva redução das fibras do tipo II, acompanhado por poucas mudanças nas fibras do tipo I (LEXELL, 1993). A apoptose celular afeta igualmente as fibras do tipo I e tipo II nos humanos, porém acontece uma maior atrofia (~26%) nas fibras do tipo II comparadas com as fibras do tipo I (KLEIN *et al.*, 2003; LEXELL; TAYLOR; SJÖSTRÖM, 1988).

Lexell *et al.* (1988) demonstraram que dos 20 aos 80 anos, em média não há uma diferença da proporção de fibras. Porém no mesmo estudo, por meio de análise histoquímica, os autores sugerem que a partir dos 50 anos

inicia-se uma atrofia das fibras remanescentes. Em nível funcional, o envelhecimento reduz a velocidade de contração das fibras de todo o músculo e essa redução pode ser causada por diversos fatores tais como a atrofia da fibra muscular do tipo II acompanhado pela idade (PETTE; STARON, 2000) ou um mau funcionamento do acoplamento excitação-contração (DELBONO, 2011).

O músculo esquelético é ativado por uma série de eventos denominados acoplamento excitação-contração. O acoplamento consiste na despolarização da membrana sarcoplasmática a qual induz, pela ativação de sensores de voltagem do sarcolema, a liberação de íons cálcio de estoques do retículo sarcoplasmático. Dessa forma, o acoplamento excitação-contração ocorre devido à interação entre os receptores dihidropiridínicos e os receptores rianodínicos, que são canais de Ca^{2+} (TORAL-OJEDA; ALDANONDO; VALLEJO-ILLARRAMENDI, 2013).

Delbono (2011) relata que com o envelhecimento ocorre uma diminuição do número de receptores de dihidropiridina, e como resultado um desacoplamento entre estes receptores e o receptor de rianodina que resulta em déficits de liberação de cálcio em resposta à excitação muscular, fornecimento reduzido de cálcio a proteínas contráteis, e, eventualmente, redução da força contrátil.

Dessa maneira, o envelhecimento induz a alterações negativas em todos esses aspectos musculares anteriormente descritos e com isso, reduziria a força específica musculoesquelética (i.e. força por área de secção transversa da fibra), o que reduziria a produção de força e potência muscular (CLARK; MANINI, 2008). Em contrapartida, o TF sistemático iria contrapor essa perda da área de secção transversa.

Hakkinen *et al.* (1998b) investigaram os efeitos de 10 semanas de TF em um grupo de oito jovens e dez idosos no aumento da área de secção transversa, características das fibras, EMG, força pico e força explosiva. Os autores investigaram um modelo de treinamento misto na mesma semana (i.e. dia 1 – hipertrofia, dia 2 – força e dia 3 – potência). Ao final do estudo os autores encontram um aumento significativo de 12,2% para a área de secção transversa do quadríceps femoral para o grupo dos jovens e 8,5% para o grupo de idosos. Sem apresentar diferenças significativas entre os respectivos grupos. Além disso, os autores verificaram um aumento significativo para a proporção das fibras do tipo IIa (2 para 6% somente no grupo jovem), porém as fibras do tipo II reduziram de 25 para 16% no grupo de jovens e de 15 para 6% no grupo de idosos. Ambos os grupos demonstraram aumento no sinal EMG dos extensores do joelho ($p < 0,05$) e não foi observada diferença significativa entre os grupos. O aumento na área de secção transversa e as adaptações neurais explicaram o aumento na força isométrica máxima no grupo jovem (15,6%) e no grupo de idosos (16,5%). No entanto, para a variável TDF não foram verificados aumentos significativos em ambos os grupos ($p > 0,05$).

Mais recentemente Correa *et al.* (2014), verificaram os efeitos de baixo e alto volume de TF nas respostas dinâmicas e isométricas dos extensores do joelho, bem como no volume muscular por intermédio de ultrassom em

mulheres após menopausa. Ao final das 12 semanas de intervenção os grupos de alto e baixo volume de treinamento aumentaram a força dinâmica ($p < 0,001$), isométrica ($p < 0,001$) e seu volume muscular ($p < 0,001$). Demonstrando assim a eficácia de dois diferentes volumes de TF sistemático em alterar componentes do sistema muscular (i.e. volume muscular).

2.3 Alterações na capacidade funcional (CF)

A redução na CF também é uma das consequências do envelhecimento. Uma das suas principais consequências dessa redução está relacionada ao evento da primeira queda e/ou reincidência de queda. Para a população idosa as quedas indicam um aspecto negativo. O número de idosos que se acidentam e por ventura têm uma fratura aumentou nos últimos 50 anos (KARLSSON *et al.*, 2013). O resultado disso são 9 milhões de fraturas em pessoas acima dos 50 anos (JOHNELL; KANIS, 2006). Dessas fraturas, 1,6 milhões são no quadril, 1,7 milhões no antebraço e cerca de 1,4 milhões tiveram diagnóstico de fratura na coluna vertebral (JOHNELL; KANIS, 2006).

De acordo com Dellinger e Stevens (2006), as quedas, em casa ou na rua, são o segundo maior relato de ferimentos fatais não intencionais e a principal causa de lesões não fatais em idosos. As quedas podem ter dois fatores: intrínsecos e ambientais. De acordo com recente revisão sobre incidência de quedas envolvendo indivíduos idosos, os principais fatores intrínsecos são: ser do gênero feminino, baixa quantidade de massa muscular, comorbidade médica, doenças musculoesqueléticas, dano cognitivo, desordem do equilíbrio e marcha, desordem sensorial, hipotensão devido a postura, histórico de quedas e utilização de determinados medicamentos. Já os fatores ambientais são: tapetes, pisos escorregadios ou irregulares, falta de iluminação, cabos elétricos mal posicionados, cadeiras e poltronas sem braços e calçados inadequados (KARLSSON *et al.*, 2013).

Todos esses fatores contribuem para a redução da CF. Para prevenir essa redução, programas de atividade física são implementados para elevar a independência dos idosos. Dessa maneira, diversos estudos na área do TF têm sido realizados com o intuito de melhorar ou atenuar a redução da CF. A intervenção do TF também pode promover o aumento da atividade neuromuscular, massa muscular, força muscular e potência muscular. Para avaliar o nível de CF do idoso, existem diversos testes que simulam as AVDs ou questionários de auto declaração de necessidade durante as AVDs.

O teste de sentar e levantar em 30 s mensura a resistência e a habilidade dos membros inferiores de idosos durante as AVDs (BUTLER *et al.*, 2009) e tem sido utilizado para avaliar o efeito de um período de intervenção com TF (PINTO *et al.*, 2013; RECH *et al.*, 2014). Segundo Rikli e Jones (2013), idosas (60-64 anos) com moderada CF conseguem realizar 13,8 repetições enquanto os idosos da mesma faixa etária conseguiriam realizar 14,8 repetições. De acordo com os mesmos autores para que uma idosa realize a tarefa de sentar e levantar de maneira mais independente, ela teria que realizar 15 repetições, enquanto que os homens 17 repetições.

Já o teste levantar, ir e voltar 3 m, é utilizado para avaliar a mobilidade funcional em idosos (70-84 anos) (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991; SHUMWAY-COOK; BRAUER; WOOLLACOTT, 2000). Segundo Rikli e Jones (2013), idosas (60-64 anos) com moderada CF realizam o teste em 5,4 s, enquanto idosos na mesma faixa etária realizam o mesmo teste em 5,2 s. Segundo os autores, idosos com uma maior independência deveriam realizar esse teste em 5 s e 4,8 s respectivamente. O teste de subir e descer escadas analisa a habilidade de subir e descer escadas, assim como testa a força, potência e equilíbrio dos membros inferiores (BENNELL; DOBSON; HINMAN, 2011). Os testes de subir e descer escadas não são tão comumente utilizados. Dessa forma, não existe um ponto de corte tampouco um valor padrão.

Diferente do que acontecia até pouco tempo atrás, atualmente diversos trabalhos vêm abordando a associação entre força muscular explosiva, quantidade e qualidade da massa muscular com os testes de CF (PINTO *et al.*, 2013; RECH *et al.*, 2014; WILHELM *et al.*, 2014). Apesar das inúmeras pesquisas com intervenção do TF em idosos, poucas abordaram como e de que maneira diferentes modelos de periodização do TF poderiam afetar a CF e assim a independência dos idosos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Critérios de Inclusão

Ter idade igual ou superior a 60 anos, disponibilidade de participar das coletas de dados e do programa de treinamento a ser realizado com frequência de duas vezes semanais e não ter participado de forma sistemática de qualquer programa de treinamento de força nos últimos 12 meses prévios ao início das coletas/treinamento.

3.2 Critérios de Exclusão

Foram excluídos do estudo, sujeitos diagnosticados como portadores de doenças cardiovasculares, diabetes, disfunção osteomioarticular, mau funcionamento endócrino, assim como aqueles que apresentarem algum desconforto musculoesquelético durante o programa de treinamento.

3.3 Participantes do Estudo

Trinta e três indivíduos se voluntariam a participar no presente estudo, sendo 25 mulheres (60-71 anos) e oito homens (61-71 anos) (Figura 1). Durante o a fase de entrevistas cinco mulheres, não se enquadraram nos critérios de inclusão, oito declinaram da participação do estudo devido a motivos pessoais ou outras razões não especificadas. Sendo assim, 20 idosos foram divididos de forma randomizada em dois grupos (MPL e MPO), com 10 participantes em cada grupo. No grupo MPL três idosos foram excluídos do estudo (um devido a uma lesão musculoesquelética pré-existente, outro por motivos pessoais e o outro pela baixa aderência ao treinamento). No grupo MPO, dois idosos foram excluídos do estudo (ambos por motivos pessoais). Dessa forma, fizeram parte do estudo 15 voluntários no total, sendo sete (cinco mulheres e dois homens) no MPL e oito (cinco mulheres e três homens) no MPO. Todos os voluntários eram saudáveis e fisicamente ativos, participantes em atividade de baixa a média intensidade cardiovascular (i.e. caminhada, jogging, hidroginástica, etc.). No entanto, nenhum dos voluntários realizou treinamento de força regular, em uma frequência maior do que uma vez por semana, nos últimos oito meses prévios ao começo da intervenção. Todos os voluntários foram instruídos a manterem suas atividades cotidianas durante a intervenção. Os critérios de exclusão eram doenças cardiovasculares, diabetes tipo I, disfunção osteomioarticular, mau funcionamento endócrino, assim como aqueles que apresentarem algum desconforto musculoesquelético durante o programa de treinamento.

Os voluntários foram previamente informados a respeito do desenho experimental do presente estudo, bem como sobre todos os potenciais riscos e desconfortos antes de assinarem e consentirem com o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE). O estudo desenvolveu-se com base na declaração de Helsinki e foi aprovado pelo comitê de ética local CEPEH-UFSC (Nº 763.788).

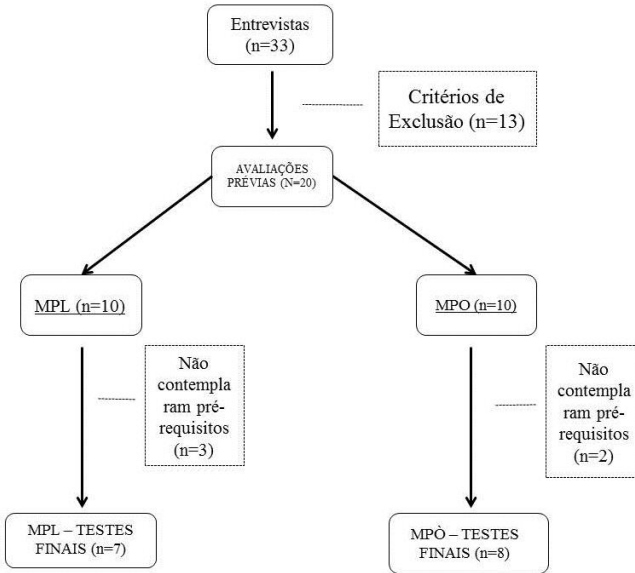


Figura 1:Recrutamento dos voluntários e adequação aleatória ao desenho experimental em ambos os grupos. MPO: Modelo de Periodização Ondulatória; MPL: Modelo de Periodização Linear.

As características físicas dos sujeitos que completaram o estudo estão apresentadas na tabela 1.

Tabela 1: Média e desvio-padrão da idade, massa corporal, altura, percentual de gordura (%G), uma repetição máxima (1-RM) e pico de torque isométrico máximo ($PT_{\text{máx}}$) dos indivíduos dos grupos com modelo de periodização ondulatório (MPO) e linear (MPL).

	MPO (n=8)	MPL (n=7)
Idade (anos)	62,5 ± 1,8	65,6 ± 3,4
Massa corporal (kg)	67,1 ± 9,5	74,3 ± 11,8
Estatura (m)	1,63 ± 0,1	1,62 ± 0,1
%Gordura	33,2 ± 13,5	40,4 ± 11,8
1-RM (kg)	130 ± 32	138 ± 50
$PT_{\text{máx}}$ (N·m)	156 ± 58	154 ± 52

3.4 Desenho Experimental

No intuito de verificar os efeitos de dois modelos de periodização (i.e. linear e ondulatório) do TF, o presente estudo analisou o desempenho de 1-RM no *leg press* 45°, a TDF dos extensores do joelho e a CF. O desenho experimental, bem como as características das intervenções empregadas é apresentada na tabela 2. O treinamento de força teve duração de 12 semanas.

No entanto, para testar a estabilidade e reprodutibilidade das variáveis analisadas, os sujeitos foram analisados em dois momentos distintos previamente ao início do treinamento, o que funcionou com um período controle (-4 a 0 semanas) (HÄKKINEN *et al.*, 1998b). Após esse período todos os sujeitos foram realocados, de maneira randômica, a um grupo que realizou o treinamento com (MPO e o outro grupo realizou o mesmo treinamento com MPL). As magnitudes de volume e intensidade treinamento de cada grupo encontram-se na tabela 2. Esse estudo definiu volume total de carga como série x repetições x massa erguida (kg), dessa maneira, qualquer modificação induzida pelas adaptações do treinamento (i.e. 1-RM, TDF, EMG) seria atribuída pelo modelo de periodização e não devido ao volume da carga de treinamento.

Tabela 2: Programa de treinamento dos dois modelos de periodização durante 12 semanas.

MPL	Volume	Intensidade (% 1 RM)	Intervalo (s)	Tempo Descendente (s)	Tempo Ascendente (s)
S 1,5,9	3x12	60%	45''	2 s	1 s
S 2-6,10	3x10	70%	60''	2 s	1 s
S 3,7,11	3x8	80%	80''	2 s	1 s
S 4,8,12	3x6	90%	105''	2 s	1 s
MPO					
T 1	3x12	60%	45''	2 s	1 s
T 2	3x10	70%	60''	2 s	1 s
T 3	3x8	80%	80''	2 s	1 s
T 4	3x6	90%	105''	2 s	1 s

*S = Semanas; T = Treinos; MPL = Modelo de Periodização Linear; MPO = Modelo de Periodização Ondulatória; RM = Repetição Máxima.

Durante o teste de força máxima (1-RM) no *leg press* 45° foi coletada o sinal eletromiográfico (EMG). Nas avaliações isocinéticas (CVMs) foi analisado o sinal EMG. Os efeitos do treinamento com modelo de periodização ondulatória e modelo de periodização linear foram realizados nos períodos: Controle (-4 a 0 semanas), após 1º mesociclo (0 a 4 semanas), ao final do 2º mesociclo (4 a 8 semanas) e ao final do 3º mesociclo (8 a 12 semanas) do período de intervenção. O treinamento foi realizado duas vezes por semana e foram associados outros exercícios de força (i.e. cadeira extensora, cadeira flexora, cadeira abdução, puxada alta), com cargas leves, como critério motivacional dos voluntários. As avaliações e sessões de treinamento sofreram poucas variações de dias, mas ocorreram nos mesmos horários para controlar o efeito da variação diurna.

3.3 Coleta de Dados e Análises

Foram realizadas quatro visitas ao laboratório previamente ao começo das coletas, sendo que na primeira visita os voluntários assinaram o TCLE e foram submetidos aos procedimentos antropométricos. Na segunda e terceira visitas (com intervalos de 48 h) os voluntários foram familiarizados ao aparelho *leg press* 45° e ao teste isocinético. Durante a quarta visita (48 h após a terceira) os voluntários foram familiarizados ao teste de 1-RM e ao teste de contração isométrica voluntária máxima (CIVM). No período que foi denominado controle (semana -4 até semana 0) os voluntários foram avaliados em dois momentos. Na semana 0 os voluntários realizaram o teste de 1-RM, CIVM e de CF. Ao final da semana 4 e 8, os voluntários voltaram a ser avaliados no teste de 1-RM e CIVM. Ao final da semana 12, os voluntários fizeram sua última avaliação no teste de 1-RM, CIVM e voltaram a realizar os testes de CFs como pode ser ilustrado na figura 1.

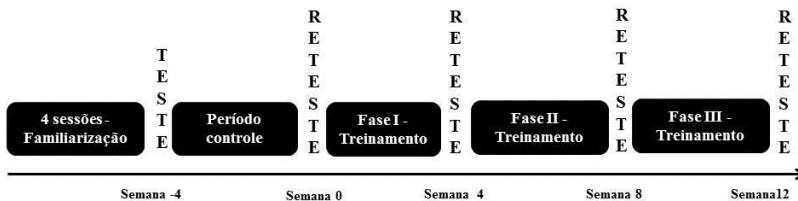


Figura 2: Atividades previstas durante todo o período que sucedeu a intervenção, período pré, meio e pós-intervenção.

3.3.1 Avaliação Antropométrica

O avaliado permanecia com o mínimo de vestimenta possível e descalço para a realização das medidas antropométricas. Primeiramente, foi realizada a medida da massa corporal e da estatura. Os perímetros corporais do abdome foram mensurados por meio de uma fita métrica (CESCORF®) inelástica seguindo a padronização de Callaway (LOHMANN; ROCHE; MARTORELL, 1988), já o perímetro ilíaco foi mensurado de acordo com a descrição de Tran e Weltman (1988).

Em seguida, foram mensurados os perímetros do antebraço, braço, coxa média e panturrilha, além disso, as dobras cutâneas (do bíceps, do tríceps e da panturrilha) foram mensuradas de acordo com as recomendações da ISAK (2001). Para uma maior confiabilidade e reprodutibilidade dos resultados todas as variáveis antropométricas (massa corporal, estatura, perímetros do antebraço, braço, coxa média e panturrilha, e dobras cutâneas do bíceps, do tríceps e da panturrilha) foram mensuradas por examinadores treinados (SILVA *et al.*, 2011).

3.3.2 Avaliações Neuromusculares

3.3.2.1 Avaliação Isométrica

Pico de torque máximo. Os voluntários foram posicionados sentados no dinamômetro isocinético (*Biodex Medical Systems, Shirley, NY, USA*) e para estabilização do corpo cintas foram cruzadas pelo peitoral e cintura, bem como coxa e perna direita foram afixadas por fitas de velcro de forma confortável e estável. O quadril dos voluntários ficou posicionado a 85° de flexão, e o eixo do dinamômetro foi alinhado ao epicôndilo lateral joelho direito dos avaliados e para execução da TDF o joelho do avaliado foi posicionado a 70° (0° = extensão completa) (Figura 2).



Figura 3: Posicionamento no dinamômetro isocinético.

O braço do dinamômetro foi ajustado para assegurar que a almofada do tornozelo permanecesse ao lado direito acima do maléolo medial e lateral. O ângulo de 40° (0=extensão completa) foi utilizado para corrigir o torque extensor do joelho avaliado de cada indivíduo. Com o intuito de manter o padrão do posicionamento de cada indivíduo entre as avaliações, foi elaborada uma ficha contendo: altura da cadeira, trilho cadeira, encosto cadeira, altura do dinamômetro, trilho dinamômetro e braço do dinamômetro (APÊNDICE C).

Foi realizado um aquecimento prévio durante 5 min em bicicleta ergométrica (Ergo-Fit, Ergo Cycle 167, Pirmasens, Alemanha) e em seguida foram realizados exercícios de alongamento. Os voluntários realizaram aquecimento específico no dinamômetro isocinético (*Biodex Medical Systems, Shirley, NY, USA*) que consistiu em 10 ações concêntricas para extensores e flexores do joelho. Após 2 minutos de intervalo, os voluntários realizaram três contrações voluntárias submáximas como forma de familiarização antes de executarem de três a quatro CIVMs (CV 5%).

Com o intuito de analisar a TDF os voluntários foram instruídos a realizar a tarefa da seguinte forma: “O mais rápido e mais forte” logo após um sinal luminoso (BEMBEN; CLASEY; MASSEY, 1990). Os voluntários apresentaram boa familiarização ao teste isocinético (ICC=0,954).

Atraso Eletromecânico. Foi definido como a diferença no tempo (ms) entre o início da atividade elétrica e o início do torque isocinético. O início da atividade elétrica foi determinado automaticamente, usando uma interface entre o software e um gráfico interativo de alta resolução (eixo y = $\sim 30 \mu\text{V}$ e o eixo x = $\sim 100 \text{ms}$). Uma linha horizontal foi disposta no gráfico para representar cinco desvios padrão acima da linha de base (BARRY; WARMAN; CARSON, 2005) e assim proporcionar um guia para auxiliar a determinação do início da

atividade EMG. A determinação do início do torque isocinético será automática e será iniciada quando o sinal do torque alcançar 7,5 N·m para extensores do joelho (THOMPSON et al., 2013; THORLUND et al., 2008).

3.3.2.2 Avaliações Dinâmicas de Força

Força Máxima (1-RM). Após as avaliações primárias, os protocolos experimentais serão desenvolvidos junto à academia de musculação do CDS/UFSC durante 12 semanas. As cargas de treinamento dos exercícios serão controladas através de teste de uma repetição máxima (1-RM), de acordo com o protocolo de Brown (2001). O protocolo consistiu na realização de uma a cinco séries de duas repetições, com aumento progressivo de cargas (por volta de 5 a 10 kg por tentativa) a cada tentativa concluída de forma completa. O 1-RM será determinado quando o indivíduo realizar apenas uma repetição completa. O ângulo de flexão do joelho (85-90°) no exercício *leg press* 45° foi aferido por goniômetro de joelho (CARCI®, São Paulo, Brasil) e controlado por intermédio de instrumento de base de madeira como ilustra a figura 3.



Figura 4: Voluntário posicionado no aparelho *leg press* 45° durante a execução do protocolo de força máxima (1RM).

Esse mesmo controle foi utilizado durante todo o período de treinamento com o intuito que todos os voluntários fossem avaliados, treinados e reavaliados com a mesma amplitude de movimento.

Eletromiografia. Durante teste de 1-RM as atividades eletromiográficas dos extensores do joelho, foi monitorada a atividade elétrica muscular, dos músculos *vastus lateralis* (VL), *rectus femoris* (RF) e *biceps femoris* cabeça longa (BF) por meio de um sistema de eletromiografia de quatro canais Miotool 400 (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda., Porto Alegre, Brasil) com 14 bits de resolução, com modo de rejeição comum com taxa de 126 dB e uma impedância de entrada de 10 GΩ. Eletrodos de Ag/AgCl (Kendall Meditrace, Canadá) com diâmetro de 22 mm, colocados em configuração bipolar, foram fixados sobre o ventre dos músculos avaliados, e um eletrodo de referência foi

fixado em uma estrutura óssea (tíbia). Anteriormente a colocação dos eletrodos na pele, o local foi cuidadosamente limpo com álcool para reduzir a impedância, os pelos removidos e foi realizada abrasão da área para retirar as células mortas. Tais procedimentos para coletas estarão conforme proposto pela International Society of Electromyography and Kinesiology (KONRAD, 2005). Para aquisição do sinal EMG foi utilizado o software Miograph 2.0 (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda., Porto Alegre, Brasil) com uma taxa de amostragem de 2000 Hz por canal.

Para garantir o posicionamento dos eletrodos no mesmo local nos diferentes dias de testes um mapa com a marcação de pontos anatômicos de cada sujeito foi desenvolvido utilizado folhas de acetato (NARICI *et al.*, 1989). dos músculos VL, RF e BFCL do membro inferior direito foram mensuradas por meio de eletromiografia de superfície. Anteriormente a colocação dos eletrodos na pele, o local foi cuidadosamente limpo com álcool para reduzir a impedância, os pelos removidos e foi realizada abrasão da área para retirar as células mortas. Foi utilizado um multímetro (Fluke® 115, Everett, WA, USA) e a impedância aceitável foi de até 3.000 Ohms (NARICI *et al.*, 1989) conforme ilustra a figura 4. Os voluntários apresentaram boa familiarização ao teste de 1-RM (ICC=0,951).



Figura 5: Aferição de impedância da pele, previamente coleta, com multímetro.

Em seguida os eletrodos foram posicionados sobre o ventre dos músculos, alinhados de acordo com a orientação das fibras musculares, em configuração bipolar. O eletrodo de referência foi posicionado sobre a superfície da tíbia. Para minimizar efeitos de artefato, os cabos dos sensores EMG foram fixados a pele por meio de bandagem elástica. A preparação dos eletrodos foi feita de acordo com o proposto pela *International Society of Electromyography and Kinesiology* (ISEK).

Cinemetria. Dados cinemáticos serão coletados para o leg press 45°, e por meio deste será possível identificar os as fases ascendentes e descendentes do

exercício sincronizado com a EMG. Os dados de cinemetria foram registrados pelo sistema Kinovea[®] 0.8.15 por intermédio de uma câmera digital (Samsung[®], modelo HMX-U10BN/XAZ) posicionada no plano sagital de cada sujeito, com capacidade de aquisição de 60 Hz. Marcadores reflexivos foram fixados no maléolo lateral, epicôndilo lateral do fêmur e trocânter maior dos avaliados.

Dessa forma, foi possível controlar a aquisição, a leitura, digitalização, o tratamento e o armazenamento dos parâmetros cinemáticos para sincronização e posterior análise dos dados. O procedimento para calibração foi realizado por meio de um quadrilátero de dimensões 1 x 1 m conforme ilustrado na figura 5.

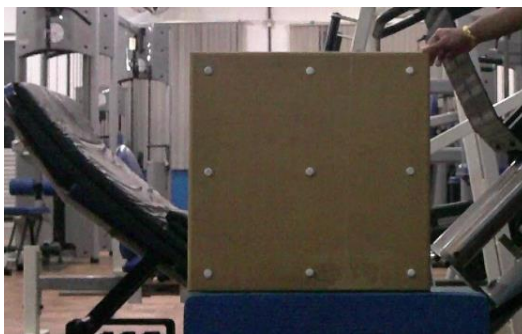


Figura 6: Equipamento de calibração utilizado durante a aquisição dos dados de cinemetria.

3.3.3 Avaliação da Capacidade Funcional

Sentar e Levantar em 30 s: O teste de sentar e levantar mensura a habilidade para realizar as AVDs em idosos (BUTLER *et al.*, 2009). Os indivíduos mantiveram-se sentados com os pés totalmente apoiados sob uma superfície rígida, numa cadeira de encosto de 43 cm de altura, com os braços cruzados na altura dos músculos peitorais. Ao sinal do avaliador, eles foram instruídos a levantar-se o maior número de vezes possível para a posição até alcançar a posição em pé ereta e retornarão à postura sentada dentro do período de 30 s (RIKLI, 2000).

Agilidade – levantar, ir e voltar 3m: Teste comumente utilizado para avaliar a mobilidade funcional em idosos (70 – 84 anos de idade) (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991; SHUMWAY-COOK; BRAUER; WOOLLACOTT, 2000). O teste requer que o avaliado levante, sem o auxílio das mãos, caminhe 3 m (sem correr), contorne o cone, retorne a posição de partida e sente-se. Serão realizadas três tentativas, com intervalo de um minuto entre cada uma, sendo que a primeira será utilizada como forma de familiarização. O cronômetro foi

acionado ao início do teste e o melhor escore (menor tempo em segundos) foi utilizado para análise estatística (SHUMWAY-COOK; BRAUER; WOOLLACOTT, 2000).

Subir e Descer Escadas: O teste de subir escadas analisa a habilidade de subir e descer escadas, assim como testa a força, potência e equilíbrio dos membros inferiores (BENNEL; DOBSON; HINMAN, 2011). Os sujeitos subiram as escadas (8 degraus, por volta de 16 cm de altura por degrau) de maneira segura usando o corrimão, numa velocidade habitual. O tempo foi inicializado quando o pé sair do chão ao comando do avaliador e finalizado quando ambos os pés tocaram o oitavo degrau.

Após breve intervalo, solicitou-se que o avaliado descesse as escadas. O cronometro foi iniciado ao tocar o primeiro degrau abaixo e finalizado ao completar o último degrau. O tempo total para subir e descer os degraus foi registrado e convertido para número de passos por segundo (BUTLER *et al.*, 2009).

3.6 Registro de Consumo Alimentar

Os idosos mantiveram seus padrões dietéticos habituais durante todo o período de treinamento. O consumo dietético dos idosos foi avaliado por meio de registro alimentar de 2 dias (FISBERG *et al.*, 2013), a partir dos quais foram estimadas as médias individuais das ingestões de energia, carboidrato, proteína e lipídeo. Os registros dietéticos foram preenchidos pelos próprios idosos em dias não consecutivos (INSTITUTE OF MEDICINE (US) SUBCOMMITTEE ON INTERPRETATION AND USES OF DIETARY, 2000). Orientações verbais e por escrito quanto ao preenchimento dos registros (Anexo C), bem como as análises do consumo nutricional, foram feitas por um nutricionista.

Posteriormente, foram feitas estimativas da adequação do consumo individual, segundo as respectivas preconizações da *Dietary Reference Intakes (DRIs): Estimated Energy Requirement (EER)*, para energia, e *Acceptable Macronutrient Distribution Range (AMDR)*, para os macronutrientes. Na análise quantitativa do consumo energético, foi comparado a média do consumo de energia (dos dois dias) com a estimativa do gasto energético (EER) mais dois desvios padrões. Para a análise da adequação de carboidrato, de proteína e de lipídeo, foi comparado diretamente o percentual da média do consumo do macronutriente com o respectivo percentual da AMDR (INSTITUTE OF MEDICINE (US) SUBCOMMITTEE ON INTERPRETATION AND USES OF DIETARY, 2000).

3.7 Tratamento de Dados

Os sinais EMG foram filtrados utilizando um filtro digital Butterworth de 4ª ordem, do tipo passa-banda, com frequência de corte entre 20-500 Hz. O processo para normalização da atividade elétrica do músculo foi realizada para diminuir a variabilidade entre diferentes indivíduos. Todas as normalizações foram realizadas em função da contração voluntária máxima (%CIVM), e as CIVMs foram coletadas nos dias de avaliação no aparelho dinamômetro isocinético durante 5 s. O sinal EMG da CIVM foi recortado durante o platô do pico de torque isométrico. Dessa maneira a atividade elétrica de cada músculo foi normalizada pela CIVM e representada pelo valor root mean square (RMS).

Durante a coleta da CIVM foi coletada a TDF dos extensores do joelho dos indivíduos. Para o registro e sincronização dos dados, um trigger manual foi utilizado para sincronizar o EMG e dinamômetro isocinético. O TDF absoluto (TDF_{abs}) foi determinado da máxima CIVM. A TDF foi derivada com a inclinação da curva momento-tempo ($\Delta\text{torque}/\Delta\text{tempo}$) sobre os intervalos de tempo 0–30, 0–50, 0–100 e 0–200 ms relativos ao início da contração muscular. Similarmente, o TDF normalizado (TDF_{norm}) foi determinado como a inclinação da curva momento-tempo relativizada pelo máximo pico de torque isométrico nos intervalos de tempo de 0–30, 0–50, 0–100 e 0–200 ms (expressos em %CVM-s) (AAGAARD *et al.*, 2002).

Para analisar o valor do pico de torque isométrico máximo foi utilizado um filtro passa alta de 10 Hz de segunda ordem. Os dados (EMG, PT_{MAX} , TDF e AEM) foram analisados em ambiente computacional (MATLAB 6.5, *Mathworks, Natick, Massachusetts, USA*).

3.8 Tratamento Estatístico

Após verificação da normalidade dos dados, a estatística descritiva (média e desvio padrão) foi utilizada para caracterização da amostra. Para comparação das médias inter e intra-grupos pré e pós-período de intervenção foi utilizado a Anova modelo misto (grupo x tempo). Com a identificação de valor de F significativo, o teste *post hoc* de Bonferroni foi utilizado para verificar as diferenças entre as médias. Os valores absolutos dos testes de capacidade funcional foram analisados através de do teste de T de *student* para amostras pareadas (dentre os grupos; pré vs. pós-intervenção). Para análise de magnitude do efeito do treinamento foi utilizado o tamanho do efeito (TE) para indivíduos destreinados (efeito trivial <0,50; efeito pequeno 0,50 – 1,25;

efeito moderado 1,25 – 1,9 e efeito elevado > 2.0) (RHEA, 2004). O software SPSS 18.0 foi utilizado, com adoção de um nível de significância ($p < 0,05$) para todos os testes.

4 RESULTADOS

4.1 Volume total de treinamento

Ao final do período experimental foi observados volumes (série x repetições x carga u.a) de treino similares entre os dois grupos MPO e MPL: 24.990 ± 8.325 e 23.926 ± 6181 u.a ($p > 0,05$).

4.2 Respostas Neuromusculares

4.2.1 Pico de torque isométrico máximo (PT_{MAX})

No período controle (semana -4) não foram observadas diferenças significativas entres os grupos em relação ao PT_{max} dos membros inferiores ($p > 0,05$). Além disso, não foi observado um significativo efeito do ao longo do tempo de treinamento em ambos os grupos para a contração isométrica máxima (tabela 3).

Tabela 3: Média e desvio-padrão para o pico de torque isométrico máximo, diferença percentual e tamanho do efeito (TE) nos modelos de periodização ondulatória (MPO) e linear (MPL) entre o mesociclos.

	Semanas					$\Delta\%$	TE
	-4	0	4	8	12		
MPO (N·m)	156± 16	156± 17	166 ± 15	174 ± 20	173 ± 21	10 ± 17	0,39
MPL (N·m)	155± 19	154 ± 22	156 ± 28	159 ± 22	159 ± 22	-5 ± 17	0,09

4.2.2 Taxa de desenvolvimento de força (TDF)

No período controle os dois grupos apresentaram valores de TDF (0-50, 0-100, 0-150, 0-200, 0-250 ms) absolutas e normalizadas similares ($p > 0,05$). Ao final do período experimental, ambos os grupos não apresentaram diferenças significantes para a variável TDF absoluta em todos os intervalos investigados ($F1=1,710$, $F1=2,163$, $F1=2,217$, $F1=1,618$, $F1=1,488$, $p > 0,05$) (Tabela 4).

Tabela 4: Média e desvio-padrão da taxa de desenvolvimento de força (TDF) absoluta nos intervalos avaliados nos modelos de periodização ondulatória (MPO) e linear (MPL) no momento pré e pós 12 semanas de treinamento de força.

	MPO				MPL			
	Semanas				Semanas			
	-4	4	8	12	-4	4	8	12
TDF _{50 ms} (N·ms ⁻¹)	679±265	672±290	784±340	753±360	539±240	573±330	698±406	633±371
TDF _{100 ms} (N·ms ⁻¹)	710±279	710±301	807±312	758±336	592±289	586±340	693±400	621±333
TDF _{150 ms} (N·ms ⁻¹)	605±211	610±227	689±254	657±274	516±236	516±269	589±318	543±266
TDF _{200 ms} (N·ms ⁻¹)	535±207	553±203	608±227	583±249	463±217	475±251	533±299	497±240
TDF _{250 ms} (N·ms ⁻¹)	487±187	505±173	548±198	525±212	274±43	437±227	483±263	451±197

Já para a variável TDF normalizada foi observada diferença significativa entre a semana -4 e a semana 8 para ambos os grupos nos intervalos 0-100 e 0-150 ms (MPO: F3=3,340, p=0,035; MPL: F3=3,880, p=0,025). No entanto, não foram observadas diferenças significativas nos demais intervalos (p>0,05) (Tabela 5). O grupo MPO obteve aumentos percentuais de (7,7, 3,4, 2,4, 4,5 e 3,6%) para os intervalos avaliados, enquanto que o grupo MPL obteve aumentos percentuais de (11,2, -2,9, -5,9, -3,4 e -3,8%).

Tabela 5: Média e desvio-padrão da taxa de desenvolvimento de força (TDF) normalizada nos intervalos avaliados nos modelos de periodização ondulatória (MPO) e linear (MPL) no momento pré e pós 12 semanas de treinamento de força.

	MPO				MPL			
	Semanas				Semanas			
	-4	4	8	12	-4	4	8	12
TDF _{50 ms} (N·ms ⁻¹)	349±104	330±103	374±94	376±112	296±166	284±81	363±109	323±137
TDF _{100 ms} (N·ms ⁻¹)	405±118	384±106	427±68*	415±89	353±128	319±74	392±104*	351±107
TDF _{150 ms} (N·ms ⁻¹)	364±77	346±68	384±39*	376±56	327±72	297±43	349±68*	322±77
TDF _{200 ms} (N·ms ⁻¹)	320±69	313±54	337±32	334±48	295±49	276±38	312±53	294±65
TDF _{250 ms} (N·ms ⁻¹)	294±59	290±39	309±28	304±35	274±43	257±33	286±37	272±46

*Diferença significativa entre a semanas -4 e 8, MPO: p=0,035 e MPL: 0,025.

4.2.3 Atraso eletromecânico (AEM)

No período controle não foram observadas diferenças significativas entre os grupos para o AEM para os extensores do joelho (VL+RF/2) (F1=2,127, p>0,05). Além disso, também não foi observado efeito do tempo na mesma variável (F3=0,703, p>0,05) (Tabela 6).

Tabela 6: Média e desvio-padrão para o atraso eletromecânico (AEM) dos extensores do joelho nos modelos de periodização ondulatória (MPO) e linear (MPL) durante as 12 semanas de treinamento de força.

	Semanas			
	-4 a 0	0 a 4	4 a 8	8 a 12
MPO (ms)	143 ± 17	123 ± 53	140 ± 21	133 ± 20
MPL (ms)	152 ± 11	102 ± 72	142 ± 9	150 ± 29

4.2.4 Força dinâmica máxima (1-RM)

Na condição controle (semana -4) os dois grupos apresentaram valores semelhantes de 1-RM ($p > 0,05$). No entanto, após oito semanas, o grupo MPL ($30,11 \pm 15,66\%$, $p=0,001$) e MPO ($32,19 \pm 22,38\%$, $p=0,001$) obtiveram aumentos significativos de 1-RM em relação ao período controle (Tabela 5). Além disso, ao final da 12ª semana de treinamento o grupo MPL ($36,96 \pm 11,55\%$, tamanho do efeito [TE]=1,01, $p=0,001$) e o MPO ($42,27 \pm 9,47\%$, TE=1,97, $p=0,001$) também apresentaram aumentos significativos de 1-RM em relação ao período controle (Tabela 7). Porém ao final do período experimental, não foram verificadas diferenças significativas entre os grupos ($F_1=0,341$; $p > 0,05$) (Tabela 7).

Tabela 7: Média e desvio padrão dos valores de uma repetição máxima (1-RM), diferença percentual e tamanho do efeito (TE) nos modelos de periodização ondulatória (MPO) e linear (MPL) durante as 12 semanas de treinamento.

	Semanas						
	-4	0	4	8	12	$\Delta\%$	TE
MPO (kg)	140 ± 10	136 ± 10	168 ± 12	180 ± 12*	196 ± 3*	45 ± 13	1,9
MPL (kg)	145 ± 18	145 ± 18	169 ± 16	188 ± 20*	196 ± 22*	37 ± 11	1,0

*Diferenças significativas em relação ao período controle ($p=0,001$).

4.2.5 Atividade eletromiográfica (EMG)

Durante a tarefa de força dinâmica máxima (1-RM) no período controle não foi observada diferença significativa entre os grupos com relação à ativação muscular dos extensores do joelho (VL+RF/2) ($F_3=2,292$, $p > 0,05$). No entanto, foram verificados efeitos significativos com relação ao período de intervenção para os extensores do joelho em ambos os grupos. Ao final da oitava semana de treinamento houve aumentos significativos na ativação muscular dos extensores do joelho no MPO ($91,4 \pm 63,4\%$) e MPL ($39,3 \pm 86,8\%$) para ambos os grupos ($F_3=4,945$, $p=0,035$). Além disso, também foram

observadas diferenças significativas para ambos os grupos ao final da 12ª de treinamento (MPO $96,8 \pm 75,3\%$, TE=1,66 e MPL $10,9 \pm 42,2\%$, TE=0,25) (F3=4,945, p=0,011) (Tabela 8).

Tabela 8: Média e desvio padrão da razão da ativação muscular dos extensores do joelho (VL+RF/2) durante o teste de uma repetição máxima pela contração isométrica voluntária máxima, diferença percentual e tamanho do efeito (TE) nos modelos de periodização.

	Semanas				$\Delta\%$	TE
	-4	4	8	12		
MPO	$0,61 \pm 0,26$	$0,76 \pm 0,19$	$1,11 \pm 0,32^*$	$1,05 \pm 0,20^\#$	$96,9 \pm 75,3$	1,66
MPL	$0,74 \pm 0,32$	$0,82 \pm 0,22$	$0,78 \pm 0,19^*$	$0,91 \pm 0,28^\#$	$42,4 \pm 99,3$	0,25

*Diferença significativa em relação ao período controle (p=0,035). #Diferença significativa em relação ao período controle (p=0,011).

Não foram verificadas diferenças significativas para a ativação muscular do BF entre os grupos (F1=1,884, p>0,5) e também não foram verificados efeitos significativos para a ativação muscular do BF após o período de intervenção (F3=0,437, p>0,05) (Tabela 9).

Tabela 9: Média e desvio padrão da ativação muscular do músculo *biceps femoris* durante o teste de uma repetição máxima pela contração isométrica voluntária máxima, diferença percentual e tamanho do efeito (TE) nos modelos de periodização ondulatoria e periodização linear.

	Semanas				$\Delta\%$	TE
	-4	4	8	12		
MPO	$1,2 \pm 1,1$	$1,5 \pm 0,7$	$1,5 \pm 0,9$	$1,4 \pm 0,6$	$15,39 \pm 105,2$	0,18
MPL	$1,1 \pm 1,0$	$1,3 \pm 0,6$	$1,0 \pm 0,3$	$0,9 \pm 0,6$	$-11,86 \pm 72,95$	-0,12

4.3 Capacidade funcional (CF)

4.3.1 Teste sentar e levantar 30 s

No período controle não foram observadas diferenças significativas entre os grupos para os testes de capacidade funcional sentar e levantar em 30 s (p>0,05). Após o período de intervenção foi verificado efeito do tempo no grupo MPO no teste sentar e levantar em 30 s havendo um aumento médio no

número de repetições. Já no grupo MPL, não foram observadas diferenças significativas no teste. Apesar dos distintos comportamentos dos grupos nos diferentes testes, ao realizar as comparações pós-intervenção entre os grupos não foi verificada diferença significativa (Tabela 10).

Tabela 10: Média e desvio-padrão para o número de repetições durante o teste sentar e levantar em 30 s e a diferença percentual nos modelos de periodização ondulatória (MPO) e linear (MPL) nos momentos pré e pós-intervenção de 12 semanas de treinamento de força.

MPO			MPL		
Pré	Pós	Δ %	Pré	Pós	Δ %
14,0 \pm 1,4	16,6 \pm 2,4*	18,7 \pm 19,0	16,7 \pm 4,7	17,5 \pm 3,3	11,3 \pm 22,7

*Diferença significativa entre o período pré e pós-intervenção no grupo MPO (p=0,01).

4.3.2 Teste de subir e descer degraus

No período controle não foram observadas diferenças significativas entre os grupos para os testes de capacidade funcional de subir e descer degraus. Após o período de intervenção foi verificado efeito do tempo no grupo MPO para os testes de subir e descer degraus. Houve uma redução significativa no tempo de execução de ambos os testes (Tabela 11). Já no grupo MPL, apesar da redução dos tempos, não foram observadas diferenças significativas nos testes de subir e descer degraus. Apesar dos distintos comportamentos dos grupos nos diferentes testes, ao realizar as comparações pós-intervenção entre os grupos somente no teste funcional de descer escadas foi verificada diferença significativa (9,9 \pm 10,8%, p=0,02).

Tabela 11: Média e desvio-padrão para o número de repetições durante os testes funcionais subir e descer degraus e a diferença percentual nos modelos de periodização ondulatória (MPO) e linear (MPL) nos momentos pré e pós-intervenção de 12 semanas de treinamento.

	MPO			MPL		
	Pré	Pós	Δ %	Pré	Pós	Δ %
Subir	4,1 \pm 1,0	2,6 \pm 0,4**	-31 \pm 15,2	3,4 \pm 0,6	2,8 \pm 0,4	-22 \pm 19,5
Descer	3,5 \pm 0,9	2,5 \pm 0,4‡	-24 \pm 21,3	3,4 \pm 0,9	2,7 \pm 0,5‡	-18 \pm 17,0

*Diferença significativa para o grupo MPO entre o período pré e pós (p=0,002).

‡Diferença significativa no período pós entre os grupos (p=0,02).

‡Diferença significativa em ambos os grupos após o período de intervenção (MPO: p=0,027 e MPL: p=0,040).

4.3.3 Teste levantar, ir e voltar 3 m

Na condição de período controle não foram observadas diferenças significativas entre os grupos para o teste de capacidade funcional de levantar, ir e voltar 3 m ($p>0,05$). Após o período de intervenção foi verificado efeito do tempo em ambos os grupos para o teste de ir e voltar 3 m. Os indivíduos apresentaram uma redução no tempo de execução do teste do período controle comparado com o término da intervenção (Tabela 12). Ao final do período experimental não foi observada diferença significativa entre os grupos MPO e MPL.

Tabela 12: Média e desvio-padrão para o número de repetições durante o teste funcional levantar, ir e voltar 3 m e a diferença percentual nos modelos de periodização ondulatória (MPO) e linear (MPL) nos momentos pré e pós-intervenção de 12 semanas de treinamento.

MPO			MPL		
Pré	Pós	Δ %	Pré	Pós	Δ %
5,2 \pm 0,8	4,3 \pm 0,9*	-16,7 \pm 14,2	5,2 \pm 0,9	4,7 \pm 0,8#	-8,5 \pm 7,7

*Diferença significativa após o período de intervenção ($p=0,01$).

#Diferença significativa após período de intervenção ($p=0,03$).

5 DISCUSSÃO

O presente estudo procurou investigar os efeitos crônicos de dois modelos de periodização de treinamento de força na produção de força máxima (1-RM), na capacidade de força explosiva (i.e. TDF), na taxa de ativação muscular (EMG) dos extensores do joelho, bem como o atraso eletromecânico (AEM) em pessoas idosas. Além disso, objetivou-se verificar melhoras nas capacidades funcionais dos idosos. Os resultados demonstraram que a capacidade de produção de força máxima (1-RM) apresentou melhoras significativas a partir da oitava semana de treinamento, sem ser observada diferença estatística entre os grupos. No entanto, para o grupo MPO foi observado um maior tamanho do efeito (TE) de treinamento. Nos mesmos períodos, foi observado aumento do sinal EMG durante o teste de 1-RM em ambos os grupos, não sendo observada diferença entre os mesmos. No entanto, mais uma vez foi observado um tamanho do efeito maior no grupo MPO.

Além disso, os grupos MPO e MPL demonstraram aumentos significativos para a TDF normalizada até a oitava semana de TF. Apesar disso, não foram verificadas diferenças significativas entre os grupos para o atraso eletromecânico (AEM). Além disso, apesar dos diferentes comportamentos nos testes funcionais, somente o teste de descer degraus mostrou diferenças significativas entre os grupos. Com o intuito de facilitar, a discussão do presente trabalho será dividida em três partes.

5.1 Efeitos dos Distintos Modelos do Treinamento de Força na PT_{MAX} , no AEM e na TDF dos Idosos

O PT_{MAX} avaliado por meio do dinamômetro isocinético (i.e. CIVM) não apresentou aumentos significativos ao final do período de intervenção (12 semanas de treinamento) ($p > 0,05$). Tal fato pode ter ocorrido devido à falta de especificidade de treinamento isométrico (KUBO et al., 2001; AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, CHODZKO-ZAJKO et al., 2009). O AEM não apresentou diferenças significativas entre o período controle e pós-treinamento ($p > 0,05$), o que vai de encontro com alguns trabalhos (KUBO et al., 2001; WALLERSTEIN et al., 2012). No entanto, outros estudos também não encontraram redução no valor do AEM como consequência do TF em idosos (HAKKINEN; KOMI, 1986).

A avaliação do AEM requer precaução, pois os dados descritos na literatura são inconsistentes e os tipos de TF empregados podem influenciar diretamente os resultados (LIBARDI et al., 2014). De acordo com Häkkinen e Komi (1986), provavelmente determinados tipos de TF podem não ser sensíveis para gerar mudanças no tempo motor. Além disso, a técnica tem certas limitações, tais como: (1) o AEM não é tão sensível para detectar mudanças na capacidade de produção de força inicial como o envelhecimento; (2) existe uma grande variabilidade entre sujeitos do acoplamento excitação-contração o qual

pode confundir os dados oriundos do AEM; (3) o AEM não é uma medida reprodutível (LIBARDI et al., 2014).

Entretanto, algumas pesquisas têm demonstrado a importância do TF para uma base sólida em manter ou aumentar outros fatores (e.g. arquitetura muscular, tipo de fibra muscular, propriedades tendíneas, recrutamento das UMs, frequência de disparos, sincronização das UMs) que elevem o nível de força explosiva (TDF) nos indivíduos jovens, adultos e idosos (AAGAARD et al., 2002; AAGAARD, 2003; CASEROTTI et al., 2008; CORMIE; MCGUIGAN; NEWTON, 2011a, 2011b). No presente estudo, foram observadas aumentos significativos após oito semanas de TF em dois intervalos de tempo (0-100 e 0-150 ms) em ambos os grupos. Cabe acrescentar que não foram observadas diferenças significativas entre os dois modelos de periodização para a TDF.

Para idosos, apresentar uma maior TDF representa ter melhor controle da postura e facilidade para readquirir o equilíbrio (AAGAARD et al., 2002; AAGAARD, 2004). Sendo assim, o declínio da TDF pode levar a grandes decréscimos na capacidade funcional e na independência para realizar as AVDs, aumentando dessa forma o risco de lesões (THOMPSON et al., 2013). Diversos fatores influenciam a TDF, como as características morfológicas (i.e. área secção transversa muscular, quantidade de fibras do tipo de contração rápida e isoforma da miosina) (HÄKKINEN et al., 1998c) e fatores neurais, como frequência de disparos das UMs, recrutamento dos motoneurônios e ativação muscular (AAGAARD et al., 2002).

Um dos estudos que investigou as respostas do TF em relação a TDF dos flexores do cotovelo em idosos foi o estudo de Barboza et al. (2008). Fizeram parte do estudo 18 idosos, sendo divididas em dois grupos (TF e grupo controle) durante 8 semanas. O protocolo deste estudo consistia em realizar 2 séries de 12RM e uma série de 10 repetições até a falha concêntrica. Apesar das diferenças significativas em todos os intervalos observados no estudo (0-30, 0-50, 0-100, 0-150, 0-200, 0-250 ms e TDF Pico, $p < 0,05$), ao final do período experimental só foi observado efeito do treinamento (grupo vs. tempo) no intervalo 0-150ms. Os achados do presente estudo estão de acordo com Barboza et al. (2008), pois também foi verificado efeito do TF na produção de força explosiva.

As contrações concêntricas com duração de aproximadamente de 2 s e as contrações excêntricas com duração de 3 s são mais eficazes em promover ganhos de força dinâmica máxima (HASKELL et al., 2007). Além disso, à falta de especificidade entre o tipo de treino e o tipo de avaliação a ser avaliada pode ter sido um dos pontos que não levaram ao aumento da força explosiva dos sujeitos do presente estudo (KUBO et al., 2001; AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, CHODZKO-ZAJKO et al., 2009).

Dessa forma, o estudo de Caserotti et al. (2008), teve como objetivo investigar os efeitos de 12 semanas do TF com cargas variando de 75-80% de 1-RM em idosos (60-65 anos) e muito idosos (80-85 anos). O treinamento era realizado o mais rápido possível na sua fase concêntrica (i.e. de forma

explosiva). Foram utilizados no experimento a cadeira extensora (bilateral), leg press horizontal, cadeira flexora, máquina para panturrilha e leg press 45° (todos os aparelhos eram isoinerciais). Ao final do experimento os autores encontram um aumento de 51% para a TDF no grupo dos muito idosos e um aumento de 21% para o grupo de idosos.

Com isso, apesar de que um programa de TF parecer benéfico para a manutenção dos requerimentos de força muscular em idosos ativos, o mesmo deveria mesclar diferentes velocidades de execução (i.e. ações concêntricas mais rápidas) (CASEROTTI et al. 2008). Para que dessa forma, aumente a força explosiva, diminua a fragilidade muscular e aumente a qualidade de vida em adultos idosos.

5.2 Efeitos dos Distintos Modelos do Treinamento de Força na força dinâmica máxima (1-RM) e EMG em Idosos

Um dos principais objetivos do presente estudo era comparar os efeitos de 12 semanas de TF em dois modelos de periodização em idosos (MPO vs. MPL) no teste de 1-RM para membros inferiores. Ambos os modelos apresentaram aumentos significativos para o teste de 1-RM, sem apresentar diferenças significativas entre os grupos. No entanto, o grupo que foi inserido no MPO foi mais eficaz em melhorar sua força dinâmica máxima em comparação com o grupo MPL (TE=1,06 MPL e TE=1,97 MPO; pequeno e médio respectivamente). Dessa maneira, uma das hipóteses iniciais foi confirmada.

Os aumentos percentuais induzidos no grupo MPL por meio do treinamento para o 1-RM estão de acordo com estudos com TF prévios com idosos (HÄKKINEN et al., 1998b; RADAELLI et al., 2013; WALLERSTEIN et al., 2012) e apesar da diferença das idades, os valores de 1-RM do grupo MPO estão de acordo com estudo prévios com sujeitos adultos (MIRANDA et al., 2011; PRESTES et al., 2009; SIMÃO et al., 2012). Os resultados do presente estudo mostraram maior incremento percentual comparado ao estudo (KRAEMER et al., 1999) (36,9 MPL, 44,7% MPO vs. 10,8%). Tal diferença de aumento percentual pode ter ocorrido devido à utilização de diferentes aparelhos multiarticulares (leg press 45 [presente estudo] vs. agachamento [KRAEMER et al. 1999]). As diferenças na produção de força máxima (i.e. 1-RM) relacionadas a diferentes modelos de periodização não tem sido investigada sistematicamente em indivíduos jovens, atletas e em especial em idosos (HARRIES; LUBANS; CALLISTER, 2014).

Atualmente não existe um consenso a respeito da melhor estratégia ou modelo de periodização para promover um maior aumento na força máxima de membros inferiores de idosos por meio do TF (CANNON; MARINO, 2010; RADAELLI et al., 2013; WALKER et al., 2013). A partir dos resultados observados no presente estudo, surge a possibilidade de se elaborar diferentes modelos de periodização (MPO e MPL) também na população idosa. Dessa

maneira, conhecer o modelo que aperfeiçoe o aumento da força muscular seria necessário, visto que a perda da mesma é mais rápida em comparação com a perda da massa muscular em idosos (DELMONICO et al., 2009).

Dessa maneira, os diferentes modelos de periodização empregados no presente estudo (i.e. MPL e MPO) tinham como objetivo o aumento da força muscular máxima e para evitar volumes de treinamento muito distintos entre os grupos, ambos os grupos tiveram os seus volumes equalizados. A frequência semanal de treinamento dos grupos estava de acordo aos trabalhos anteriores que enfatizaram o aumento de força máxima, da potência e da capacidade funcional de idosos (CANNON; MARINO, 2010; HÄKKINEN et al., 2000, 1998c; RADAELLI et al., 2013; WALKER et al., 2013; WALLERSTEIN et al., 2012). Vale ressaltar, que o presente estudo empregou um modelo básico de periodização linear, mas obedecendo aos pressupostos do modelo de Stone, O'Bryant e Garhammer (1981). O mesmo acontecendo para o MPO, o qual foi baseado na literatura (MONTEIRO et al., 2009; PRESTES et al., 2009). Além disso, o volume total de treinamento dos grupos foi equalizado para evitar problemas na interpretação dos resultados (RHEA et al., 2002).

Concomitante ao aumento na produção de força máxima em ambos os grupos, outro achado importante do estudo foi o aumento do sinal EMG para os extensores do joelho durante o teste de 1-RM bilateral (42% MPL e 96% MPO). Tais resultados corroboram com achados anteriores (HÄKKINEN et al., 2001; CORREA et al., 2012; CADORE et al., 2013a; RADAELLI et al., 2013; WALKER et al., 2013). Existem evidências de que o aumento na produção de força máxima em idosos até a oitava semana ocorra em função das alterações no sistema nervoso central, aumentando assim os inputs neurais (maior frequência e recrutamento das UMs) (MORITANI; DEVRIES, 1979) e na predominância de mudanças morfológicas (i.e. aumento da área de secção transversa fisiológica e diminuição de material não contrátil) poderiam provocar aumentos na força muscular após 10 semanas de TF (CASAS-HERRERO et al., 2013; WALKER et al., 2013).

Apesar de não ter ficado evidente a diferença por intermédio da estatística inferencial, durante o teste dinâmico máximo, o grupo MPO obteve um maior efeito de treinamento ($TE=1,65$ médio) para o nível de atividade EMG em comparação com o grupo MPL ($TE=0,24$ trivial) para a variável. Isso pode demonstrar uma necessidade de adaptação neural mais rápida no modelo de periodização ondulatória (POLIQUIN, 1988) (Tabela 4). Esse aumento na ativação neural durante o TF com cargas que promovam aumento da força máxima pode sugerir que parte desse efeito reside nas vias neurais facilitadoras e inibidoras atuando em vários níveis do sistema nervoso (MORITANI; DEVRIES, 1979).

Existem evidências que o envelhecimento ocasiona mudanças no córtex motor e da medula espinal, influenciando dessa forma a ativação voluntária do músculo (MANINI; HONG; CLARK, 2013). Assim, pode ser especulado que os voluntários do presente estudo apresentaram maior frequência de disparos após o período de intervenção, sendo que o grupo MPO

obteve um maior efeito do treinamento ($TE=1,65$). Apesar dos resultados aqui apresentados o presente trabalho apresenta algumas limitações, como o baixo número de voluntários em comparação com estudos anteriores e a avaliação da hipertrofia muscular por medidas antropométrica que é uma técnica duplamente indireta de avaliação.

No entanto, os indivíduos do presente estudo adquiriram uma alta familiarização para o teste de 1-RM ($ICC=0,951$) e um baixo coeficiente de variação (5,7% e 2,5%), que creditam uma robustez e reprodutibilidade dos dados apresentados. Portanto, é possível afirmar que o MPO teve um maior efeito sobre a força dinâmica máxima (1-RM) e ativação muscular nessa população em questão.

A adequada oferta calórica e, particularmente, de proteínas durante o período de TF favorece o desenvolvimento muscular em indivíduos idosos (FIATARONE et al., 1994; SINGH et al., 1999). Atualmente, propõe-se que as recomendações protéicas diárias para idosos saudáveis sejam de 1,0-1,2 g/kg de peso corporal, ao passo que, idosos desnutridos ou em risco de desnutrição, devido a doenças agudas ou crônicas, devam consumir entre 1,2-1,5 g de proteína/kg/dia (DEUTZ et al., 2014; GAFFNEY-STOMBERG et al., 2009; MORLEY et al., 2010). Não obstante, dados epidemiológicos indicam elevada inadequação no consumo de nutrientes na população idosa brasileira (FISBERG et al., 2013). No grupo estudado, os percentuais dos consumos de proteína e de carboidrato individuais, em relação à ingestão energética total diária, estavam em conformidade com as recomendações (IOM, 2005). Entretanto, cerca de 80% dos idosos apresentaram consumo energético diário insuficiente, segundo as respectivas recomendações energéticas (EERs) individuais (IOM, 2002; 2005), o que sugere que as necessidades diárias protéicas desses indivíduos poderiam não estar sendo atendidas (VOLPI et al., 2013). De fato, considerando as recomendações diárias por kg de peso (DEUTZ et al., 2014; GAFFNEY-STOMBERG et al., 2009; MORLEY et al., 2010), 100% dos idosos tiveram o consumo protéico $\leq 1,2$ g/kg/dia. Nesse contexto, é importante ressaltar a efetividade do TF, no ganho de força e na massa muscular, mesmo naqueles indivíduos que apresentavam baixo consumo calórico e protéico diário. No entanto, não se pode desconsiderar que os benefícios do TF poderiam ter sido mais significativos, na presença de uma ingestão nutricional mais apropriada (FIATARONE et al., 1994; SINGH et al., 1999; VOLPI et al., 2013).

5.3 Efeitos dos Distintos Modelos do Treinamento de Força na Capacidade Funcional dos Idosos

No presente estudo um dos objetivos centrais era verificar qual modelo de TF empregado após o período de intervenção seria mais eficaz para promover alterações na CF dos idosos. A hipótese levantada no presente estudo era que o MPO promoveria maiores alterações do que o MPL. O grupo MPO obteve melhoras significativas nos testes 30 s sentar e levantar, enquanto que para o grupo MPL não foi observado melhora. Apesar das diferentes evoluções

dos grupos, não foi observada diferença significativa entre os grupos após o período de intervenção para o teste 30 s sentar e levantar. No teste 3 m ir e voltar o grupo MPO obteve uma significativa redução no tempo ($p < 0,05$) assim como o grupo MPL. Por fim no teste de subir e descer degraus houve uma redução significativa no tempo para o grupo MPO, já no grupo MPL não houve reduções para ambos os testes de degraus.

Apesar de ficar evidenciado que grupo MPO obteve melhoras em todos os testes funcionais, somente para o teste de descer degraus foi observado diferença significativa entre os dois grupos ($p < 0,05$). A melhora no desempenho dos testes funcionais em decorrência do TF em idosos está de acordo com o que está descrito na literatura (HENWOOD; RIEK; TAAFFE, 2008; HANSON et al., 2009; PINTO et al., 2013). Em comparação com o estudo de Pinto et al. (2013), os ganhos percentuais do teste de 30 s são inferiores, porém significativos.

Já no teste de subir e descer degraus os percentuais de redução no presente estudo estão de acordo com os relatados por Hanson et al. (2009). O teste de subir escadas analisa a habilidade de subir e descer escadas, assim como testa a força, potência e equilíbrio dos membros inferiores (BENNELL; DOBSON; HINMAN, 2011). No trabalho de Hanson e colaboradores (2009) as intensidades e volume utilizados seguiam o modelo de periodização linear e tinham como finalidade o aumento da força muscular e volume muscular. No entanto, o teste de subir e descer escadas também requer estímulos para aumento da potência muscular. No presente estudo, o grupo MPO obteve a maior redução de tempo em comparação ao grupo MPL para o teste de subir e descer escadas. Haja vista no MPO o volume e a intensidade variam com maior frequência dentro da semana de treinamento, ou seja, os componentes de força, potência e resistência são trabalhados na mesma proporção. Além disso, existem outros mecanismos que podem explicar essa melhora que são o aumento do recrutamento das UMs, aumento da taxa de disparo das UMs e uma melhor coordenação inter e intramuscular (CASEROTTI et al., 2008; FRONTERA et al., 2000).

A sensível melhora no teste de subir e descer degraus no grupo MPO é vital para idosos. Muitas mortes ocorrem por conta de quedas devido à transposição de níveis como rampas, degraus, escadas. Idosos são mais sensíveis à transposição de níveis por isto exige uma maior atenção (CADORE et al., 2013b). Um importante fator para se preservar a mobilidade e independência nos idosos é a manutenção de valências físicas como a força muscular, potência muscular, agilidade, equilíbrio e resistência. Atividades caseiras simples como subir degraus, levantar e carregar objetos, sentar e levantar de um cômodo, usar o transporte público e fazer suas próprias compras limitam muito os idosos (RIKLI; JONES, 2013). Dessa maneira, descobrir qual a valência que está em maior déficit no idoso torna-se importante e diante disso verificar o melhor modelo de periodização do TF a ser empregado para que o idoso perpassa a sua dificuldade no menor tempo torna-se importante (HENWOOD; RIEK; TAAFFE, 2008; HENWOOD; TAAFFE, 2005).

Para o teste levantar, ir e voltar 3 m o qual analisa a mobilidade funcional dos idosos, ambos os modelos de periodização demonstraram melhora. Esse achado sugere que independente do modelo adotado haverá melhora no desempenho no teste.

Os resultados do presente estudo reforçam que a adoção do TF é uma estratégia confiável para combater os efeitos deletérios do envelhecimento (sarcopenia e dinapenia). Além disso, os resultados apontam que o modelo de periodização ondulatória seria mais eficaz em promover melhoras funcionais. E assim melhorando a independência do idoso.

6 CONCLUSÃO

Os resultados do presente os modelos de periodização do treinamento de força MPO e MPL, não aumentaram o $PT_{m\acute{a}x}$. Além disso, o TF realizado com velocidade de execução moderada, não foi capaz em reduzir o AEM. Apesar disso, ambos os grupos apresentaram melhoras na produção de força explosiva (i.e. TDF). No entanto, o presente estudo demonstra que ambos modelos empregados foram eficientes em promover ganhos na força dinâmica máxima e na ativação elétrica muscular. No entanto, o grupo que treinou seguindo o MPO obteve um maior efeito em comparação com o MPL. Além disso, o grupo MPO apresentou melhoras em todos os testes funcionais.

REFERÊNCIAS

- AAGAARD, P. Making muscles “stronger”: exercise, nutrition, drugs. **Journal of musculoskeletal & neuronal interactions**, v. 4, n. 2, p. 165–74, jun. 2004.
- AAGAARD, P.; SIMONSEN, E. B.; ANDERSEN, J. L.; MAGNUSSON, P.; DYHRE-POULSEN, P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 93, n. 4, p. 1318–26, out. 2002.
- AAGAARD, P.; SIMONSEN, E. B.; ANDERSEN, J. L.; MAGNUSSON, S. P. Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction : effects of resistance training Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction : effects of resistance training. p. 2249–2257, 2000.
- AAGAARD, P.; SUETTA, C.; CASEROTTI, P.; MAGNUSSON, S. P.; KJAER, M. Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: strength training as a countermeasure. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 20, n. 1, p. 49–64, fev. 2010.
- ARAGÃO, F. A.; KARAMANIDIS, K.; VAZ, M. A.; ARAMPATZIS, A. Mini-trampoline exercise related to mechanisms of dynamic stability improves the ability to regain balance in elderly. **Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 21, n. 3, p. 512–8, 1 jun. 2011.
- BAKER, D.; WILSON, G.; CARLYON, R. Periodization: The effect on strength of manipulating volume and intensity. **The Journal of Strength & conditioning research**, 1994.
- BARRY, B. K.; WARMAN, G. E.; CARSON, R. G. Age-related differences in rapid muscle activation after rate of force development training of the elbow flexors. **Exp Brain Res**, v. 162, n. 1, p. 122–132, 2005.

BEMBEN, M. G.; CLASEY, J. L.; MASSEY, B. H. The effect of the rate of muscle contraction on the force-time curve parameters of male and female subjects. **Research quarterly for exercise and sport**, v. 61, n. 1, p. 96–9, mar. 1990.

BENNELL, K.; DOBSON, F.; HINMAN, R. Measures of physical performance assessments: Self-Paced Walk Test (SPWT), Stair Climb Test (SCT), Six-Minute Walk Test (6MWT), Chair Stand Test (CST), Timed Up & Go (TUG), Sock Test, Lift and Carry Test (LCT), and Car Task. **Arthritis care & research**, v. 63 Suppl 1, p. S350–70, nov. 2011.

BUTLER, A. A.; MENANT, J. C.; TIEDEMANN, A. C.; LORD, S. R. Age and gender differences in seven tests of functional mobility. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 6, n. 1, p. 31, jan. 2009.

CADORE, E. L.; PINTO, R. S.; KRUEL, L. F. M. Adaptações neuromusculares ao treinamento de força e concorrente em homens idosos. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 14, n. 4, p. 483–495, 1 jul. 2012.

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, abr. 2013.

CANEPARI, M.; PELLEGRINO, M. A.; D'ANTONA, G.; BOTTINELLI, R. Single muscle fiber properties in aging and disuse. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 20, n. 1, p. 10–9, fev. 2010.

CASAS-HERRERO, A.; CADORE, E. L.; ZAMBOM-FERRARESI, F.; IDOATE, F.; MILLOR, N.; MARTÍNEZ-RAMIREZ, A.; GÓMEZ, M.; RODRIGUEZ-MAÑAS, L.; MARCELLÁN, T.; DE GORDOA, A. R.; MARQUES, M. C.; IZQUIERDO, M. Functional capacity, muscle fat infiltration, power output, and cognitive impairment in institutionalized frail oldest old. **Rejuvenation research**, v. 16, n. 5, p. 396–403, out. 2013.

CAVANAGH, P. R.; KOMI, P. V. Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 42, n. 3, p. 159–63, nov. 1979.

CLARK, B. C.; MANINI, T. M. Sarcopenia \neq dynapenia. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 63, n. 8, p. 829–34, ago. 2008.

CLARK, B. C.; MANINI, T. M. What is dynapenia? **Nutrition (Burbank, Los Angeles County, Calif.)**, v. 28, n. 5, p. 495–503, maio 2012.

CORREA, C. S.; LAROCHE, D. P.; CADORE, E. L.; REISCHAK-OLIVEIRA, A.; BOTTARO, M.; KRUEL, L. F. M.; TARTARUGA, M. P.; RADAELLI, R.; WILHELM, E. N.; LACERDA, F. C.; GAYA, A R.; PINTO, R. S. 3 Different types of strength training in older women. **International journal of sports medicine**, v. 33, n. 12, p. 962–9, dez. 2012.

CORREA, C. S.; TEIXEIRA, B. C.; BITTENCOURT, A.; LEMOS, L.; MARQUES, N. R.; RADAELLI, R.; KRUGER, R. L.; REISCHAK-OLIVEIRA, A.; PINTO, R. S. Effects of high and low volume of strength training on muscle strength, muscle volume and lipid profile in postmenopausal women. **Journal of Exercise Science & Fitness**, v. 12, n. 2, p. 62–67, 12 dez. 2014.

DAY, S. J.; HULLIGER, M. Experimental simulation of cat electromyogram: evidence for algebraic summation of motor-unit action-potential trains. **Journal of neurophysiology**, v. 86, n. 5, p. 2144–58, nov. 2001.

DE LIMA, C.; BOULLOSA, D. A.; FROLLINI, A. B.; DONATTO, F. F.; LEITE, R. D.; GONELLI, P. R. G.; MONTEBELLO, M. I. L.; PRESTES, J.; CESAR, M. C. Linear and daily undulating resistance training periodizations have differential beneficial effects in young sedentary women. **International journal of sports medicine**, v. 33, n. 9, p. 723–7, set. 2012.

DELLINGER, A. M.; STEVENS, J. A. The injury problem among older adults: mortality, morbidity and costs. **Journal of safety research**, v. 37, n. 5, p. 519–22, jan. 2006.

DESCHENES, M. R. Effects of aging on muscle fibre type and size. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 34, n. 12, p. 809–24, jan. 2004.

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

DOHERTY, T. J. Invited review: Aging and sarcopenia. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 95, n. 4, p. 1717–27, out. 2003.

ELIAS, R. G. M.; GONÇALVES, E. C. DE A.; MORAES, A. C. F. DE; MOREIRA, C. F.; FERNANDES, C. A. M. Aptidão física funcional de idosos praticantes de hidroginástica. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, v. 15, n. 1, p. 79–86, 2012.

FISBERG, R. M.; MARCHIONI, D. M. L.; CASTRO, M. A. DE; VERLY JUNIOR, E.; ARAÚJO, M. C.; BEZERRA, I. N.; PEREIRA, R. A.; SICHIERI, R. Inadequate nutrient intake among the Brazilian elderly: National Dietary Survey 2008-2009. **Revista de Saúde Pública**, v. 47, p. 222s–230s, 2013.

FLECK, S. Periodized strength training: a critical review. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, 1999.

FLECK, S. J. Non-linear periodization for general fitness & athletes. **Journal of human kinetics**, v. 29A, p. 41–5, set. 2011.

FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. **Fundamentos do treinamento de força muscular**. 3^a. ed. Porto Alegre, RS: Artmed, 2006.

FOLDVARI, M.; CLARK, M.; LAVIOLETTE, L. C.; BERNSTEIN, M. A.; KALITON, D.; CASTANEDA, C.; PU, C. T.; HAUSDORFF, J. M.; FIELDING, R. A.; SINGH, M. A. Association of muscle power with functional status in community-dwelling elderly women. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 55, n. 4, p. M192–9, abr. 2000.

FONSECA, R. M.; ROSCHEL, H.; TRICOLI, V.; DE SOUZA, E. O.; WILSON, J. M.; LAURENTINO, G. C.; AIHARA, A. Y.; DE SOUZA LEÃO, A. R.; UGRINOWITSCH, C. Changes in exercises are more effective than in loading schemes to improve muscle strength. **Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association**, v. 28, n. 11, p. 3085–92, nov. 2014.

FRISCHKNECHT, R. Effect of training on muscle strength and motor function in the elderly. **Reproduction, nutrition, development**, v. 38, n. 2, p. 167–74, 1998.

GURALNIK, J. M.; FERRUCCI, L.; SIMONSICK, E. M.; SALIVE, M. E.; WALLACE, R. B. Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. **The New England journal of medicine**, v. 332, n. 9, p. 556–61, 2 mar. 1995.

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. 1341–9, abr. 1998a.

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 Scandinavica**, v. 171, n. 1, p. 51–62, jan. 2001.

HÄKKINEN, K.; NEWTON, R. U.; GORDON, S. E.; MCCORMICK, M.; VOLEK, J. S.; NINDL, B. C.; GOTSHALK, L. A.; CAMPBELL, W. W.; EVANS, W. J.; HÄKKINEN, A.; HUMPHRIES, B. J.; KRAEMER, W. J. Changes in muscle morphology, electromyographic activity, and force production characteristics during progressive strength training in young and older men. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 53, n. 6, p. B415–23, nov. 1998b.

HÄKKINEN, K.; PAKARINEN, A.; ALÉN, M.; KAUKANEN, H.; KOMI, P. V. Relationships between training volume, physical performance capacity, and serum hormone concentrations during prolonged training in elite weight lifters. **International journal of sports medicine**, v. 8 Suppl 1, p. 61–5, mar. 1987.

HARRIDGE, S. D.; BOTTINELLI, R.; CANEPARI, M.; PELLEGRINO, M. A.; REGGIANI, C.; ESBJÖRNSSON, M.; SALTIN, B. Whole-muscle and single-fibre contractile properties and myosin heavy chain isoforms in humans. **Pflügers Archiv : European journal of physiology**, v. 432, n. 5, p. 913–20, set. 1996.

HATHER, B. M.; TESCH, P. A.; BUCHANAN, P.; DUDLEY, G. A. Influence of eccentric actions on skeletal muscle adaptations to resistance training. **Acta physiologica Scandinavica**, v. 143, n. 2, p. 177–85, out. 1991.

HENWOOD, T. R.; RIEK, S.; TAAFFE, D. R. Strength versus muscle power-specific resistance training in community-dwelling older adults. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 63, n. 1, p. 83–91, jan. 2008.

HENWOOD, T. R.; TAAFFE, D. R. Improved physical performance in older adults undertaking a short-term programme of high-velocity resistance training. **Gerontology**, v. 51, n. 2, p. 108–15, 2005.

INSTITUTE OF MEDICINE (US) SUBCOMMITTEE ON INTERPRETATION AND USES OF DIETARY. **DRI Dietary Reference Intakes**. Washington (DC): National Academies Press (US), 2000.

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. 260–7, fev. 1999.

JOHNELL, O.; KANIS, J. A. An estimate of the worldwide prevalence and disability associated with osteoporotic fractures. **Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA**, v. 17, n. 12, p. 1726–33, dez. 2006.

KARLSSON, M. K.; MAGNUSSON, H.; VON SCHEWELOV, T.; ROSENGREN, B. E. Prevention of falls in the elderly--a review. **Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA**, v. 24, n. 3, p. 747–62, mar. 2013.

KLEIN, C. S.; MARSH, G. D.; PETRELLA, R. J.; RICE, C. L. Muscle fiber number in the biceps brachii muscle of young and old men. **Muscle & nerve**, v. 28, n. 1, p. 62–8, jul. 2003.

KOK, L.-Y.; HAMER, P. W.; BISHOP, D. J. Enhancing muscular qualities in untrained women: linear versus undulating periodization. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 41, n. 9, p. 1797–807, set. 2009.

KRAEMER, W. J.; HÄKKINEN, K.; NEWTON, R. U.; NINDL, B. C.; VOLEK, J. S.; MCCORMICK, M.; GOTSHALK, L. A.; GORDON, S. E.; FLECK, S. J.; CAMPBELL, W. W.; PUTUKIAN, M.; EVANS, W. J. Effects of heavy-resistance training on hormonal response patterns in younger vs. older men. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 87, n. 3, p. 982–92, set. 1999.

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

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, jul. 2001.

LEXELL, J. Ageing and human muscle: observations from Sweden. **Canadian journal of applied physiology = Revue canadienne de physiologie appliquée**, v. 18, n. 1, p. 2–18, mar. 1993.

LEXELL, J.; TAYLOR, C. C.; SJÖSTRÖM, M. What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. **Journal of the neurological sciences**, v. 84, n. 2-3, p. 275–94, abr. 1988.

LOHMANN, T. G.; ROCHE, A. F.; MARTORELL, R. **Anthropometric Standardization Reference Manual**. 3rd. ed. Illinois: Human Kinetics Books, Champaign, Ill., 1988.

LYNCH, G. S. Update on emerging drugs for sarcopenia - age-related muscle wasting. **Expert opinion on emerging drugs**, v. 13, n. 4, p. 655–73, dez. 2008.

MACIEL, Á. C. C.; GUERRA, R. O. Limitação funcional e sobrevida em idosos de comunidade. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v. 54, n. 4, p. 347–352, ago. 2008.

MANINI, T. M.; HONG, S. L.; CLARK, B. C. Aging and muscle: a neuron's perspective. **Current opinion in clinical nutrition and metabolic care**, v. 16, n. 1, p. 21–6, jan. 2013.

MARQUES, M. Strength training in adult elite tennis players. **Strength & Conditioning Journal**, 2005.

MCNEIL, C. J.; DOHERTY, T. J.; STASHUK, D. W.; RICE, C. L. Motor unit number estimates in the tibialis anterior muscle of young, old, and very old men. **Muscle & nerve**, v. 31, n. 4, p. 461–7, abr. 2005.

MIRANDA, F.; SIMÃO, R.; RHEA, M.; BUNKER, D.; PRESTES, J.; LEITE, R. D.; MIRANDA, H.; DE SALLES, B. F.; NOVAES, J. Effects of linear vs. daily undulatory periodized resistance training on maximal and submaximal strength gains. **Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association**, v. 25, n. 7, p. 1824–30, jul. 2011.

MONTEIRO, A. G.; AOKI, M. S.; EVANGELISTA, A. L.; ALVENO, D. A.; MONTEIRO, G. A.; PIÇARRO, I. DA C.; UGRINOWITSCH, C. Nonlinear periodization maximizes strength gains in split resistance training routines. **Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association**, v. 23, n. 4, p. 1321–6, jul. 2009.

MORITANI, T.; DEVRIES, H. A. Potential for gross muscle hypertrophy in older men. **Journal of gerontology**, v. 35, n. 5, p. 672–82, set. 1980.

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. 115–30, jun. 1979.

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. 310–9, jan. 1989.

OVEREND, T. J.; CUNNINGHAM, D. A.; PATERSON, D. H.; LEFCOE, M. S. Thigh composition in young and elderly men determined by computed tomography. **Clinical physiology (Oxford, England)**, v. 12, n. 6, p. 629–40, nov. 1992.

PETTE, D.; STARON, R. S. Myosin isoforms, muscle fiber types, and transitions. **Microscopy research and technique**, v. 50, n. 6, p. 500–9, 15 set. 2000.

PINTO, R. S.; CORREA, C. S.; RADAELLI, R.; CADORE, E. L.; BROWN, L. E.; BOTTARO, M. Short-term strength training improves muscle quality and functional capacity of elderly women. **Age (Dordrecht, Netherlands)**, 24 jul. 2013.

PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 39, n. 2, p. 142–8, fev. 1991.

POLIQVIN, C. FOOTBALL: Five steps to increasing the effectiveness of your strength training program. **Strength & Conditioning Journal**, 1988.

POWER, G. A.; DALTON, B. H.; RICE, C. L. Human neuromuscular structure and function in old age: A brief review. **Journal of Sport and Health Science**, v. 2, n. 4, p. 215–226, dez. 2013.

PRESTES, J.; FROLLINI, A. B.; DE LIMA, C.; DONATTO, F. F.; FOSCHINI, D.; DE CÁSSIA MARQUETI, R.; FIGUEIRA, A.; FLECK, S. J. Comparison between linear and daily undulating periodized resistance training to increase strength. **Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association**, v. 23, n. 9, p. 2437–42, dez. 2009.

RATAMESS, N. A.; ALVAR, B.; EVETECH, T.; HOUSH, T.; KIBLER, B.; KRAEMER, W. J.; AND TRIPLETT, T. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 41, n. 3, p. 687–708, mar. 2009a.

RATAMESS, N. A.; ALVAR, B.; EVETECH, T.; HOUSH, T.; KIBLER, B.; KRAEMER, W. J.; AND TRIPLETT, T. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 41, n. 3, p. 687–708, mar. 2009b.

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 (Dordrecht, Netherlands)**, v. 36, n. 5, p. 9708, out. 2014.

REEVES, N. D.; MAGANARIS, C. N.; NARICI, M. V. Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. **The Journal of physiology**, v. 548, n. Pt 3, p. 971–81, 1 maio 2003.

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

RHEA, M. R. Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size. **Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association**, v. 18, n. 4, p. 918–20, nov. 2004.

RHEA, M. R.; BALL, S. D.; PHILLIPS, W. T.; BURKETT, L. N. A comparison of linear and daily undulating periodized programs with equated volume and intensity for strength. **Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association**, v. 16, n. 2, p. 250–5, maio 2002.

RHEA, M. R.; PHILLIPS, W. T.; BURKETT, L. N.; STONE, W. J.; BALL, S. D.; ALVAR, B. A.; THOMAS, A. B. A comparison of linear and daily undulating periodized programs with equated volume and intensity for local muscular endurance. **Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association**, v. 17, n. 1, p. 82–7, fev. 2003.

RICE, D. P.; LAPLANTE, M. P. Medical expenditures for disability and disabling comorbidity. **American journal of public health**, v. 82, n. 5, p. 739–41, maio 1992.

RIKLI, R. E. Reliability, validity, and methodological issues in assessing physical activity in older adults. **Research quarterly for exercise and sport**, v. 71, n. 2 Suppl, p. S89–96, jun. 2000.

RIKLI, R. E.; JONES, C. J. Development and validation of criterion-referenced clinically relevant fitness standards for maintaining physical independence in later years. **The Gerontologist**, v. 53, n. 2, p. 255–67, abr. 2013.

RUBENSTEIN, L. Z. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. **Age and ageing**, v. 35 Suppl 2, p. ii37–ii41, set. 2006.

SELYE, H. Forty years of stress research: principal remaining problems and misconceptions. **Canadian Medical Association journal**, v. 115, n. 1, p. 53–6, 3 jul. 1976.

SHUMWAY-COOK, A.; BRAUER, S.; WOOLLACOTT, M. Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test. **Physical Therapy**, v. 80, n. 9, p. 896–903, 1 set. 2000.

SILVA, D. A. S.; PELEGRINI, A.; PIRES-NETO, C. S.; VIEIRA, M. F. S.; PETROSKI, E. L. The anthropometrist in the search for more reliable data. **Brazilian Journal of Kinanthropometry and Human Performance**, v. 13, n. 1, p. 82–85, 14 mar. 2011.

SIMÃO, R.; SPINETI, J.; DE SALLES, B. F.; MATTA, T.; FERNANDES, L.; FLECK, S. J.; RHEA, M. R.; STROM-OLSEN, H. E. Comparison between nonlinear and linear periodized resistance training: hypertrophic and strength effects. **Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association**, v. 26, n. 5, p. 1389–95, maio 2012.

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. 371–7, set. 1994.

SKELTON, D. A.; YOUNG, A.; GREIG, C. A.; MALBUT, K. E. Effects of resistance training on strength, power, and selected functional abilities of women aged 75 and older. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 43, n. 10, p. 1081–7, out. 1995.

STONE, M. H.; O'BRYANT, H.; GARHAMMER, J. A hypothetical model for strength training. **The Journal of sports medicine and physical fitness**, v. 21, n. 4, p. 342–51, dez. 1981.

STONE, M.; O'BRYANT, H. Periodization: effects of manipulating volume and intensity. Part 1. **Strength & ...**, 1999.

TORAL-OJEDA, I.; ALDANONDO, G.; VALLEJO-ILLARRAMENDI, A. Junctophilins and μ -calpain: partners in excitation-contraction uncoupling. **The Journal of physiology**, v. 591, n. Pt 15, p. 3679–80, 1 ago. 2013.

TRAN, Z. V.; WELTMAN, A. Predicting body composition of men from girth measurements. **Human biology**, v. 60, n. 1, p. 167–75, fev. 1988.

TURNER, A. The science and practice of periodization: a brief review. **Strength & Conditioning Journal**, 2011.

VANDERVOORT, A. A. The neuromuscular system. **MUSCLE & NERVE**, n. January, p. 17–25, 2002.

VIANA, J. U.; SILVA, S. L. A.; TORRES, J. L.; DIAS, J. M. D.; PEREIRA, L. S. M.; DIAS, R. C. Influence of sarcopenia and functionality indicators on the frailty profile of community-dwelling elderly subjects: a cross-sectional study. **Brazilian journal of physical therapy**, v. 17, n. 4, p. 373–81, 2013.

WALKER, S.; PELTONEN, H.; SAUTEL, J.; SCARAMELLA, C.; KRAEMER, W. J.; AVELA, J.; HÄKKINEN, K. Neuromuscular Adaptations to Constant vs. Variable Resistance Training in Older Men. **International journal of sports medicine**, 3 jul. 2013.

WALLERSTEIN, L. F.; TRICOLI, V.; BARROSO, R.; RODACKI A, L. F.; RUSSO, L.; AIHARA, A. Y.; DA ROCHA CORREA FERNANDES, A.; DE MELLO, M. T.; UGRINOWITSCH, C. Effects of strength and power training on neuromuscular variables in older adults. **Journal of aging and physical activity**, v. 20, n. 2, p. 171–85, abr. 2012.

WILHELM, E. N.; RECH, A.; MINOZZO, F.; RADAELLI, R.; BOTTON, C. E.; PINTO, R. S. Relationship between quadriceps femoris echo intensity, muscle power, and functional capacity of older men. **Age (Dordrecht, Netherlands)**, v. 36, n. 3, p. 9625, jun. 2014.

ZATSORSKY, V.; KRAEMER, W.; VIDILI, J. Ciência e prática do treinamento de força. 1999.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Prezado (a) Senhor (a):

Este documento que você está lendo é chamado de Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Ele contém explicações sobre o estudo que você está sendo convidado a participar. Antes de decidir se deseja participar (de livre e espontânea vontade) você deverá ler e compreender todo o conteúdo. Ao final, caso decida participar, você será solicitado a assiná-lo e receberá uma cópia do mesmo. Antes de assinar, faça perguntas sobre tudo o que não tiver entendido bem. A equipe deste estudo responderá às suas perguntas a qualquer momento (antes, durante e após o estudo). Sua participação é voluntária, o que significa que você poderá desistir a qualquer momento, retirando seu consentimento, sem que isso lhe traga nenhum prejuízo ou penalidade, bastando para isso entrar em contato com um dos pesquisadores responsáveis.

O(a) Senhor(a) está sendo convidado(a) para participar como voluntário(a) da pesquisa **“EFEITOS DE DUAS PERIODIZAÇÕES DE TREINAMENTO COM PESOS NOS PARÂMETROS NEUROMUSCULARES E NA CAPACIDADE FUNCIONAL DE IDOSOS”** que tem o objetivo comparar os efeitos do modelo de periodização linear com o modelo de periodização ondulatório na força máxima, na taxa de desenvolvimento de força e na ativação muscular em idosos.

Para a sua participação voluntária na pesquisa, o(a) Senhor(a) responderá a um questionário composto por 22 questões anamnese referentes ao estado físico. A posteriori o(a) Senhor(a) será submetido(a) a um período de 12 semanas de treinamento de força tradicional. Sua privacidade será mantida por meio da não identificação de seu nome após ter respondido o questionário, que será guardado lacrado dentro de um envelope que ficará em posse do pesquisador.

O(a) Senhor(a) terá como benefício a oportunidade de melhorar o seu estado de saúde, verificar sua força e potência para tarefas específicas do dia-a-dia e tarefas específicas de cunho neuromuscular com o acompanhamento de alunos do curso de Graduação e do Programa de Pós-graduação e em Educação Física do Centro de Desportos da UFSC. Além disso, sua participação no estudo irá contribuir para o desenvolvimento científico, visto que os resultados serão divulgados em congressos científicos e em revistas científicas. Entretanto,

apenas os resultados obtidos como um todo serão apresentados, sem revelar seu nome, instituição a qual pertence ou qualquer informação que esteja relacionada com sua privacidade que serão mantidos no mais absoluto sigilo, de forma a garantir a sua privacidade. Durante alguns processos desta pesquisa, haverá a necessidade de realizar a raspagem dos pelos, abrasão e limpeza da pele no local em que os eletrodos serão colocados. Após a retirada dos eletrodos a pele do local poderá apresentar vermelhidão e que essa área avermelhada poderá perdurar por até dois dias. Além disso, o participante poderá sentir uma leve ardência logo após este procedimento.

O protocolo da presente pesquisa poderá trazer desconforto e cansaço muscular temporário, havendo possibilidade de mudanças anormais da frequência cardíaca e pressão sanguínea durante os testes e período de treinamento.

Destacamos ainda que não há conflito de interesses. A participação no estudo, não acarretará custos para você, além disso, conforme previsto pelas normas brasileiras de pesquisa com a participação de seres humanos, você não receberá nenhum tipo de compensação financeira pela sua participação neste estudo. Se você tiver algum desconforto durante o treinamento a equipe de pesquisa possui treinamento de primeiros socorros e telefones de urgência/emergência para o seu pronto atendimento.

Dúvidas sobre a pesquisa envolvendo princípios éticos poderão ser questionadas ao Comitê de Ética em Pesquisa da UFSC localizado na Biblioteca Universitária Central - Setor de Periódicos (térreo), atrás dos arquivos deslizantes, CEPESH Universidade Federal de Santa Catarina Pró-Reitoria de Pesquisa, Contatos: (48) 3721-9206 cep.propesq@contato.ufsc.br. Horário de funcionamento: 2ª a 6ª feira – 07:00 às 19:00h. Equipe da Secretaria: Elaine Lúcia Siegel Aguiar (Técnico-Administrativo em Educação) e Veridiana Bertelli Ferreira de Oliveira (Técnico-Administrativo em Educação).

Reclamações e/ou insatisfações relacionadas à participação do paciente na pesquisa poderão ser comunicadas por escrito à Secretaria do CEP/UFSC, desde que os reclamantes se identifiquem, sendo que o seu nome será mantido em anonimato.

Se está esclarecida para o(a) senhor(a) a finalidade desta pesquisa e se concorda em participar, solicitamos que assine este Termo de Consentimento. Agradecemos antecipadamente a atenção dispensada e a sua colaboração, colocamo-nos a sua disposição para quaisquer esclarecimentos.

Bruno Moura – (48) 9666 – 2604

Fernando Diefenthaler – (48) 9988 – 3591 fdiefenthaler@gmail.com

Florianópolis, _____, de _____ de 2014.

Nome participante

Assinatura do participante

Nome pesquisador responsável

Assinatura do pesquisador responsável

Eu, _____, RG _____, aceito participar da pesquisa: “EFEITOS DE DOIS MODELOS DE PERIODIZAÇÃO DE TREINAMENTO DE FORÇA NOS PARÂMETROS NEUROMUSCULARES E NA CAPACIDADE FUNCIONAL DE IDOSOS”, conforme fui anteriormente informado (a). Tenho conhecimento que os resultados deste estudo serão trabalhados exclusivamente pela equipe de pesquisadores e utilizados para divulgação em revistas científicas da área, sendo que a minha identidade não será revelada.

Assinatura do Voluntário

Pesquisador Responsável
Prof. Dr. Fernando Diefenthaler

APÊNDICE B – Anamnese

Com a qual foram avaliados os fatores de risco do sujeito juntamente com os exames clínicos solicitados, bem como atestado aviado por um médico devidamente credenciado pelo órgão local.

Nome: _____

ID: _____

Data: ___/___/___

Endereço: _____

_____ Número: _____

Complemento: _____

Bairro: _____

CEP: _____

Data de Nascimento: _____

Tel Residencial: _____

Tel para

Recados: _____

Tel do Plano de Saúde: _____

Grau de Escolaridade: _____

Você costuma sentir:

() Tontura () Falha no coração

() Desmaios ()

Escurecimento da vista

() Dor no peito () Taquicardia

(batedeira no peito)

() Falta de ar (cansaço no peito, cansa fácil.)

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

() Não

() Sim Qual? _____

Sexo: _____ **Idade:** _____ anos.

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

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

Você possui pais, irmãos ou avós que têm hipertensão?

() Não () Sim. Quem? _____

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

() Não () Sim. Quem? _____

Você tem hipertensão?

() Não () Sim.

Você tem diabetes mellitus?

() Não () Sim.

Você tem colesterol alto?

() Não () Sim.

Você é fumante?

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

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

() Não () Não sei () Sim. Descreva:

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

() Não () Sim.

Você já teve alguma fratura?

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

Quanto tempo: _____

Você possui outros problemas de saúde?

() Não () Sim

Quais: _____

Você já passou por algum procedimento cirúrgico?

() Não () Sim.

Qual: _____

Você toma algum remédio?

() Não () Sim.

Qual(is): _____

Com que idade ocorreu sua última menstruação (idade)? _____

Você faz uso de medicamentos de reposição hormonal?

() Não () Sim.

Qual(is): _____

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

() Não () Sim. Qual

(is): _____

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

() Não () Sim.

Algum médico recomendou que você fizesse atividade física?

() Não () Sim.

Algum médico já te disse que você tem alguma limitação para realizar alguma atividade física?

() Não () Sim.

Qual: _____

Você anda nada ou corre regularmente?

() Não () Sim. Há quanto

tempo? _____ Quantos dias por

semana: _____ Quantos minutos por

dia: _____

Você faz outras atividades físicas regularmente?

() Não () Sim. Há quanto
tempo? _____ Quantos dias por
semana: _____ Quantos minutos por
dia: _____

Situação

() Incluído

() Excluído

Motivo: _____

Fonte: desenvolvido pelo autor

APÊNDICE C – Ficha Dinamômetro Isocinético

Nome: _____

Dinamômetro Isocinético

Altura cadeira	Trilho Cadeira	Encosto cadeira	Altura dinamômetro	Trilho dinamômetro	Braço dinamômetro

1° TESTE – Pico de Torque FAMILIARIZAÇÃO			
Iso 70° Extensão do Joelho	Iso 70° Extensão do Joelho	Iso 70° Extensão do Joelho	Iso 70° Extensão do Joelho
2° TESTE – Pico de Torque (-4 SEMANA)			
Iso 70° Extensão do Joelho	Iso 70° Extensão do Joelho	Iso 70° Extensão do Joelho	Iso 70° Extensão do Joelho
3° TESTE – Pico de Torque (0 SEMANA)			
Iso 70° Extensão do Joelho	Iso 70° Extensão do Joelho	Iso 70° Extensão do Joelho	Iso 70° Extensão do Joelho
4° TESTE – Pico de Torque (4 SEMANAS)			
Iso 70° Extensão do Joelho	Iso 70° Extensão do Joelho	Iso 70° Extensão do Joelho	Iso 70° Extensão do Joelho
5° TESTE – Pico de Torque (8 SEMANA)			
Iso 70° Extensão do Joelho	Iso 70° Extensão do Joelho	Iso 70° Extensão do Joelho	Iso 70° Extensão do Joelho
6° TESTE – Pico de Torque (12 SEMANA)			
Iso 70° Extensão do Joelho	Iso 70° Extensão do Joelho	Iso 70° Extensão do Joelho	Iso 70° Extensão do Joelho

ANEXOS


ANEXO A – Escala de Depressão Geriátrica de Yesavage

Versão reduzida (GDS-15)

1	Você está satisfeito com a sua vida?
2	Você deixou de lado muitos de suas atividades e interesses?
3	Você sente que sua vida está vazia?
4	Você sente-se aborrecido com frequência?
5	Está você de bom humor na maioria das vezes?
6	Você teme que algo de ruim lhe aconteça?
7	Você se sente feliz na maioria das vezes?
8	Você se sente freqüentemente desamparado?
9	Você prefere permanecer em casa do que sair e fazer coisas novas?
10	Você sente que tem mais problemas de memória que antes?
11	Você pensa que é maravilhoso estar vivo?
12	Você se sente inútil?
13	Você se sente cheio de energia?
14	Você sente que sua situação é sem esperança?
15	Você pensa de que a maioria das pessoas estão melhores do que você?
Contagem máxima de GDS = 15	

ANEXO B – Mini-exame do estado mental

Teste Pontos

1	Orientação temporal (0-5): ANO – ESTAÇÃO – MÊS – DIA – DIA DA SEMANA	
2	Orientação espacial (0-5): ESTADO – RUA – CIDADE – LOCAL – ANDAR	
3	Registro (0-3): nomear: PENTE – RUA – CANETA	
4	Cálculo- tirar 7 (0-5): 100-93-86-79-65. Alternativamente solete a palavra “MUNDO” de trás para frente.	
5	Evocação (0-3): três palavras anteriores: PENTE – RUA – CANETA	
6	Linguagem 1 (0-2): nomear um RELÓGIO e uma CANETA	
7	Linguagem 2 (0-1): repetir: NEM AQUI, NEM ALI, NEM LÁ	
8	Linguagem 3 (0-3): siga o comando: Pegue o papel com a mão direita, dobre-o ao meio, coloque-o em cima da mesa.	
9	Linguagem 4 (0-1): ler e obedecer: FECHER OS OLHOS	
10	Linguagem 5 (0-1): escreva uma frase completa	
11	Linguagem 6 (0-1): copiar o desenho. 	
TOTAL		

ANEXO C – Registro Alimentar de 2 dias

Instruções gerais:

- Nos formulários, em anexo, você deve registrar todo alimento consumido em 2 dias não consecutivos.
- A fim de evitar esquecimentos, faça o registro logo após a refeição;
- Anote o nome do alimento, bebida ou preparação, procurando especificá-lo o máximo possível (observe os exemplos abaixo). Informe sobre: tipo de alimento, teor de gordura (desnatado/semi-desnatado/integral), maneira de preparo (assado/grelhado/frito/vapor), como foi adoçado, tipo de gordura adicionada (se possível, informar a quantidade), ingredientes ou receita das preparações e marca do produto, se possível. Escreva a data, o dia da semana e a hora de cada refeição;

Exemplo de registro:

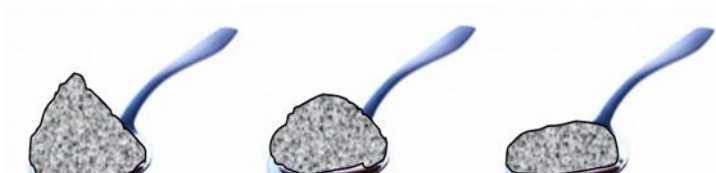
Refeições/ Horário	Alimento ou bebida	Quantidade (medida caseira)
Desjejum 7:30h	Leite integral	1 xícara média
	Nescau	1 colher de sopa cheia
	Pão de trigo	1 unidade
	Margarina	2 colheres de chá médias
	Mamão formosa	1 fatia média
Colação 10:00h	Bolacha maisena	6 unidades
	Suco de laranja	1 copo duplo (tipo "requeijão")
Almoço 12:30h	Bife bovino	
	Arroz integral	1 unidade média
	Feijão preto	8 colheres de sopa cheias
	Brócolis cozido	2 conchas médias
	Tomate cru	3 talos médios
	Cenoura crua	2 fatias médias
	Beterraba cozida	3 colheres de sopa cheias
	Azeite de oliva	2 rodelas médias 2 colheres de chá

Medidas Caseiras de Colheres de Sopa:

Cheia

Média

Rasa



Nome: _____

Data _____/_____/_____ Dia da semana

Refeições/ Horário	Alimento ou bebida	Quantidade (medida caseira)