UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Estrutura e função osteomuscular, capacidade funcional e qualidade de vida de idosas em resposta a um modelo de treinamento fundamentado no princípio de ação do ciclo alongamento-encurtamento

JOÃO PEDRO DOS SANTOS FERREIRA MOREIRA DE PINHO

São Paulo
2016

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Estrutura e função osteomuscular, capacidade funcional e qualidade de vida de idosas em resposta a um modelo de treinamento fundamentado no princípio de ação do ciclo alongamento-encurtamento

JOÃO PEDRO DOS SANTOS FERREIRA MOREIRA DE PINHO

São Paulo
2016

JOÃO PEDRO DOS SANTOS FERREIRA MOREIRA DE PINHO

Estrutura e função osteomuscular, capacidade funcional e qualidade de vida de idosas em resposta a um modelo de treinamento fundamentado no princípio de ação do ciclo alongamento-encurtamento

Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção do título Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Biodinâmica do Movimento do Corpo Humano.

Orientador: Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio

São Paulo

2016

Catálogo da Publicação
Serviço de Biblioteca
Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo

Pinho, João Pedro dos Santos Ferreira Moreira de
Estrutura e função osteomuscular, capacidade funcional
e qualidade de vida de idosos em resposta a um modelo
de treinamento fundamentado no princípio de ação do
ciclo alongamento-encurtamento / João Pedro dos Santos
Ferreira Moreira de Pinho. – São Paulo :[s.n.], 2016.
141p.

Tese (Doutorado) - Escola de Educação Física e
Esporte da Universidade de São Paulo.
Orientador: Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio.

1. Envelhecimento 2. Qualidade de vida
3. Treinamento de força 4. Biomecânica 5. Idosos I. Título.

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: Pinho, João Pedro dos Santos Ferreira Moreira de

Título: Estrutura e função osteomuscular, capacidade funcional e qualidade de vida de idosas em resposta a um modelo de treinamento fundamentado no princípio de ação do ciclo alongamento-encurtamento.

Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Ciências

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

*Às minhas garotinhas,
Ciça e Luísa*

AGRADECIMENTOS

Um trabalho desta envergadura não chegaria a bom porto sem a ajuda imprescindível de muitas pessoas com quem tive a felicidade de me encontrar ao longo desta jornada. Com a certeza de que será muito pouco para expressar a minha imensa gratidão, nas poucas linhas que se seguem tentarei estender-lhes os meus sinceros agradecimentos. Um muito obrigado,

À minha mulher que, com a cumplicidade de uma verdadeira alma gêmea, tolera os devaneios deste seu marido. Presente em todas as etapas numa torcida incansável deu-me o amparo necessário para a conclusão deste trabalho. No processo, o melhor presente que poderia ter recebido – Luísa, a (minha) garotinha dos olhos de jabuticaba.

Pai, Mãe, Cátia (e Pira) e pequeno João, as vossas vibrações chegam desse outro lado do mundo. Obrigado por todo o amor e apoio com que sempre pude contar.

Professor, Penha, Nonas, Dani e fofíssimas Marina e Beatriz, obrigado por me fazerem sentir em casa, me tratarem como um filho, irmão, padrinho, tio; e serem também a minha família.

À minha afilhada Lêlê, por quem me apaixonei há quatro anos, e é uma das meninas mais alegres que conheço. Alegria com que me deixo contagiar com muito agrado.

Ao professor Amadio, pelo exemplo, apoio, orientação e, especialmente, amizade que tão facilmente me ofertou. Sou-lhe muito grato por tudo, professor.

Aos professores Júlio Serrão e Arnaldo Hernandez pelas contribuições no exame de qualificação e pronta ajuda que sempre me disponibilizaram.

À professora Rosa Pereira, coordenadora do Laboratório de Metabolismo Ósseo da Disciplina de Reumatologia da FMUSP, por ter acreditado no projeto e aberto as portas do seu laboratório e grupo.

Deste grupo, por todo o seu empenho, dedicação e atenção, gostaria de agradecer à Cláudia, à Jackeline, ao Rogério, à Valéria e, em especial, à Liliam. Obrigado pelos cafés, pelas explicações e pela paciência.

Ao professor Egídeo Dorea da Divisão de Clínica Médica do HU/USP por me ter permitido, sob sua tutela, acessar às candidatas ao estudo. O seu auxílio foi vital.

À Jéssica, Raísa, Raquel, Cris, Welington e Inês pela dedicação nas sessões de treinamento, bem como nas avaliações. Sem vocês não o teria conseguido.

Ao pessoal do Laboratório de Biomecânica pelo auxílio nas avaliações experimentais, em especial ao Brunão, à Jaque, ao Soncin, ao João, ao Leo, ao Edu (obrigado pela câmera), à Ana Paula (obrigado pela câmera), à Ju (obrigado pelo café) e ao Mochi (obrigado pelo interesse e paciência em discutir novos caminhos; és ouvido com muita atenção).

A construção de um pensamento científico crítico, iniciado há sete anos (ainda em franca evolução), não teria sido processo tão tranquilo e prazeroso se não tivesse tido o apoio das discussões e questionamentos levantados pelo ponto mais fora da curva que conheço: Bruno Mezêncio. Obrigado por tudo.

À Adilce, Alice, Almezina, Anair, Carmela, Cida, Claudete, Donata, Eurismar, Gilmeri, Ildete, Lúcia, Madalena, Marinalva, Marlene, Miriam, Rosa, Rosely, Sonia, Verónica, Zélia, Danuta, Darci, Inêz, Jamila, Leonor, Loyd, Luiza, Maria Auxiliadora, Felizbela, Heloisa, Izabel, Izilda, Maria Lúcia, Tizuko, Olinda, Valdinar e Vicência pela participação no estudo com uma energia contagiante.

*Eles não sabem que o sonho
é uma constante da vida
tão concreta e definida
como outra coisa qualquer,*

[...]

*Eles não sabem, nem sonham,
que o sonho comanda a vida,
que sempre que um homem sonha
o mundo pula e avança
como bola colorida
entre as mãos de uma criança.*

*António Gedeão (1952) em
Movimento Perpétuo*

RESUMO

PINHO, JPP. **Estrutura e função osteomuscular, capacidade funcional e qualidade de vida de idosas em resposta a um modelo de treinamento fundamentado no princípio de ação do ciclo alongamento-encurtamento.** 2016. 141 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2016.

Introdução: o processo fisiológico de envelhecimento traduz-se em diversas alterações estruturais do sistema musculoesquelético. Estas, por sua vez, acarretam em modificações funcionais que se repercutem na dependência do senescente, determinando a diminuição da sua qualidade de vida. Das estratégias existentes para atenuar os efeitos da senescência o treinamento de potência tem sido apontado como preferido. Existem, contudo, indícios de que um treinamento baseado na potencialização da ação do ciclo alongamento-encurtamento seja uma melhor escolha. **Hipóteses do estudo:** pelos resultados obtidos em intervenções similares, hipotetiza-se que as participantes do protocolo de intervenção proposto apresentarão um aumento da densidade mineral óssea, do volume muscular, da capacidade funcional e melhora de alguns parâmetros biomecânicos da marcha, bem como da sua qualidade de vida. **Objetivos:** o objetivo geral do presente trabalho é, portanto, propor um modelo de treinamento fundamentado na potencialização da ação do ciclo alongamento-encurtamento e averiguar os seus efeitos em parâmetros selecionados da morfologia osteomuscular, capacidade funcional e qualidade de vida de idosas. **Materiais e Métodos:** 21 idosas sedentárias ($66,9 \pm 4,2$ anos) executaram o protocolo proposto durante 20 semanas, tendo os efeitos na densidade mineral óssea de fêmur, coluna, tíbia e rádio; efeitos na composição corporal, na força, no equilíbrio, na marcha, na flexibilidade e na qualidade de vida comparados aos efeitos obtidos pelo grupo controle ($N=17$, $65,0 \pm 3,4$ anos), que não alterou o seu nível de atividade física. O protocolo de intervenção, composto por onze exercícios de força realizados com o intuito de potencializar a ação do ciclo alongamento-encurtamento, que apresentava duas modalidades de salto (salto vertical com contramovimento e drop jump), exigia a realização da fase concêntrica na maior velocidade possível. **Resultados:** quando comparado com o grupo controle, o grupo experimental apresentou alterações significantes ($p < 0,05$) na densidade mineral óssea de coluna ($g=1,06$) e sua microarquitetura ($g=0,80$), na microarquitetura da tíbia ($g=0,82$), na força máxima ($g=2,39$) e potência ($g=1,38$) de extensores de joelho, na velocidade máxima de marcha ($g=0,96$), na flexibilidade de membros inferiores ($g=1,05$) e superiores ($g=0,86$) e no domínio Atividades passadas, presentes e futuras da qualidade de vida ($g=1,08$). **Conclusão:** os resultados apontam para a eficácia da proposta de intervenção, apresentando-se como uma nova estratégia para atenuar e até mesmo reverter algumas perdas estruturais e funcionais impostas pelo processo de envelhecimento.

Palavras-chave: senescência, treinamento de potência, treinamento pliométrico, ciclo alongamento-encurtamento, capacidade funcional, biomecânica da marcha, qualidade de vida.

ABSTRACT

PINHO, JPP. **Structure and musculoskeletal function, functional capacity and quality of life of elderly women in response to a training model based on the stretch-shortening cycle.** 2016. 141 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2016.

Introduction: the physiological aging process induces several structural changes in the musculoskeletal system. These, in turn, result in functional changes that are reflected in the senescent dependency, determining the reduction in their quality of life. Power training has been identified as ideal to mitigate the effects of aging. However, there are indications that an intervention based on the potentiation of the stretch-shortening cycle action is a better choice. **Study hypotheses:** the participants of the proposed intervention will increase their bone mineral density, muscle volume, functional capacity and will show some improvement in their gait, as well as in their quality of life. **Purposes:** the main objective of this study was to propose a training model based in the potentiation of the stretch-shortening cycle action and assess its effects on selected parameters of musculoskeletal morphology, functional capacity and quality of life of elderly women. **Methods:** 21 sedentary elderly women (66.9 ± 4.2 years) performed the proposed intervention protocol for 20 weeks and the effects on bone mineral density of the femur, spine, tibia and radio; effects on body composition, strength, balance, gait, flexibility and quality of life were compared to the effects obtained by the control group ($N = 17$, 65.0 ± 3.4 years) that did not change their level of physical activity. The program was composed by eleven strength exercises performed in order to enhance stretch-shortening cycle action, had two jump exercises (vertical jump with countermovement and drop jump) and had the concentric phase of the movements performed as fast as possible. **Results:** when compared to the control group the experimental group showed significant changes ($p < 0.05$) in bone mineral density of the spine ($g = 1.06$) and its microarchitecture ($g = 0.80$), the microarchitecture of the tibia ($g = 0.82$), the knee extensors maximum force ($g = 2.39$) and power ($g = 1.38$), the maximum walking speed ($g = 0.96$), the lower ($g = 1.05$) and upper ($g = 0.86$) limbs flexibility and in the domain past, present and future activities of the quality of life ($g = 1.08$). **Conclusion:** the results point to the effectiveness of the proposed intervention, suggesting it as a new strategy to slow down and even reverse some structural and functional losses imposed by the aging process.

Keywords: senescence, power training, plyometric training, stretch-shortening cycle, functional capacity, gait biomechanics, quality of life.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	3
2. OBJETIVOS	5
2.1 Objetivos Gerais	5
2.2 Objetivos Específicos.....	5
3. REVISÃO DE LITERATURA	6
3.1 Sobre o Processo de Envelhecimento.....	6
3.1.1 Sistema ósseo na senescência.....	7
3.1.2 Sistema muscular na senescência	15
3.1.3 Capacidade funcional e marcha na senescência.....	18
3.1.4 Qualidade de vida na senescência.....	35
3.2 Exercício Físico na Senescência.....	36
3.2.1 Efeitos do exercício físico no sistema ósseo	37
3.2.2 Efeitos do exercício físico no sistema muscular	41
3.2.3 Efeitos do exercício físico na capacidade funcional e na marcha	43
3.2.4 Efeitos do exercício físico na qualidade de vida.....	46
3.3 Ação do Ciclo Alongamento-Encurtamento.....	48
3.3.1 Potencialização da ação do ciclo alongamento-encurtamento na senescência	53
4. HIPÓTESES DE ESTUDO	55
5. MATERIAIS E MÉTODOS	56
5.1 Desenho Experimental	56
5.2 Amostra	56
5.3 Protocolo de Intervenção	57
5.4 Avaliações Experimentais.....	59
5.4.1 Avaliação óssea.....	59
5.4.2 Avaliação da composição corporal	61
5.4.3 Avaliação do desempenho muscular	61
5.4.4 Avaliação do equilíbrio postural	62
5.4.5 Avaliação da marcha.....	63

5.4.6 Avaliação da capacidade funcional	67
5.4.7 Avaliação da qualidade de vida.....	68
5.5 Procedimentos estatísticos	68
6. RESULTADOS.....	69
6.1 Análise das diferenças no momento inicial	69
6.2 Características do programa de intervenção.....	70
6.3 Análise das variáveis ósseas e composição corporal	73
6.4 Análise do desempenho muscular	81
6.5 Análise das variáveis de equilíbrio postural	85
6.6 Análise da marcha.....	90
6.6.1 Indicadores Cinemáticos Da Marcha	90
6.6.2 Indicadores Cinéticos Da Marcha.....	95
6.6.3 Indicadores Eletromiográficos Da Marcha.....	99
6.7 Análise dos testes de capacidade funcional.....	103
6.8 Análise da qualidade de vida.....	103
6.9 Associação entre os efeitos do treinamento	107
7. DISCUSSÃO.....	108
7.1 Discussão acerca do programa de intervenção.....	109
7.2 Discussão dos efeitos nas variáveis ósseas e composição corporal	112
7.3 Discussão dos efeitos na função muscular	118
7.4 Discussão dos efeitos no equilíbrio postural	119
7.5 Discussão dos efeitos na marcha	122
7.6 Discussão dos efeitos na capacidade funcional.....	125
7.7 Discussão dos efeitos na qualidade de vida.....	127
7.8 Discussão da associação entre os efeitos do protocolo.....	128
7.9 Limitações do estudo	130
8. CONCLUSÃO.....	131
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	132

1. INTRODUÇÃO

A senescência, ou processo fisiológico do envelhecimento, pode ser entendido como o mecanismo pelo qual a degeneração insubstituível das células somáticas conduz à perda funcional e das estruturas corporais. Nesta fase da vida humana, as perdas sofridas no sistema ósseo, que detém funções tão importantes quanto a sustentação, movimentação, proteção dos tecidos internos, armazenamento e produção de células sanguíneas (BOSKEY; COLEMAN, 2010) determinam a qualidade da peça óssea (SIMON, 1994).

Caracterizado pela diminuição da razão modelagem/remodelagem óssea (SCHULMAN et al., 2011) e por um quadro de perda progressiva do seu conteúdo inorgânico, este sistema fica progressivamente mais inábil para suportar esforços mecânicos, aumentando o risco de falência.

As perdas na massa e qualidade muscular advindas da senescência são, igualmente, outro foco de preocupação. A sarcopenia, por estar intimamente associada à redução da massa magra e consequente gasto energético, aumento da adiposidade corporal e distribuição de gordura visceral, eleva o risco do indivíduo idoso desenvolver dislipidemias, resistência à insulina e doenças cardiovasculares (HUNTER et al., 2004). A perda da força como consequência da diminuição do número de fibras musculares e da redução do seu tamanho (LEXELL et al., 1988) só é superada pela perda da capacidade para ativar o sistema muscular de forma rápida (FRONTERA et al., 2000). De fato, BRUNNER et al. (2007) referem que dentre as principais alterações qualitativas do músculo esquelético, a perda de potência muscular é a que mais cedo se manifesta e a que mais abruptamente ocorre. Estas adaptações bionegativas conduzem à incapacidade para produzir o estímulo necessário para atenuar as perdas no sistema osteomuscular, fazendo com que se estabeleça um ciclo cuja consequência final é a precoce falência funcional do indivíduo idoso (HUNTER et al., 2004).

As modificações proporcionadas nestes sistemas não teriam relevância maior se não se impusessem na capacidade funcional dos senescentes. No entanto, todas as alterações quantitativas e qualitativas do sistema musculoesquelético senescente têm

consequências funcionais, sentidas quando as tarefas do cotidiano que eram executadas sem dificuldade tornam-se as mais desafiadoras. De fato, a aptidão para executar essas tarefas é uma componente de sucesso na senescência, sendo a capacidade para se deslocar de um local para o outro uma das competências funcionais básicas para a independência do idoso (WINTER et al., 1990).

Não menos importante, a habilidade para manter o equilíbrio postural, em base estacionária ou móvel, fazendo uso adequado dos sistemas sensoriais (somatossensorial, visual e vestibular) é fundamental para uma vida ativa e independente (WOOLLACOTT; TANG, 1997). Todavia, as alterações proporcionadas pelo envelhecimento comprometem os sistemas responsáveis pela recepção das informações intrínsecas e extrínsecas necessárias à manutenção do equilíbrio postural, sendo identificada uma latência significativa na geração de resposta motora de estabilidade, indicando menor capacidade para processar as informações sensoriais, conduzindo a um maior risco de queda (WHIPPLE et al., 1993).

Como se poderia antever, as modificações por que passa o senescente e o conduzem, progressivamente, a um estado funcional debilitado alteram, igualmente, a sua percepção de felicidade (PEREIRA et al., 2012). Existe, de fato, associação entre as limitações funcionais provocadas pela perda de força muscular e a qualidade de vida de idosos (SAMUEL et al., 2012).

No entanto, GARATACHEA et al. (2009) verificaram uma correlação significativa entre força de membros superiores e força de membros inferiores, equilíbrio dinâmico e resistência aeróbia; e a qualidade de vida de senescentes, apontando o exercício físico como um potencial mecanismo para, atenuando os efeitos deletérios do envelhecimento, melhorar a qualidade de vida do idoso.

Dentre as principais estratégias para atenuar ou, até mesmo, reverter algumas alterações impostas pela idade surge o treinamento de força. Embora esta estratégia tenha apresentado resultados satisfatórios na manutenção da massa óssea de idosos (CADORE et al., 2005), no aumento da massa muscular e melhora da função muscular (MAYER et al., 2011), é o treinamento de potência, pela afinidade que apresenta com

as tarefas cotidianas, o método eleito para melhorar a capacidade funcional desta população (TSCHOPP et al., 2011).

Entretanto, num método de treinamento fundamentado pela potencialização da ação do ciclo alongamento-encurtamento encontraram-se respostas funcionais superiores às do treinamento de força e potência (CORREA et al., 2012). Comumente utilizado no âmbito esportivo, é um método que permite aumentar massa óssea de crianças pré-púberes, púberes e mulheres na fase pré-menopausa, bem como aumentar força e potência muscular de atletas (MARKOVIC; MIKULIC, 2010).

Desta forma, o propósito do presente trabalho foi fornecer um modelo de treinamento para a população idosa baseado na potencialização do ciclo alongamento-encurtamento e medir os seus efeitos em parâmetros selecionados da morfologia osteomuscular, capacidade funcional e qualidade de vida.

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivos Gerais

O presente estudo teve como objetivo geral propor um modelo de treinamento fundamentado na potencialização da ação do ciclo alongamento-encurtamento e averiguar os seus efeitos em parâmetros selecionados da morfologia osteomuscular, capacidade funcional e qualidade de vida de idosas submetidas a 20 semanas de intervenção.

2.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos do presente trabalho consistiram em avaliar a resposta de 20 semanas de treinamento do protocolo de intervenção proposto:

- a) Na densidade mineral óssea de colo do fêmur; bem como da coluna lombar das participantes;
- b) Na microarquitetura da coluna lombar, tíbia e rádio;
- c) Na composição corporal;

- d) Na capacidade funcional;
- e) No equilíbrio postural;
- f) Nos parâmetros cinemáticos da marcha;
- g) Nos parâmetros cinéticos da marcha;
- h) Nos parâmetros eletromiográficos da marcha;
- i) Na qualidade de vida das participantes.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Sobre o Processo de Envelhecimento

Do ponto de vista biológico, o envelhecimento pode ser entendido como o processo de degeneração insubstituível das células somáticas, conduzindo a uma perda funcional dos órgãos e estruturas corporais e sua consequente falência. A senescência, em contraste com a senilidade, refere-se ao processo fisiológico, não patológico, de envelhecimento ocorrido por programação genética que envolve a deterioração dos telômeros. Estas extensões do DNA vão apresentado comprimento progressivamente menor até um limite crítico, conduzindo à incapacidade de realizar mitose celular. Esta limitação, por sua vez, determina a diminuição do número de células do organismo e sua consequente perda funcional.

Fenômeno de escala mundial, o crescimento da faixa etária dos indivíduos acima dos 60 anos, relativamente aos demais grupos etários, é o maior. No Brasil este fato não é exceção, observando-se um crescimento cada vez maior da população idosa. Os resultados reportados do censo demográfico de 2010, revelados pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE, 2011), estimam que entre o período de 2013 e 2060 a população idosa evolua de 7,4% para 26,7% da população total. Projeções do referido estudo apontam, igualmente, um aumento da expectativa média de vida dos atuais 75 para os 81 anos. Acredita-se que o adiamento da maternidade, tida como a principal causa da queda da taxa de fecundidade de 1,77 para 1,5 filhos, tenha um impacto negativo sobre o crescimento da população brasileira (IBGE, 2011). De fato, estima-se que a partir de 2042 o número de óbitos supere o de nascimentos. Esta mudança no

perfil demográfico brasileiro assume particular relevância quando, dentre as características mais comuns desta população, se observa a diminuição progressiva das capacidades motoras tais como força, velocidade, resistência, agilidade e flexibilidade; a diminuição da reserva funcional, da resistência às agressões ambientais e consequente detrimento da qualidade de vida.

Os subitens que seguem têm como propósito expor, em maior pormenor, as principais características de um aparelho locomotor humano senescente.

3.1.1 Sistema ósseo na senescência

Boskey e Coleman (2010) referem que o tecido ósseo, ao longo da vida humana, jamais se encontra metabolicamente em repouso. Indicam, igualmente, as suas principais características e funções de suma importância para o regular funcionamento do aparelho locomotor: i) oferece locais de fixação para o sistema muscular esquelético, permitindo que a sua tração produza movimento; ii) proporciona sustentação e proteção aos tecidos e órgãos internos; iii) permite o armazenamento e homeostasia mineral, sobretudo de cálcio e fósforo, que serão redistribuídos consoante as necessidades; iv) através da medula óssea vermelha, permite a produção de células sanguíneas; e v) permite o armazenamento de lipídios nas células da medula óssea amarela, oferecendo uma reserva de energia química fundamental. Este, portanto, pode ser considerado como um órgão vital ao ser humano dando conta de diversas funções que vão desde o seu suporte mecânico, estrutural e metabólico.

Hamill e Knutzen (2009) diferenciam, no sistema ósseo, uma composição inorgânica, na forma de sais minerais, que se combina intrinsecamente com uma matriz orgânica garantindo, respectivamente, capacidade para suportar cargas compressivas e de tração. Desta forma, se por um lado a componente inorgânica faz do osso um tecido rígido, a orgânica confere flexibilidade e elasticidade. Nordin e Frankel (2012) referem que, no osso humano, a porção inorgânica consiste, essencialmente, em fosfato de cálcio em estrutura de cristais de hidroxiapatita. Já a porção orgânica consiste numa grande quantidade de fibras de colágeno do tipo I e uma pequena quantidade de

glicosaminoglicanas e proteoglicanas. A resistência e a rigidez são os dois requisitos básicos do sistema ósseo. No entanto, não é possível que o osso alcance, simultaneamente, altos níveis de rigidez e resistência (TURNER, 2002). Existe uma inevitável troca entre as propriedades com o propósito claro de se alcançar um delicado equilíbrio entre a resistência à propagação de fissuras ósseas, proporcionada pelo colágeno, e a resistência à deformação, proporcionada pelos cristais de hidroxiapatita. Assumindo a vital relevância destas duas propriedades, é imperativo entender o mecanismo que permite que a mesma peça óssea apresente, em diferentes momentos da vida de um indivíduo, tão díspares aptidões.

Por se tratar de um sistema amplamente vascularizado, apresenta excelente capacidade de auto-reparação, podendo alterar as suas propriedades e configuração em resposta às demandas mecânicas (WOLFF, 1892). Entretanto, para entender como o osso se adapta a estas cargas será importante conhecer a sua estrutura hierárquica (morfologia), composição celular e fisiologia. Segundo Rho et al. (1998), a complexidade organizacional do osso pode ser descrita em cinco níveis hierarquicamente estruturados (figura 1): i) macroestrutura, representada pelo osso cortical e trabecular; ii) microestrutura, representada pelos ósteons, que são as unidades estruturais fundamentais e são formados por lamelas ósseas dispostas concêntricamente em torno do canal haversiano; iii) Sub-microestrutura, as lamelas; iv) Nanoestrutura, representada pelas fibras de colágeno (conjunto de fibrilas); e v) Sub-nanoestrutura, onde se encontram as moléculas de colágeno da fibrila e cristais minerais.

Figura 1 – Níveis estruturais (morfológicos) do sistema ósseo humano (RHO et al., 1998).

Boskey e Coleman (2010) referem que, relativamente à composição celular do osso, distinguem-se duas famílias de células com funções antagônicas cuja atuação simbiótica mantém a homeostasia do sistema: os osteoblastos e os osteoclastos. As primeiras, dispostas nas superfícies ósseas, são células especializadas na produção de novo tecido ósseo sendo, especificamente, responsáveis pela síntese dos componentes orgânicos (colágeno, glicosaminoglicanas e proteoglicanas). Quando entram em estado de quiescência a sua função cessa, deixando de produzir a matriz, tornando-se células de revestimento ósseo, mudando de funções e, conseqüentemente, de nome: osteócitos. Esta diferenciação celular permite-lhes facilitar o recrutamento de pré-osteoblastos, que contribuirão para a modelagem óssea (aumento da massa e densidade do osso). Assim, apesar de não mais secretarem matriz óssea, continuam a secretar substâncias necessárias à manutenção do osso. Os osteoclastos, dispostos inicialmente nas lacunas de Howship (lacunas cavadas na matriz óssea pelos próprios osteoclastos), mas podendo ser remetidos para regiões do osso que as requeiram são, portanto, células móveis. Com estrutura gigante, multinucleada e extensamente ramificada estas células são responsáveis pela remodelagem óssea. Enquanto que as enzimas proteolíticas por elas emitidas, nomeadamente a collagenase (responsável pela despolimerização do colágeno), atuam na componente orgânica do osso, o ácido proveniente da fermentação láctica atua na componente inorgânica da matriz, sendo

responsável pela dissolução dos cristais. A degradação óssea fica, contudo, otimizada com o auxílio dos osteoblastos: quando produzem enzimas que deterioram a camada não mineralizada da matriz, permitem que os osteoclastos tenham um fácil acesso à matriz óssea mineralizada para proceder à degradação.

Esta capacidade de modelagem e remodelagem óssea foi inicialmente apresentada na obra de Julius Wolff. Naquela que ficou conhecida como a lei de Wolff, foi postulado que o formato, tamanho e, essencialmente, a densidade do osso humano é função da magnitude e direção dos esforços mecânicos que nele atuam (NORDIN; FRANKEL, 2012). Posteriormente, Fukada e Yasuda (1957) complementaram a ideia fornecendo o que até hoje é aceito como o mecanismo pelo qual se atribui essa capacidade: a propriedade piezoelétrica do osso. Assume-se, portanto, que deformações mecânicas na peça óssea acarretam, devido à molécula de colágeno, a formação de cargas elétricas. A remodelagem óssea é, portanto, controlada pela polaridade elétrica gerada por cargas compressivas. Assim, quando a magnitude de compressão óssea ultrapassa o limiar de modelagem, gerando cargas elétricas de polaridade negativa, ocorre o processo de modelagem óssea com aumento na massa e densidade do osso. Acredita-se, portanto, que estas cargas negativas favoreçam a ação osteoblástica e a sua ação predominante conduza ao processo de modelagem. Por sua vez, quando a magnitude da compressão permanece abaixo do limiar de modelagem (em situação de imobilização, imposição de cargas de tração ou, simplesmente, na presença de estímulo compressivo ineficiente), gerando cargas elétricas de polaridade positiva, ocorre o processo de remodelagem, com remoção de material ósseo. Neste caso, as cargas positivas geradas favorecerão a ação osteoclástica e a sua ação predominante conduzirá ao processo de remodelagem óssea (NORDIN; FRANKEL, 2012).

Entretanto, verifica-se que este processo de modelagem/remodelagem óssea não ocorre ao mesmo ritmo nas diferentes estruturas do sistema ósseo. De fato, os dois tipos de tecido ósseo (cortical e trabecular) apresentam metabolismos diferentes (HAMILTON et al., 2010). O osso cortical, tecido compacto e denso que compõe cerca de 80% do esqueleto humano, constitui a camada exterior das estruturas esqueléticas e tem como principal função o fornecimento de resistência mecânica às forças impostas à

peça óssea. Já o osso trabecular, tecido esponjoso e poroso, constitui a camada interna das estruturas esqueléticas sendo encontrado, predominantemente, nos corpos vertebrais e epífises de ossos longos (NORDIN; FRANKEL, 2012). Este último, por conter um maior número de células ósseas, é um tecido metabolicamente mais ativo, sendo que apresenta uma taxa de *turnover* (processo de modelagem óssea seguida da remodelagem) oito vezes maior que a do osso cortical apresentando, portanto, uma elevada resposta a estímulos metabólicos (GENANT et al. 1987). Este comportamento diferenciado torna os locais em que a presença do osso trabecular é dominante pontos ótimos para monitorar as perdas ósseas decorrentes da idade, bem como a resposta a intervenções farmacológicas e não-farmacológicas propostas. De fato, Hamilton et al. (2010), em sua revisão sistemática, verificaram que alguns trabalhos (quatro de oito) reportam efeitos benéficos do exercício físico no osso trabecular. A maioria dos trabalhos avaliados, no entanto, mostram os benefícios do exercício físico na densidade mineral óssea da região cortical. Os autores concluem afirmando que para aferir, fidedignamente, a resposta de uma intervenção no sistema ósseo será imprescindível um método que permita acessar parâmetros da densidade mineral óssea, discriminando, área cortical e trabecular.

Na senescência, este processo de modelagem/remodelagem óssea apresenta alterações significativas. Segundo SCHULMAN et al. (2011), este estágio da vida humana é, essencialmente, caracterizada pelo aumento do valor da razão reabsorção/formação óssea, conduzindo a um quadro de perda progressiva do seu conteúdo inorgânico (Figura 2).

Figura 2: Relação entre massa óssea em gramas de cálcio, idade e sexo. No topo, representação do corte transversal da diáfise do fêmur ao longo da vida (SIMON, 1994)

Essa perda tem uma influência direta na qualidade do osso, nomeadamente no que concerne à sua composição estrutural e capacidade de suporte de carga. Hernandez e Keaveny (2006) referem que, embora vago, o termo qualidade óssea prende-se com a capacidade inerente deste sistema suportar esforços mecânicos. Afirmam, ainda, que somente informações acerca da massa óssea serão indicadores incompletos para detectar a fragilidade óssea e consequente risco de fratura. Sugerem que, pela estrutura hierárquica do osso, medições nos seus diferentes níveis (1cm, 1mm, < 1mm, etc.) seja procedimento indispensável para revelar a escala a que ocorrem as alterações mais significativas do osso senescente.

Segundo Currey (1969), o risco de fratura óssea tende a ser consequência da combinação ótima da rigidez e complacência deste sistema. Espera-se que, ao se observar o conteúdo mineral da peça óssea, seja possível averiguar o meio termo entre duas condições extremas de mineralização: a hipomineralização, que gera uma peça óssea fraca, de baixa resistência a estresses mecânicos; e a hipermineralização, que gera um osso quebradiço (Figura 3).

Figura 3: resistência mecânica à fratura oferecida pela peça óssea em diferentes condições de mineralização (3a); o aumento progressivo da condição de mineralização da peça óssea acarreta no aumento da sua rigidez e na diminuição da sua complacência, maleabilidade (3b) (CURREY, 1969).

Para avaliar este aspecto da estrutura óssea têm sido amplamente utilizados métodos de absorciometria por duplo feixe de raios X (DXA). Método mais utilizado para medir a densidade mineral óssea e diagnosticar a osteoporose, apresenta uma elevada precisão, baixa dose de radiação e um custo relativamente acessível. Estes métodos baseiam-se na medição da atenuação de um feixe de radiação gerado por uma fonte de raios X com dois níveis de energia, através do corpo do indivíduo avaliado (BLAKE;

FOGELMAN, 1997). Desta forma, é possível determinar a densidade de dois tipos de estruturas: da peça óssea e dos tecidos moles. Os resultados da avaliação realizada pelo método da DXA são expressos em densidade por área projetada (em g/cm^2), ou seja, bidimensionalmente. Normalmente estes dados são expressos em desvios-padrão do valor médio da densidade mineral óssea de um grupo saudável adulto (*T-score*), para diagnóstico de deficiências estruturais; ou desvios-padrão em relação ao valor médio de um grupo saudável da mesma faixa etária (*Z-score*), para diagnóstico de causas secundárias dessas deficiências (BLAKE; FOGELMAN, 2009). A Organização Mundial de Saúde estabeleceu critérios densitométricos para a coluna lombar, colo de fêmur e 1/3 médio do rádio: *T-score* até -1: normal; entre -1 e -2,5: osteopenia; <-2,5: osteoporose.

Para acessar parâmetros tridimensionais da estrutura óssea, colmatando uma das principais limitações da DXA, surge a Micro Ressonância Magnética. Este método não-invasivo, que não faz uso de radiação ionizante, permite visualizar a microarquitetura do osso e aferir o seu volume diferenciando osso cortical de trabecular. Não obstante, o seu alto custo e necessidade de estabelecer algoritmos para a análise dos dados de entrada e a subsequente interpretação, são desafios que tornam esta técnica dificilmente exequível (WEHRLI, 2007).

A Tomografia Computadorizada Quantitativa (QCT) é outro método não-invasivo para a medição tridimensional da densidade óssea reportando, portanto, uma medição volumétrica (mg/cm^3). A vantagem da QTC sobre a DXA é a possibilidade que oferece em diferenciar densidade de osso cortical e trabecular, sendo a sua principal desvantagem a dose de radiação aplicada no exame. De fato, Adams (2009) mostra que a dose de radiação efetiva, medida em milisieverts, de um exame de QCT 3D na coluna lombar (L_1 e L_2) supera a de uma radiografia nesta região (~1,5 mSv em contraste com 0,7 mSv). Afirma, porém, que estas doses de radiação ionizante são aceitáveis e que, quando comparadas com outras baseadas na emissão de raios X, oferecem um bom custo-benefício. Aponta, também, uma outra vantagem sobre a DXA: a sua menor variabilidade. Refere que se trata uma medida mais precisa do que a DXA (o coeficiente de variação da QCT é significativamente inferior ao da DXA), aumentando

a sensibilidade para detectar pequenas mudanças geradas na estrutura óssea (como as de um protocolo de exercícios físicos).

A primeira etapa para obtenção dos parâmetros de interesse é similar à de um exame de tomografia computadorizada convencional e a segunda prende-se com o cálculo da densidade mineral óssea (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATIONS UNITS, 2009). Este método baseia-se, portanto, na medição dos coeficientes de atenuação (medida em unidades de Hounsfield) de raios X que atravessam os locais de interesse e posterior reconstrução tomográfica que transforma as unidades de Hounsfield em densidade mineral óssea. Para que esta transformação seja possível será necessária a utilização de referências incluídas no campo de aquisição da imagem. Estas referências, designadas fantasmas de calibração, contem diversas concentrações de materiais cuja atenuação de radiação é semelhante à do osso. Desta forma, conhecida a concentração do material calibrador e a sua atenuação no exame, é possível converter a atenuação medida no tecido ósseo em densidade mineral óssea (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATIONS UNITS, 2009).

Entretanto, a fragilidade do osso senescente pode ser consequência não somente das mudanças na densidade mineral óssea, como das alterações ocorridas na estrutura do colágeno durante o processo de envelhecimento. Desta forma, somente as medidas comumente utilizadas para medir o conteúdo e densidade mineral óssea não seriam indicadores hábeis para explicar as fraturas ósseas (HERNANDEZ; KEAVENY, 2006). BANFI et al. (2010) afirmam que a massa óssea pode ser entendida como o resultado de dois processos metabólicos antagônicos (modelagem e remodelagem óssea) cuja implicação nas funções do sistema esquelético será direta. Referem que, além dos métodos imagiológicos, diversas moléculas encontradas no sangue e urina foram identificadas como marcadores da atividade metabólica do osso permitindo estimar, de forma fidedigna e precoce, o *turnover* ósseo. Os autores verificaram que os marcadores de formação óssea, quando comparados com os de reabsorção, são mais sensíveis às alterações impostas pelo exercício físico. Concluem que, apesar da possibilidade de estimulação das funções osteoblásticas e osteoclásticas através do exercício físico, a resposta não é imediata.

Civitelli et al. (2009) referem que marcadores de modelagem óssea agregam informações essenciais sobre o osso senescente. Afirmam que, quando estas informações são combinadas e interpretadas conjuntamente com as provenientes da DXA são capazes, inclusive, de predizer o risco de fratura em mulheres na pós-menopausa. Segundo os autores, a vantagem na utilização destes marcadores encontra-se na rapidez da resposta da intervenção de interesse (reposição hormonal, protocolo de exercícios físicos, etc.) que oferecem. Porém, apresenta-se como forte desvantagem a sua larga variabilidade biológica, ainda que recentes métodos automatizados sejam capazes de reduzi-la significativamente.

3.1.2 Sistema muscular na senescência

Hunter et al. (2004) apontam a sarcopenia como a maior preocupação de saúde pública, nomeadamente, para a população idosa. Referem que, embora a sua etiologia não seja ainda completamente entendida, as suas sequelas múltiplas estão bem documentadas. Entre elas, encontra-se a redução de massa magra, que está associada à diminuição do gasto energético em repouso que, por consequência, se associa ao aumento da adiposidade corporal e distribuição de gordura visceral, aumentando o risco de desenvolver dislipidemias, resistência à insulina e doenças cardiovasculares.

Segundo Bross et al. (1999), diversos marcadores biológicos indicam que entre a vigésima e a nonagésima décadas da vida humana há uma redução em cerca de 50% da massa muscular, propiciando doenças pulmonares e níveis hormonais irregulares. Os autores indicam que a perda de força no idoso como consequência da redução da massa muscular (sarcopenia) faz com que, facilmente, alcance metade dos níveis de força apresentados na idade adulta. Greenlund e Nair (2003) referem que a perda de massa muscular na velhice está associada ao aumento da necessidade prolongada de serviços de saúde e reduzida qualidade de vida, sugerindo que este deva ser um assunto considerado de saúde pública. Lexell et al. (1988) mostraram, em seu estudo com cadáveres, que esta atrofia muscular surge por volta da terceira década da vida humana e a partir de então a sua aceleração é notória. Referem, ainda, que essa

redução na área de secção transversal fisiológica tem como principal causa a diminuição do número de fibras musculares (Figura 4) e a redução do seu tamanho, nomeadamente das do tipo II.

Figura 4: diminuição do número total de fibras do músculo vasto lateral em função da idade (LEXELL; TAYLOR; SJÖSTRÖM, 1988).

Numa atualizada revisão sistemática de literatura Brunner et al. (2007), essencialmente, corroboram esses dados. Referem, portanto, que o processo de atrofia muscular associado ao envelhecimento tem a sua causa na perda no número total de fibras e na redução do seu tamanho, especialmente das fibras musculares do tipo II. Indicam que, juntamente com estas duas características, as modificações morfológicas impostas pelo envelhecimento, como o agrupamento das fibras musculares do tipo II, representam as maiores alterações estruturais. Os autores concluem alertando para a consequência destas alterações quantitativas, nomeadamente, no desempenho funcional deste tecido. Referem que, dentre as principais alterações qualitativas do músculo esquelético, a perda de potência muscular (capacidade de gerar força rapidamente) é a que mais cedo se manifesta e a que mais abruptamente ocorre.

No estudo longitudinal de Frontera et al. (2000), com o propósito de avaliar as alterações estruturais e funcionais do músculo esquelético, 9 participantes idosos foram avaliados ao longo de 12 anos. Os autores reportaram que entre esse período houve uma redução da área de secção transversal da coxa (12,5%), de todos os mm. da coxa (14,7%), do m. quadríceps (16,1%) e dos mm. flexores do joelho (14,9%); houve uma redução do percentual de fibras do tipo I (de 60%, na avaliação inicial, para 42%, na

final); e uma redução da força e potência muscular dos mm. flexores e extensores de joelho medidos por dinamômetro isocinético. Referem que as alterações na área de secção transversal foram os preditores da perda de força e potência observada (explicou 90% da variabilidade encontrada no modelo de covariância utilizado). Os autores reportaram não ter havido uma diferença significativa na energia gasta semanalmente em atividades recreacionais ou esportivas, o que ajuda a justificar as alterações como fortemente dependentes da idade. Desta forma, mostraram que a perda funcional mais significativa ocorreu na musculatura extensora e flexora de joelhos quando requerida a realizar movimentos rápidos ($240^{\circ}/s$). Apontaram perdas anuais de 2,48% e 2,45% na potência dos mm. extensores e flexores de joelho, respectivamente.

Em sua revisão de literatura, Greenlund e Nair (2003) referem que estas perdas, estruturais e funcionais, são sentidas de forma mais marcante em mulheres, pois apresentam, à partida, menor massa muscular do que quando comparadas com homens. Os autores mostram, igualmente, que as alterações estruturais são acompanhadas pelo ganho de tecido adiposo que, quando avaliadas por métodos imprecisos (perímetros antropométricos de membros, por exemplo), camuflam as perdas musculares. Apresentam, também, a diminuição de 50% da capacidade para desenvolver o máximo torque extensor de joelho entre a terceira e a oitava décadas de vida e que, mesmo corrigido pela perda de massa muscular, existe um declínio significativo do pico de torque gerado, sugerindo que a qualidade do músculo esquelético, a sua eficiência, fica reduzida com o avanço da idade.

Estas alterações quantitativas e qualitativas do sistema musculoesquelético senescente têm consequências funcionais ainda mais marcantes quando as tarefas do cotidiano que eram executadas sem dificuldade agora são as mais desafiadoras. Na próxima seção deste texto serão abordadas algumas dessas consequências funcionais.

3.1.3 Capacidade funcional e marcha na senescência

Em idades cada vez mais avançadas as perdas no sistema musculoesquelético discutidas anteriormente, juntamente com as limitações visuais, auditivas, motoras e intelectuais, bem como o aparecimento de doenças crônico-degenerativas, conduzem à dependência para a realização das tarefas tanto de caráter geral (atividades recreativas, desportivas) quanto da vida diária (alimentação, higiene pessoal), constatando-se uma diminuição da capacidade funcional, definida como a ausência de dificuldade no desempenho das atividades cotidianas (Rosa et al., 2003).

Hunter et al. (2004) apresentam um modelo das consequências funcionais originadas pela diminuição do volume muscular (Figura 5). Referem que a consequência direta desta perda é a diminuição da força, potência e resistência muscular, que conduzirá à dificuldade para realizar tarefas de suporte de peso corporal, como a marcha, aumentando a fadiga e dificuldade para realizar exercício, aumentando o risco de queda e fratura ósseas. Esta evolução, por sua vez, conduz à diminuição da realização das atividades diárias, aumentando a incapacidade do senescente. Os autores referem que esta progressão de adaptações, que poderiam ser consideradas bionegativas, conduz à ausência do estímulo necessário para atenuar as perdas na massa muscular, fazendo com que se estabeleça um ciclo cuja consequência final é a precoce falência funcional do indivíduo idoso.

Figura 5: modelo das consequências funcionais propiciadas pelo processo senescente (HUNTER et al., 2004).

A necessidade de se obter rapidamente e com fidedignidade a condição funcional do idoso motivou a construção de uma bateria de testes que, para cada instância da sua capacidade motora, fornecesse um indicador da sua dependência. Rikli e Jones (1999) propuseram uma bateria de avaliações funcionais com o objetivo de firmar um protocolo capaz de estimar os atributos fisiológicos necessários para o desempenho das atividades cotidianas de idosos (bateria de testes funcionais de Fullerton). Na sua proposta, amplamente utilizada atualmente, foram contempladas medições de força e resistência muscular de membros superiores e inferiores, flexibilidade de membros superiores e inferiores, agilidade, equilíbrio dinâmico e capacidade aeróbia. Na sequência, apresentaram o desempenho, nesses testes, de mais de 7000 idosos norte-americanos o que lhes permitiu estabelecer o limiar de funcionalidade nas diferentes faixas etárias (RIKLI; JONES, 1999a). Nesse trabalho, os autores puderam constatar o declínio claro da capacidade funcional ao longo do processo de envelhecimento (Figura 6).

Figura 6: desempenho, na bateria de testes de Fullerton, de 7183 idosos norte-americanos de ambos os sexos (homens representados pela barra branca e mulheres pela negra), categorizados em sete faixas etárias (60 aos 94 anos de idade) (RIKLI; JONES, 1999a).

Corroborando a ideia de Greenlund e Nair (2003) de que as mulheres sentiriam de forma mais marcante as perdas advindas do processo de senescência, Rikli e Jones (1999) verificaram que os homens idosos, quando comparados com as mulheres idosas da mesma faixa etária, apresentavam um desempenho significativamente superior em quase todos os testes funcionais (exceção feita aos testes de flexibilidade em que as idosas obtiveram melhores resultados).

Apesar de este protocolo servir para detectar, de forma rápida, a competência funcional de idosos, não é sensível a alterações mais sutis como as que poderão surgir no equilíbrio postural durante a senescência. Ragnarsdóttir (1996) define equilíbrio postural como a habilidade em manter de forma segura, veloz e coordenada a projeção vertical do centro de massa entre os limites da base de sustentação, deslocando-se nas diferentes direções e ajustando-se às perturbações externas impostas pelo meio. Já Shumway-Cook e Woollacott (2001) definem equilíbrio postural como a habilidade em manter o corpo em equilíbrio, classificando-o como estático ou dinâmico. Na primeira situação a base de suporte permanece estacionária e o movimento ocorre por parte do centro de massa e, na segunda, tanto a base de suporte quanto o centro de massa encontram-se em movimento. Referem que a utilização, de forma efetiva, das informações provenientes dos sistemas sensoriais (somatossensorial, visual e vestibular) é fundamental para que o controle postural seja bem sucedido. Apontam, igualmente, para a importância das informações fornecidas pelo sistema musculoesquelético na manutenção do equilíbrio.

Mochizuki e Amadio (2003) referem a importância do entendimento acerca do posicionamento do centro de massa na manutenção do equilíbrio postural. Mencionam que a sua oscilação é o indicador, por excelência, do balanço do corpo. Os autores apelam, ainda, para o cuidado na utilização deste conceito como sinônimo do centro de pressão. Trata-se de grandezas diferentes que correspondem, respectivamente, ao balanço do corpo e à resposta gerada pelo sistema neuromuscular a esse balanço. Assumindo a postura estática, Winter (1995) reporta a utilização de alguns ajustes para compensar os desequilíbrios, como o modelo do pêndulo invertido e o modelo do pêndulo duplo invertido. Conhecida como a “estratégia do tornozelo”, a primeira situação caracteriza-se pela oscilação concordante de cabeça e quadril, sendo o tornozelo a articulação oscilante. Na segunda situação, conhecida como a “estratégia do quadril”, não existe concordância na oscilação de cabeça e quadril, sendo o quadril a articulação oscilante. Além destas, foi proposta uma outra para atenuar o desequilíbrio postural: a “estratégia do passo” (MARSDEN et al., 1981). Esta situação geralmente ocorre quando a instabilidade sentida ultrapassa o limiar de equilíbrio cuja compensação imposta pela estratégia do tornozelo ou do quadril é ineficaz.

Caracteriza-se, portanto, pela necessidade de avançar um dos segmentos distais redefinindo uma nova base de suporte.

Whipple et al. (1993) referem que as alterações fisiológicas próprias do processo natural de envelhecimento comprometem os sistemas responsáveis pela recepção das informações intrínsecas e extrínsecas necessárias à manutenção do equilíbrio postural. Mencionam, ainda, que além destas alterações o sistema nervoso central senescente apresenta uma latência significativa na geração de resposta motora de estabilidade, indicando menor capacidade para processar as informações sensoriais, conduzindo a um risco aumentado de queda. Os autores compararam o desempenho de idosos e adultos em tarefas de equilíbrio estático em algumas situações de limitação visual. Verificaram que, mesmo com restrições semelhantes, idosos apresentaram um desempenho significativamente inferior ao dos adultos, chegando a perder o equilíbrio. Por fim, referem que os seus dados vão ao encontro de outros que manipularam algum dos sistemas sensoriais e identificaram nos idosos um potencial risco de desequilíbrio.

Okada et al. (2001) verificaram que idosos, quando comparados com adultos, apresentam uma maior movimentação articular no quadril durante a manutenção da postura ereta. Os autores mostraram que estes indivíduos utilizam, preferencialmente, esta estratégia em detrimento da estratégia de tornozelo, preferida pelos adultos. Sugerem que estas diferenças são fundamentadas pelas acentuadas perdas musculares na articulação do tornozelo, dificultando o desenvolvimento de torque articular, tendo de se apoiar nos torques produzidos no quadril.

A estratégia do passo, utilizada como última alternativa à instabilidade postural tem sido, igualmente, alvo de investigação. Conhecida como posição *tandem*, caracteriza-se pela colocação em passo dos pés (um na frente do outro) e permite avaliar a estabilidade postural com uma reduzida base de suporte na direção médio-lateral. Jonsson et al. (2005) referem que idosos, quando comparados com adultos, apresentam diferenças notórias no desempenho deste teste (manutenção da postura estática na posição *tandem*). Referem que esta avaliação envolve duas fases: a primeira, dinâmica, que compreende os primeiros 3 a 4 segundos e se caracteriza pela redução da variabilidade da componente vertical da força de reação do solo; e a

segunda, estática, caracterizada por uma maior variabilidade dessa força. Mencionam, igualmente, que os idosos quando comparados com os adultos apresentam uma menor variabilidade da componente vertical da força de reação do solo e da atividade dos mm. do tornozelo. Já Murphy et al. (2003) verificaram que idosos caídores, quando comparados com não-caídores, são incapazes de permanecer nesta posição por mais de 10 segundos, sugerindo tratar-se de uma avaliação fidedigna para avaliar a chance de queda.

Woollacott e Tang (1997) referem que uma das causas do elevado número de incidentes de queda nesta população se prende com a incapacidade para manter equilíbrio postural. Neste caso, diferenciam a habilidade relativamente simples em manter equilíbrio estático da habilidade em manter equilíbrio dinâmico. Assim, enquanto que a tarefa para manter a projeção vertical do centro de massa dentro dos limites de estabilidade (dentro do polígono de sustentação) de forma estacionária é alcançada facilmente pela ação dos mm. do tornozelo; em tarefas dinâmicas, como na marcha, a projeção do centro de massa na fase de apoio unipodal nunca se encontra dentro da base de suporte. Desta forma, somente a ação dos mm. que atuam no tornozelo não será suficiente, sugerindo tratar-se de um mecanismo de controle de equilíbrio diferente. Mostram que, apesar de conseguirem manter uma marcha independente, idosos tropeçam, escorregam e colocam de forma errada o pé no contato com o solo gerando situações de instabilidade que, se não controladas, propiciam um aumento da chance de queda.

Nos próximos parágrafos serão descritas as principais alterações na marcha desta população, a tarefa cotidiana primordial para uma vida independente.

A aptidão para executar tarefas da vida diária é uma componente de sucesso no envelhecimento, sendo que a capacidade de se deslocar de um local para o outro é uma das capacidades funcionais básicas. Auvinet et al. (2003) afirmam que os problemas da marcha na velhice estão associados a alterações de equilíbrio consequentes da atrofia muscular, aumentando o risco de queda e perda de independência funcional. Segundo Prince et al. (1997), uma das características mais marcantes da marcha desta população, quando comparada com indivíduos jovens,

compreende um elevado custo energético, mesmo em velocidades significativamente menores. Serrão e Amadio (1994) apontam a perda de mobilidade articular, a diminuição da sensibilidade dos órgãos sensoriais e as alterações ósteo-mio-articulares como as principais causas de uma marcha própria desta população. Já Winter (1991) refere que a homogeneidade da marcha desta população se deve à redução geral da sua variabilidade, consequência da perda de plasticidade própria do envelhecimento, diminuindo a capacidade de adaptação a situações inesperadas, como as impostas pelo ambiente (obstáculos urbanos, por exemplo).

A análise biomecânica da marcha, na sua interdependência com a física, medicina, engenharia mecânica, entre outras, permite identificar essas disfunções, bem como inferir a sua causa (PERRY, 2010). Assim, nas próximas seções serão apresentadas as principais características biomecânicas da marcha senescente.

3.1.3.1 Variáveis cinemáticas da marcha senescente

Nigg e Skleryk (1988), naquele que parece ser um dos estudos pioneiras da marcha desta população referem que, quando comparados com adultos, idosos apresentam uma diminuição da velocidade de marcha, menor comprimento de passada e uma menor flexão plantar do tornozelo na fase propulsiva. Acreditam que a falta de equilíbrio seja o fator responsável pela diminuição da velocidade de marcha e o menor comprimento de passada e que a menor flexão plantar do tornozelo seja consequência da ineficaz propulsão. Por fim, afirmam que as alterações na marcha senescente são proporcionais à idade e, portanto, aspectos como a limitada mobilidade articular do calcanhar, durante a fase de apoio médio, se deve a um aumento da rigidez articular, que é tanto maior quanto mais velho for o indivíduo.

Corroborando estes resultados, o trabalho de Ostrosky et al. (1994) mostrou que, quando em velocidade auto-selecionada, idosos, quando comparados com jovens, apresentam também menor extensão de joelho imediatamente antes do contato inicial e uma maior flexão de joelho após este evento. Referem que a rigidez dos tecidos biológicos moles que restringe a amplitude de movimento pode limitar o comprimento

do ciclo de marcha e, por conseguinte, a sua velocidade. Por fim, afirmam que a progressiva redução da velocidade ao longo da idade é a característica mais consistente da marcha senescente. De fato, além que corroborar esta afirmação, Peel et al. (2013) referem tratar-se de um indicador válido para documentar a eficiência da marcha desta população. Prince et al. (1997) constataram, igualmente, uma redução anual de 0,1 a 0,7% nesta variável, considerando-a como a resultante da interação do comprimento de passo e da sua frequência. Deste modo, o que parece condicionar este quadro é o menor comprimento de passo da população idosa ao invés da redução da sua cadência, que permanece inalterada (SADEGHI et al., 2002; WINTER, 1991). Já KIMURA et al. (2007) referem que a redução da velocidade de marcha é causada pelo aumento da duração do duplo apoio, que por sua vez é uma estratégia de compensação à instabilidade sentida na tarefa, por conta da capacidade de equilíbrio diminuída. Winter (1991) e Serrão e Amadio (1994) reportam, igualmente, um aumento da duração da fase de duplo apoio na marcha senescente, referindo tratar-se de uma estratégia para adquirir maior estabilidade e segurança durante a tarefa de locomoção. Callisaya et al. (2008) afirmam, contudo, tratar-se de alterações dependentes do sexo. Referem que as mulheres idosas, quando comparadas com homens da mesma faixa etária, apresentam maior cadência, menor comprimento de passo e menor largura de apoios.

Kerrigan et al. (1998) mostraram que, quando avaliadas em velocidade auto-selecionada, algumas destas alterações cinemáticas poderão ser consequência da reduzida velocidade assumida na tarefa, não persistindo quando a análise comparativa é realizada à mesma velocidade que o grupo controle. Referem que as mudanças que se mantêm independentes da velocidade são a redução do pico de extensão de quadril, aumento da inclinação anterior pélvica e a redução da flexão plantar do tornozelo. Da mesma forma, Mills e Barrett (2001) afirmam que a maioria das discrepâncias encontradas entre a marcha adulta e a senescente são artefatos dependentes da velocidade. Entretanto, verificaram que a maior velocidade do calcanhar imediatamente antes do contato inicial persiste mesmo com a velocidade da marcha normalizada.

As características cinemáticas acima apresentadas são a consequência da confluência de forças internas e externas que atuam no aparelho locomotor senescente durante a tarefa de locomoção. Em seguida serão apresentadas as características cinéticas da marcha senescente que estão na origem, portanto, das particularidades cinemáticas observadas.

3.1.3.2 Variáveis cinéticas da marcha senescente

Quando comparada com a marcha de adultos, a marcha de idosos apresenta, na fase propulsiva do movimento, uma diminuição da componente ântero-posterior da força de reação do solo (NIGG; SKLERYK, 1988; STERGIOU et al., 2002; WINTER, 1991), apontada como uma das explicações do reduzido comprimento de passada e causa direta da menor amplitude articular do tornozelo, concretamente, da reduzida flexão plantar na fase de pré-balanço (WINTER et al., 1990). Winter (1991) sugere que a fase propulsiva da marcha, eminentemente desestabilizadora, condiciona a diminuição da potência dos flexores plantares, nesta ação. As alterações na funcionalidade muscular destas estruturas proporcionada pelo quadro de sarcopenia poderá constitui outra explicação. Estas, por sua vez podem estar também na origem do aumento da duração da fase de duplo apoio e do menor comprimento de passada.

Serrão e Amadio (1994) referem que a marcha senescente, quando comparada com a adulta, caracteriza-se por um aumento dos valores da componente vertical da força de reação do solo a 50% do ciclo de marcha, que corresponde à fase de deflexão da curva de força vertical. Sugerem que as causas deste comportamento se prendem com a perda da extensibilidade dos tecidos musculares dos membros inferiores, que restringe a amplitude de movimento e torna ineficiente a ação da perna livre. Mencionam, ainda, que a deflexão da curva da componente vertical da FRS na marcha está relacionada a uma redução da carga a que está exposto o aparelho locomotor, inferindo que a reduzida deflexão apresentada na marcha de idosos traduz-se em ciclos de marcha em que a atenuação destas forças é inadequada podendo gerar, por conseguinte, distúrbios articulares. Tendo encontrado resultados semelhantes, Stacoff et al. (2005)

sugerem tratar-se de uma característica de uma marcha menos dinâmica. Os autores alertam, no entanto, que as disparidades encontradas poderão ser consequência das diferentes velocidades de marcha adotadas pelos dois grupos.

Prince et al. (1997) afirmam que as limitações impostas na velhice oportunizam uma redistribuição da força, torques e potências musculares, no movimento humano. Desta forma, para que se consigam locomover, aparentemente de forma semelhante, é necessária uma alteração da contribuição relativa de cada grupo muscular, sendo possível observar preferências por agrupamentos que não têm expressão na marcha de adultos. Os autores referem que a absorção de energia pelo joelho, entre as fases de apoio e balanço, é maior nos idosos do que nos jovens, apontando que os mais velhos absorvem quase metade da energia gerada pela fase propulsiva, enquanto que os jovens absorvem apenas 16% dessa energia. Estes dados sugerem que há uma menor demanda muscular para reduzir a velocidade angular da perna, relacionando-se diretamente com uma fase de propulsão menos vigorosa proporcionada pelos mm. do tornozelo.

Watelain et al. (2000) referem que os picos de potência muscular apresentam-se alterados ao longo do ciclo de marcha senescente, refletindo adaptações ou compensações naturais à sua condição física. Referem que na fase de apoio terminal da marcha senescente, quando comparada com a adulta, o segundo pico de potência do quadril, que é atribuído ao levantamento da pélvis e tronco à sua posição neutra, apresenta valores superiores, sugerindo que a preocupação para atingir uma base de suporte estável condiciona alterações no controle do quadril. Como esse, o quarto pico de potência do joelho também se apresenta alterado em relação à marcha adulta, apresentando menores valores nos idosos, sugerindo tratar-se de mais uma estratégia para preservar o equilíbrio, influenciando diretamente a velocidade de marcha, o comprimento de passada e a duração da fase de apoio.

Já Devita e Hortobagyi (2000) apontam que, embora o valor total de energia gerada nas três articulações (quadril, joelho, tornozelo) seja semelhante entre as duas faixas etárias, a contribuição relativa de cada uma expõe disparidades relevantes: os idosos, nas articulações do quadril, joelho e tornozelo apresentaram, respectivamente, 44, 5 e

51% do total de energia gerada, enquanto que os adultos apresentaram 16, 11 e 73% (figura 7).

Com estes resultados, os autores afirmam as alterações estruturais proporcionadas pela senescência, manifestadas numa redistribuição de torques e potências musculares, implica em diferentes contribuições relativas de cada grupo muscular na tarefa de locomoção. Especificamente, referem que a marcha do idoso exige maior demanda da musculatura extensora do quadril do que dos outros agrupamentos musculares, apresentando diferenças consideráveis quando comparada à marcha de adultos, que exigem um maior esforço dos mm. flexores plantares. Sugerem que estas alterações, ao encontro da predominância da musculatura proximal, são adaptações neuromusculares determinadas pela redução da capacidade motora e funções sensoriais.

Figura 7: curvas médias da potência gerada nas articulações do quadril, joelho e tornozelo durante o ciclo de marcha senescente (linha cheia) e adulto (linha tracejada). O trabalho positivo indica que o torque articular observado gerou energia mecânica, contribuindo para a propulsão do indivíduo; e o trabalho negativo indica que o torque articular observado absorveu energia mecânica (DEVITA; HORTOBAGYI, 2000).

Tendo controlado a velocidade de marcha nos dois grupos experimentais, na tentativa de despistar variáveis confundidoras, Kerrigan et al. (1998) verificaram que as diferenças encontradas nos parâmetros cinéticos entre a marcha senescente e a adulta

não têm fundamento unicamente nas diferentes velocidades assumidas. Referem que, à mesma velocidade, indivíduos idosos, quando comparados com adultos, apresentam uma reduzida força concêntrica dos mm. flexores plantares, indicando uma estratégia compensatória para manter o equilíbrio. Monaco et al. (2009), com a velocidade de marcha normalizada, verificaram que o avanço da idade desencadeia uma redistribuição da energia gerada nas articulações dos membros inferiores, aumentando a exigência dos músculos extensores proximais e reduzindo a ação do tríceps sural. Referem, na sequência, que a viabilidade desta remodelação assenta na similaridade dos papéis desempenhados pelos extensores proximais e tríceps sural, já que ambos contribuem para as mesmas tarefas funcionais na marcha humana, como a estabilização, aceleração frontal do tronco e manutenção do suporte corporal em oposição às forças gravitacionais.

Embora a descrição cinemática e cinética da marcha senescente forneça informações fundamentais, deverá considerar-se o princípio da indeterminação que postula que o mesmo padrão de movimento poderá ser resultado de várias combinações de forças musculares. Na tentativa de sanar esta limitação, no próximo subitem serão explanadas as características eletromiográficas da marcha senescente.

3.1.3.3 Variáveis eletromiográficas da marcha senescente

Winter (1991) refere que idosos, quando comparados com adultos, apresentam um recrutamento tardio e reduzido dos mm. flexores do joelho no momento anterior ao contacto inicial, que associado à maior velocidade horizontal do calcanhar poderá provocar uma situação de desequilíbrio e incapacidade para evitar um qualquer obstáculo imposto. Lockhart e Kim (2006), entretanto, mencionam que idosos e adultos apresentam valores semelhantes de velocidade horizontal do calcanhar antes do contacto com o solo, porém, os idosos apresentam uma menor taxa de ativação do m. bíceps femoral quando comparados com adultos.

No entanto, quando a velocidade do calcanhar foi corrigida pela velocidade de marcha não foi encontrada nenhuma diferença significativa entre grupos, sugerindo que a maior

velocidade de marcha do grupo dos adultos é o elemento causal das disparidades encontradas. De fato, os autores verificaram uma correlação positiva ($r=0,47$) entre a ativação muscular do m. bíceps femoral e a velocidade de marcha sem, contudo, fornecerem uma justificativa válida para o baixo valor de correlação encontrado.

Hahn et al. (2005) verificaram que na fase de transferência de peso (período de duplo apoio), a atividade muscular do m. glúteo médio foi significativamente maior nos idosos dos que nos adultos, indicando o papel primordial desempenhado pelos mm. abdutores do quadril para manter a estabilidade médio-lateral. Estes dados sugerem que os idosos, durante a marcha, necessitam de um maior recrutamento da sua capacidade neuromuscular do que os adultos. Segundo Mian et al. (2006), esta demanda pela ativação muscular adequada eleva o custo metabólico da marcha desta população. Referem que a marcha de idosos, quando comparada com a de adultos, apresenta uma co-ativação dos mm. antagonistas da coxa superior em 31%. Embora ajude a explicar o alto custo energético da marcha de idosos, a co-ativação dos mm. da coxa apresentou uma correlação moderada com o consumo energético nas três velocidades de análise ($r=0,38-0,52$). Dessa forma, os autores afirmam que o aumento da co-ativação dos mm. antagonistas, estratégia usada para assegurar adequada estabilidade articular, oferece apenas explicação parcial para o aumento do custo metabólico da marcha.

Schmitz et al. (2009) verificaram que durante a fase de apoio médio, quando comparados com adultos, idosos apresentam maior ativação do m. tibial anterior e do m. sóleo e maior ativação do m. vasto lateral, do m. semitendíneo e do m. semimembranáceo durante a fase de resposta à carga e apoio médio, sugerindo um aumento da co-ativação antagonista no tornozelo e joelho. Constataram, igualmente, que os dois grupos apresentaram uma ativação semelhante dos mm. gastrocnêmios, contudo, na fase propulsiva, em velocidades rápidas, os idosos apresentam atividade do m. sóleo 20% menor do que os adultos (figura 8). Os autores acreditam que esta diferença possa estar relacionada com os diferentes papéis que estes mm. desempenham durante a marcha. Estes resultados sugerem que os idosos realizam uma maior co-ativação do m. sóleo e do m. tibial anterior durante o apoio médio com o intuito de aumentar a rigidez do tornozelo e minimizar preocupações de equilíbrio; e

uma maior co-ativação do m. vasto lateral e dos mm. flexores de joelho com o objetivo de aumentar a rigidez do joelho para reforçar a estabilidade. Por fim, os autores referem que as alterações da atividade muscular indicam uma mudança da geração de energia do movimento do sentido distal para o proximal, corroborando os resultados das variáveis cinéticas dos estudos anteriormente apresentados.

Figura 8: curvas médias do envoltório linear do m. bíceps femoral, m. reto femoral, m. vasto lateral, m. gastrocnêmio, m. sóleo e do m. tibial anterior durante o ciclo de marcha senescente (linha cheia) e adulto (linha tracejada), onde são representadas as fases em que surgiram diferenças estatísticas— linha horizontal com asterisco (SCHMITZ et al., 2009).

A preocupação da comunidade científica voltou-se não mais para a descrição das características biomecânicas da marcha senescente, mas para o entendimento de quais dessas seriam indicadoras do evento que impõe a morte prematura a uma porcentagem considerável desta população. Desta forma, na próxima seção, serão apresentadas as variáveis biomecânicas da marcha senescente preditoras de quedas.

3.1.3.4 Variáveis biomecânicas da marcha senescente preditoras de queda

A velocidade da marcha é, provavelmente, o indicador do risco de queda mais estudado e o que oferece maior consenso na literatura. Em sua revisão sistemática, Van Kan et al. (2009) afirmam que a velocidade auto-selecionada de marcha é considerada um fator de risco de queda e de morte. Corroborando estas conclusões, Peel et al. (2013) apresentam uma meta-análise em que foi possível definir faixas de desempenho e relacioná-las com o risco de queda (figura 9). Os autores referem, igualmente, a influência do sexo neste indicador mostrando que por cada 1% de aumento de participantes do sexo feminino no estudo, a velocidade de marcha diminuía 0,003 m/s.

Figura 9: Forrest plot (blobograma) das médias e seus intervalos de confiança (95%) dos 42 estudos incluídos na meta-análise para a velocidade auto-selecionada e máxima (PEEL et al., 2013).

Verghese et al. (2009) referem que idosos que exibem baixa velocidade de marcha ($\leq 0,7\text{m/s}$) apresentam risco de queda aumentado em 50% e que uma redução de $0,1\text{m/s}$ corresponde a um aumento de 7% do risco de queda. Por fim, assinalam o aumento do comprimento de passada e da variabilidade do tempo de balanço como os preditores de queda mais robustos. Estes resultados estão de acordo com os de Barak et al. (2006) que verificaram um menor comprimento de passada, menor flexão plantar, menor extensão do quadril na fase propulsiva e maior variabilidade de movimento (diretamente proporcional à velocidade da sua marcha) de idosos caídores quando comparados com não-caídores. Os autores concluem sugerindo que o aumento da variabilidade, assim como a capacidade para se adaptar a diferentes situações de marcha devem ser considerados como fatores de risco de queda na população idosa.

Winter (1991) aponta problemas de reequilíbrio e um risco aumentado de queda durante a marcha senescente em função da maior velocidade horizontal do calcanhar imediatamente antes do contato inicial. Este dado, aliado à informação da reduzida atividade muscular durante a fase de balanço, sugere que o idoso não conseguirá, de forma eficiente, desacelerar o segmento distal para um contato inicial controlado (MILLS; BARRETT, 2001).

Barrett et al. (2010) mostram, em sua revisão sistemática de literatura, a importância da variável distância vertical mínima do antepé ao solo no momento do balanço. Referem que, quando comparados com não-caídores, idosos caídores apresentam maior variabilidade desta variável, sugerindo tratar-se de um indicador confiável para detectar o risco de queda.

Hausdorff et al. (1997) afirmam que a variabilidade dos parâmetros temporais da marcha de idosos em risco de queda é indicador válido como preditor do risco de queda. De fato, Auvinet et al. (2003) verificaram que idosos caídores, quando comparados com não-caídores, apresentavam menor velocidade de marcha, menor comprimento de passada, menor simetria de passada, que expressa a similaridade dos movimentos, e menor regularidade de passada, que expressa a similaridade dos movimentos verticais ao longo do tempo. Por fim, apontam a regularidade de passada como o preditor mais relevante do risco de queda.

Já Lee e Kerrigan (1999) verificaram que, além da menor velocidade de marcha e comprimento de passo, idosos caídores apresentaram maior torque de flexão do quadril, adução do quadril, extensão do joelho e dorsiflexão do tornozelo; e menor torque da flexão plantar do tornozelo. Não foram encontradas diferenças entre grupos nos valores de geração de energia do tornozelo, joelho e quadril, sugerindo que o elemento causal primordial da queda durante a marcha não é a falta de força, mas problemas de equilíbrio dinâmico. Por fim, os autores mencionam que as alterações no controle motor de idosos provocam uma co-contracção dos mm. antagonistas que aumenta a rigidez do sistema muscular a fim de promover estabilidade. Afirmam que em idosos com tendência a cair este aspecto parece ser mais marcante, proporcionando uma situação em que o padrão de contracção muscular agonista não ocorre concomitantemente à inibição dos antagonistas.

Numa marcha eficiente, ausente de quedas, as duas tarefas fundamentais são a manutenção da progressão e do equilíbrio. Contudo, o equilíbrio pode ser comprometido quando se inicia a marcha (iniciação de marcha), quando se mantém a progressão, ou quando o objetivo é atingido (terminação de marcha). Apesar da fase de progressão estar bem documentada, a iniciação e terminação da marcha são duas situações de potencial risco que não estão completamente esclarecidas. Halliday et al. (1998) referem que a iniciação de marcha é a fase de transição de uma posição estática para a situação cíclica dos movimentos de locomoção, na qual os segmentos do corpo seguem trajetórias diferentes com o objetivo de estabelecer uma nova situação de equilíbrio. Para a propulsão deverá haver, inicialmente, uma atividade muscular coordenada que desloque o centro de massa na direção da perna de balanço - inibição bilateral da atividade dos mm. tríceps sural, produzindo um torque dorsiflexor no tornozelo; e depois deverá ser gerada uma força de reação do solo para frente e para esse mesmo lado, provocando o avanço do corpo. Além da complexa sinergia muscular requerida, a pré-ativação muscular é um dos aspectos mais importantes nesta fase, refletindo a capacidade do organismo em prever as perturbações posturais necessárias ao avanço do corpo e continuidade do movimento (MICKELBOROUGH et al., 2004).

No entanto, Henriksson e Hirschfeld (2005) quando compararam a iniciação de marcha de adultos com a de senescentes verificaram que o envelhecimento conduz à redução da pré-atividade dos mm. que atuam no tornozelo, sugerindo que além de apresentarem uma marcha ineficiente, os idosos incorrem em maior risco de queda. Mais concretamente, constataram que: i) o tempo de reação para iniciar o movimento (intervalo de tempo entre o comando de início de marcha e o início do aumento da componente vertical da força de reação do solo) foi 46% maior nos idosos do que nos adultos; ii) alguns idosos apresentaram ausência de atividade muscular antecipatória no músculo tibial anterior, quando a perna de avanço não era previamente determinada pelos investigadores; iii) as forças de reação do solo da perna de apoio no grupo dos idosos foram menores; iv) houve um recrutamento tardio do m. gastrocnêmio lateral da perna de apoio do grupo idoso, sugerindo dificuldades em controlar o movimento anterior do corpo na preparação da saída da perna de balanço do solo; v) na posição estática, os idosos apresentaram assimetria entre os dois apoios relativamente à força de reação do solo, sugerindo tratar-se uma postura inicial ajustada para facilitar o avanço, reduzindo a carga na perna de balanço (Figura 10).

Figura 10: Componente vertical (Fz), ântero-posterior (Fx) e médio-lateral (Fy) da força de reação do solo (FRS), da atividade eletromiográfica do m. tibial anterior (EMG TA) e do m. gastrocnêmio lateral (EMG GL) desde o momento de preparação da tarefa (1) à alteração observada na curva da força de reação do solo (3), de adultos (linha tracejada) e idosos (linha cheia), sendo registrado o início da atividade muscular antecipatória do grupo idoso (2) (HENRIKSSON; HIRSCHFELD, 2005).

Como apontado, o equilíbrio é desafiado na transição de um estado de repouso para uma situação dinâmica, assim como o oposto. A fase de terminação confere um desafio para a estabilidade da marcha, sendo fundamental que o centro de massa se projete dentro da base de suporte. Sparrow e Tirosh (2005) referem que idosos têm menos sucesso do que adultos em parar a marcha quando solicitados, sendo mais lentos, e que frequentemente utilizam dois passos para cessar o ciclo, enquanto que adultos apenas um. Mencionam que, quando se preparam para parar, os idosos apresentam um menor recrutamento dos mm. extensores de joelho, atenuando as forças necessárias para se opor à velocidade horizontal explicando, desta forma, a necessidade de um segundo passo para a travagem completa do movimento. Contudo, os autores verificaram que 86% dos idosos que adotaram esta estratégia apresentavam o seu centro de gravidade dentro da região de estabilidade, concluindo que o segundo passo não era necessário para manter o equilíbrio. Por fim, apelam à necessidade de estudos que abordem esta temática para determinar como esta fase da marcha aumenta o risco de queda em idosos.

3.1.4 Qualidade de vida na senescência

Segundo Pereira et al. (2012), qualidade de vida poderá ser entendido como a percepção dos indivíduos de que lhes estão sendo dadas oportunidades para obter a felicidade e a auto-realização, com independência de seu estado de saúde físico ou das condições sociais e econômicas. Mencionam, ainda, a contribuição irrefutável da saúde e aptidão física para alcançar um perfil de qualidade de vida mais elevado. As alterações estruturais originadas durante o processo de envelhecimento acarretam, como se pôde constatar, em modificações profundas na capacidade para realizar as tarefas cotidianas. Percebida pelo senescente, esta diminuição da capacidade funcional traduz-se numa alteração significativa da sua qualidade de vida. De fato, Samuel et al. (2012) verificaram uma associação entre as limitações funcionais provocadas pela perda de força muscular e a qualidade de vida de idosos. Sugerem, desta forma, que as alterações na força muscular, premissa básica para o desempenho eficiente das tarefas cotidianas, limitem uma vida ativa e plena.

Já Nicolussi et al. (2012), em sua revisão sistemática de literatura, mostraram a qualidade de vida de idosos com histórico de queda recente. Definiram quatro categorias temáticas para expressar a relação quedas/qualidade de vida: impacto da queda na qualidade de vida, impacto do medo da queda na qualidade de vida, programa de prevenção de quedas e qualidade de vida, relação entre fatores intrínsecos para risco de queda e qualidade de vida. Concluem referindo que: i) as quedas, frequentes nessa faixa etária, são motivadas, primordialmente, por fatores intrínsecos; ii) idosos caídores e com medo de cair apresentam déficits em domínios da qualidade de vida como físico, emocional e dor corporal; e iii) que programas de intervenção para minimizar os riscos de queda poderão melhorar a qualidade de vida desta população.

Garatachea et al. (2009) verificaram uma correlação significativa entre força de membros superiores, força de membros inferiores, equilíbrio dinâmico e resistência aeróbia; e a qualidade de vida de idosos. Relatam, igualmente, haver diferenças na qualidade de vida percebida entre idosos ativos e sedentários. Concluem afirmando que a capacidade funcional e a atividade física estão relacionadas com o sentimento de bem-estar e qualidade de vida, enfatizando o efeito positivo da atividade física em parâmetros funcionais e psicológicos de indivíduos idosos.

Depois de apresentar os efeitos do processo de envelhecimento nas estruturas e funcionalidades do aparelho locomotor humano, será pertinente discutir o que tem sido produzido como contrapartida para atenuar esses efeitos deletérios. Inevitavelmente, nos parágrafos que se seguem, serão discutidas estratégias de intervenção no âmbito do desporto e educação física.

3.2 Exercício Físico na Senescência

O avanço tecnológico e do conhecimento acerca do processo de envelhecimento permitem desenvolver estratégias que contribuem não só para o prolongamento dos anos de vida do indivíduo, mas também para melhorar a sua qualidade de vida, garantindo um envelhecimento de qualidade. Dentre estas estratégias, a prática de

exercício físico tem-se mostrado eficiente na minimização das perdas referentes às capacidades motoras de idosos, sendo possível modificar alguns fatores de risco desta população (KARANI et al., 2001). Cyarto et al. (2004), por sua vez, referem que o exercício físico, nomeadamente o treinamento de força, pode, de forma segura, aumentar a massa muscular e força em idosos, melhorando a sua capacidade funcional. Afirmam, portanto, que a prática de exercício físico é uma estratégia segura e efetiva para atenuar as limitações impostas pelo envelhecimento, nomeadamente na capacidade para se locomover.

Nos próximos subitens, apesar de se conhecerem diversos protocolos de treinamento, serão abordados apenas os efeitos das principais estratégias de intervenção nesta população.

3.1.1 Efeitos do exercício físico no sistema ósseo

Por se tratar de um assunto de saúde pública, encontram-se disponíveis vários protocolos de intervenção cujo propósito foi reverter ou, pelo menos, atenuar a diminuição da massa óssea no idoso. Para se tentar inferir se existe superioridade em algum deles sobre os demais, nos próximos parágrafos serão apresentadas as conclusões dos principais trabalhos de revisão de literatura.

Martyn-St James e Carroll (2008) investigaram aquele que, provavelmente, é o exercício mais prescrito para atenuar a perda óssea em mulheres na pós-menopausa: caminhada. Em sua meta-análise, concluíram que um protocolo de caminhada regular não é estímulo suficiente para preservar a densidade mineral óssea da coluna (ganho de $0,007 \text{ g/cm}^2$, com um Intervalo de confiança de 95% - IC_{95} - de $-0,001$ a $0,016$), contudo, encontraram efeitos significantes na cabeça do fêmur (ganho de $0,014 \text{ g/cm}^2$, IC_{95} = $-0,000$ a $0,028$). Concluem, referindo que outras formas de exercício, cuja carga compressiva seja maior, poderão ser necessárias para preservar a densidade mineral óssea desta população. Estas conclusões foram corroboradas por Gómez-Cabello et al. (2012) em sua revisão sistemática da literatura. Referem que os exercícios aeróbios como a caminhada ou corrida, apesar de serem os escolhidos à partida por

apresentarem um baixo risco de lesão, não ter necessidade de supervisão e serem acessível, não traduzem resultados animadores no que concerne à manutenção ou atenuação de perda óssea. Atribuem os efeitos pouco expressivos ao baixo impacto que a maioria dessas atividades proporcionam, referindo que o estímulo ideal para a manutenção de integridade óssea, medida pela densidade mineral óssea, supõe um esforço compressivo além daquele obtido por uma caminhada. Referem, no entanto, que à medida que a velocidade dessa locomoção aumenta, aumenta também a força compressiva a que o osso idoso está sujeito sendo, portanto, mais provável que a atenuação da perda óssea aconteça com maior ênfase numa estratégia de treinamento de corrida do que de marcha.

Um protocolo de intervenção que vem ganhando bastante atenção pelo seu potencial antiosteoporótico é aquele em que são utilizadas plataformas vibratórias para, em teoria, transmitir vibrações mecânicas ao músculo que funcionaria como um transdutor desse estímulo ao osso. Slatkovska et al. (2010), em sua meta-análise, mostraram que, apesar deste formato ter apresentado resultados animadores em modelo animal, em mulheres na pós-menopausa foram detectadas melhoras modestas (tamanho de efeito de *Cohen*, que expressa a magnitude da mudança encontrada, $d=-0,00$ com $IC_{95.}=-0,01$ a $0,00$ para os efeitos da intervenção na densidade mineral óssea da coluna lombar; e $d=0,01$ com $IC_{95.}=0,01$ a $0,02$ para os efeitos da intervenção na densidade mineral óssea do quadril). Entretanto, estes efeitos parecem ser mais eficazes do que os proporcionados pela caminhada ou corrida lenta. Não obstante, os autores alertam para o cuidado necessário na interpretação destas conclusões, pois os protocolos de treinamento nestas plataformas divergem muito, não sendo passível determinar a sua dose-resposta.

Apesar destes diversos protocolos de intervenção se encontrarem disponíveis, o que parece ser consenso, quando o objetivo é o incremento do conteúdo mineral ósseo, é a utilização do treinamento de força (CADORE et al., 2005). A nomenclatura adotada refere-se a treinamento de força como o método de treinamento cujo propósito é aumentar a força de resistência do indivíduo idoso, ou seja, aumentar a capacidade do seu sistema neuromuscular de sustentar níveis de força moderada por intervalos de

tempo prolongados. Assim, estes protocolos de intervenção fazem uso de equipamentos contra-resistência, bandas elásticas, coletes de lastro ou somente o peso corporal para realizar os exercícios. Gómez-Cabello et al. (2012) referem que protocolos deste gênero fornecem o estímulo mecânico adequado à peça óssea, sendo considerado o fator causal da osteogênese. Os autores apresentam vários estudos em que o efeito benéfico do treinamento de força ficou patente, nomeadamente na prevenção da desmineralização óssea e no aumento da densidade mineral óssea. Bocalini et al. (2009), por exemplo, verificaram que 24 semanas de treinamento de força foram suficientes para promover a manutenção da densidade mineral óssea da coluna lombar e colo femoral dos idosos do grupo experimental, enquanto que o grupo controle (sem intervenção) apresentou uma redução de 0,98% na coluna vertebral e 1,58% no colo do fêmur. Já Matos et al. (2009) verificaram que um ano de intervenção com treinamento de força em idosos com osteopenia ou osteoporose não foi suficiente para aumentar de forma estatisticamente significativa a densidade mineral óssea da coluna lombar (1,17% de aumento), porém o grupo controle apresentou uma redução significativa (2,26%).

Martyn-St James e Carroll (2010), em sua meta-análise, investigaram o efeito de diferentes modalidades de exercícios de impacto na densidade óssea de quadril, colo do fêmur e coluna lombar de mulheres na pré-menopausa. O seu objetivo foi, não apenas averiguar o efeito de exercícios de impacto no sistema ósseo de idosas, mas tentar identificar o protocolo de impacto que melhor se traduzisse na preservação da densidade mineral óssea nesta população. Verificaram que os maiores tamanhos de efeito surgiram quando exercícios de força eram combinados com cargas de elevado impacto. Citam o trabalho de Winters-Stone e Snow (2006) em que se constatou que 12 meses de exercício de força combinado com saltos verticais de resistência progressiva (através de bandas elásticas) foram suficientes para provocar mudanças estatisticamente significantes na densidade mineral óssea do grande trocanter e uma tendência para a melhora da densidade mineral óssea da coluna lombar.

Estes resultados sugerem que as forças de reação do solo geradas por estes protocolos de alto impacto fornecem um estímulo cuja intensidade parece estar

adequada à manutenção da densidade óssea do aparelho locomotor em período pré-menopausa. Martyn-St James e Carroll (2010) mostram, contudo, que protocolos focados unicamente neste tipo de estímulo não são tão eficazes quanto os combinados com o treinamento de força. Concluem recomendando a prescrição de exercícios de impacto, como saltos, em combinação com o treinamento de força para otimizar os ganhos ósseos de mulheres neste período.

Com o intuito de fornecer informações mais precisas acerca da melhor estratégia de treinamento para reverter as perdas ósseas no colo do fêmur e coluna lombar em mulheres no período pós-menopausa, Kelley et al. (2012) procuraram, na sua meta-análise, examinar os efeitos de exercícios físicos com suporte do peso corporal (como caminhada, corrida e saltos) e do treinamento de força. Verificaram que o efeito combinado dos estudos admitidos na revisão aponta para um claro benefício na densidade mineral óssea de colo femoral e coluna lombar, em resposta ao exercício físico. É possível, igualmente, constatar que os estudos cujo protocolo envolvia a geração de alto impacto apresentavam os maiores tamanhos de efeito (*g* de Hedges).

Von Stengel et al. (2007) apresentam a resposta de um protocolo de intervenção inovador cujo propósito é aumentar a capacidade para desenvolver força de forma rápida: treinamento de potência. Diferencia-se do treinamento de força pela velocidade de realização da ação concêntrica da tarefa, que deverá ser executada no mais curto espaço de tempo. Após dois anos de intervenção com estas duas modalidades de treinamento de força, os autores mostraram que, apesar de não terem surgido diferenças entre os dois protocolos, houve uma tendência para que as respostas do treinamento de potência na densidade do colo do fêmur fossem superiores às do treinamento de força. Por fim, os autores sugerem que este novo protocolo de intervenção seja superior, portanto preferido, quando o propósito é manter a densidade mineral óssea em mulheres na pós-menopausa.

3.2.2 Efeitos do exercício físico no sistema muscular

Apesar de terem sido desenvolvidos inúmeros protocolos de intervenção para reverter as perdas estruturais do processo senescente Hunter et al. (2004) apontam o treinamento de força como a estratégia-chave para reverter ou, ao menos, atenuar os efeitos do envelhecimento na estrutura e função muscular desta população. Os estudos pioneiros de caráter interventivo procuravam investigar o efeito do treinamento de força na estrutura muscular dos idosos e na sua capacidade de produzir força para depois tentar induzir as alterações funcionais consequentes.

Peterson et al. (2010), num trabalho de meta-análise, verificaram os efeitos positivos do treinamento de força no desempenho dos exercícios supino, *leg press*, extensão de joelhos e puxada na polia. Os resultados permitiram-lhes associar a melhora no desempenho nessas tarefas de força de membros superiores e inferiores com o protocolo de treinamento de força. Concluem o estudo afirmando que estes dados carregam significância clínica, considerando o declínio que ocorre ao longo do processo fisiológico de envelhecimento.

Hakkinen et al. (2001) verificaram o aumento da capacidade de senescentes de produção de força máxima em tarefa de extensão de joelhos depois de seis meses de intervenção. Referem que esse aumento significativo da força ocorreu em resposta ao aumento da área de secção transversa do m. quadríceps, tendo sido constatadas hipertrofias tanto das fibras do tipo I quanto do tipo II. Constataram, igualmente, que depois do período de intervenção os idosos apresentaram uma redução significativa da atividade antagonista na tarefa de extensão de joelhos (portanto, da loja posterior da coxa). Sugerem que esta redução possa estar relacionada com o aumento da eficiência do movimento do idoso, já que gastará menos energia na realização da tarefa (uma vez que a atividade agonista não precisará sobrepor acentuadamente a antagonista na realização do movimento).

Já Suetta et al. (2004) verificaram que apenas 12 semanas de treinamento de força foram suficientes para aumentar não somente a força muscular de idosos, como a sua

capacidade de produzir força rapidamente - aumento da taxa de desenvolvimento de força (Figura 11).

Figura 11: Efeito de 12 semanas de treinamento de força na taxa desenvolvimento de força de senescentes (SUETTA et al., 2004).

Mayer et al. (2011) referem o treinamento de força como estratégia eficiente para reduzir a sarcopenia e reter a função motora no senescente. Especificamente, constataram, em sua revisão de literatura, um aumento significativo da força como consequência do aumento da massa muscular, do recrutamento das unidades motoras e frequência de disparo. Mencionam igualmente que, se empregado treinamento realizado em alta intensidade, o aumento da taxa de desenvolvimento da força muscular é tangível.

De fato, na meta-análise apresentada por Raymond et al. (2013), em que se objetivou determinar a eficácia do treinamento de força de alta intensidade sobre intensidades baixa e moderada, os autores afirmam existir uma superioridade da modalidade de maior intensidade sobre as demais no desenvolvimento na potência e torque isocinético, bem como na resistência muscular de extensores de joelho. Convencionaram que treinamento de força de alta intensidade era definido por cargas que variavam entre os 70% e os 89% de uma repetição máxima, nos exercícios de força propostos.

Apesar de continuarem a surgir linhas de pesquisa cujo propósito se retém na investigação dos efeitos de protocolos de intervenção diversos na estrutura muscular senescente, o interesse tem-se voltado primordialmente para o entendimento da

resposta funcional a esses estímulos. Em última instância, será a capacidade funcional do senescente a ser desafiada e apesar de parecer razoável assumir uma relação proporcional com os ganhos nas capacidades motoras esta ainda não está documentada. Assim, nas próximas seções serão apresentadas as respostas funcionais aos protocolos de treinamento que parecem surtir mais efeito nesta população.

3.2.3 Efeitos do exercício físico na capacidade funcional e na marcha

Hunter et al. (2004), em sua revisão de literatura, referem que a diminuição da capacidade para realizar esforços cotidianos tem origem multifatorial. A diminuição da força muscular, da capacidade aeróbia e anaeróbia caminha paralelamente ao avanço da idade. Não estaria aparente à partida, portanto, o formato de intervenção que melhor repercutiria num aumento da capacidade para realizar esforços cotidianos. Não obstante, a maioria das tarefas funcionais utilizadas nas atividades diárias é de curta duração e, por isso, não tão relacionadas com a capacidade aeróbia ou anaeróbia, mas com a capacidade em produzir força muscular. Desta forma, apontam o treinamento de força como a melhor estratégia não-farmacológica para atenuar, ou até reverter, a diminuição na capacidade funcional ao longo dos anos de vida.

Tschopp et al. (2011), por sua vez, apontam a potência muscular como a determinante para uma vida ativa e independente na população idosa. Referem que este parâmetro apresenta um declínio mais precoce e abrupto do que a força muscular, tornando o treinamento de potência não apenas promissor como incontornável na vida senescente. Em sua meta-análise, definem este método como um treinamento com resistência moderada, com a execução da fase concêntrica do exercício na maior velocidade possível. Mostram a eficácia do treinamento de força e potência na melhora da maioria dos testes que compõem a avaliação da capacidade funcional de Fullerton apontando uma vantagem do treinamento de potência sobre o de força. Concluem afirmando que uma vantagem adicional do novo método é o fato de utilizar cargas menores, fazendo com que a percepção de esforço a este treino seja menor também.

Hazell et al. (2007), na sua revisão de literatura, referem a superioridade deste método, quando comparado com o treinamento de força, para produzir melhoras no equilíbrio postural de senescentes. Citam o estudo de Orr et al. (2006) que parece ser o único a adotar uma abordagem biomecânica para mostrar a eficácia do método. Orr et al. (2006) apresentam resultados do treinamento de potência com diferentes cargas (20%, 50% e 80% de uma repetição máxima), mostrando que o regime com as menores cargas de treinamento proporcionou os melhores resultados no equilíbrio postural de idosos (medido pelo índice de equilíbrio, constituído por 18 variáveis extraídas dos testes realizados sobre a plataforma de força).

Sayers et al. (2011) verificaram, igualmente, a eficácia deste método em idosos com limitações severas para realizar atividades básicas da vida diária (osteoartrite de joelho). Apontam-no como tão eficaz quanto o treinamento de força para minimizar a dor provocada pela enfermidade, contudo, superior para melhorar a capacidade funcional desses idosos.

Em trabalho anterior, Pinho e Amadio (2012) verificaram que ainda que não se tenham sobressaído evidências claras acerca do melhor tipo de estímulo, tanto o treinamento de força quanto o de potência são eficazes no desenvolvimento da capacidade funcional de idosos (Figura 12).

Figura 12: Tamanho de efeito (g) e intervalos de confiança do grupo Controle (●), Treinamento de Força (▲) e Treinamento de Potência (■) nos testes de equilíbrio dinâmico (i) e estático (ii e iii), de flexibilidade de membros inferiores (iv) e no teste de agilidade (v) (PINHO; AMADIO, 2012).

Especificamente, verificaram que os grupos experimentais melhoraram a força e potência de membros inferiores e dos flexores de cotovelo, bem como a flexibilidade de membros inferiores. Concluem o estudo afirmando que, mesmo realizado com menor volume de treino, o treinamento de potência é tão eficaz quanto o de força, constituindo uma opção viável de intervenção para esta população.

Como mencionado anteriormente, para entender os efeitos destas intervenções e os mecanismos que as tornam mais ou menos eficientes será necessário utilizar abordagens mais finas, como a biomecânica enquanto método de estudo. Assim sendo, nos próximos parágrafos serão apresentados os efeitos do treinamento de força em parâmetros biomecânicos da marcha senescente.

Encontram-se, na literatura, trabalhos que mostram o aumento da máxima velocidade de marcha após um período de intervenção de treinamento de força (CHANDLER et al., 1998; FAHLMAN et al., 2007; GALVAO; TAAFFE, 2005; SCHLICHT et al., 2001; SIPILA et al., 1996) e trabalhos que verificaram a ausência de efeito após a intervenção (BRANDON et al., 2000; CAVANI et al., 2002). Relativamente à velocidade auto-selecionada, a maioria dos estudos não identificou alterações significativas (BERG; LAPP, 1998; BUCHNER et al., 1997; SYMONS et al., 2005; WESTHOFF et al., 2000). Entretanto, o treinamento de potência permite o aumento da velocidade máxima de marcha (BEAN et al., 2004; EARLES et al., 2001; HENWOOD et al., 2008; HRUDA et al., 2003), o aumento da velocidade auto-selecionada (HENWOOD; TAAFFE, 2005) ou a sua manutenção (MARSH et al., 2009)

Os efeitos reportados foram, porém, identificados através de testes funcionais que não fizeram uso da abordagem biomecânica. Desta maneira, algumas informações relevantes relativamente à qualidade da marcha dos participantes dessas intervenções podem ter sido camufladas.

No estudo de Persch et al. (2009) 14 idosas foram submetidas a 12 semanas de treinamento de força de membros inferiores (grupo experimental) e 13 foram submetidas ao treinamento de membros superiores (grupo controle). Os resultados mostraram que os ganhos de força melhoraram os parâmetros de marcha do grupo

experimental. Este apresentou um aumento da velocidade de marcha habitual, do comprimento de passada, da cadência e da distância mínima do antepé ao solo, na fase de balanço. A análise de regressão múltipla realizada identificou os ganhos percentuais de força (em uma repetição máxima – 1RM) como o melhor preditor das alterações observadas nos parâmetros cinemáticos da marcha. Os autores concluem afirmando que o treinamento de força deva ser considerado como a estratégia de treino base para melhorar os parâmetros de marcha da população idosa e assim minimizar o risco de queda.

Já o trabalho de Pinho e Amadio (2012) parece ter sido o primeiro, e até ao momento o único, a verificar o efeito do treinamento de potência em parâmetros biomecânicos da marcha de senescentes. O objetivo deste estudo foi, igualmente, comparar as respostas do treinamento de força e de potência, nestas variáveis. Apesar de não terem sido identificadas diferenças entre os dois protocolos de intervenção, ambos proporcionaram uma redução do pico de frenagem e da velocidade horizontal do calcanhar antes do contato inicial, consistente com um padrão de marcha mais seguro; e uma redução da co-ativação de Vasto Lateral/Biceps Femoral, consistente com um padrão de marcha menos rígido e mais econômico.

Pelos escassos dados disponíveis, parece que ambos os protocolos de treinamento são igualmente eficazes para provocar adaptações positivas na marcha senescente.

3.2.4 Efeitos do exercício físico na qualidade de vida

O exercício físico tem, comprovadamente, uma influência positiva na percepção de felicidade do ser humano. Em sua meta-análise, Gillison et al. (2009) verificaram que intervenções pontuais de protocolos de exercícios físicos, com duração entre 3 e 6 meses, têm um efeito positivo em várias dimensões da qualidade de vida de indivíduos saudáveis. Referem que protocolos cuja intensidade de esforço é mais baixa proporcionam melhoras expressivas na qualidade de vida do que quando comparados com protocolos de exercícios de esforço moderado a intenso. Contudo, em contraste com essa afirmação, na meta-análise de Raymond et al. (2013) com população idosa,

verificou-se que maiores intensidades de esforço, quando comparado com baixa intensidade, provocam melhoras na dimensão vitalidade da qualidade de vida e parâmetros da depressão de idosos depressivos.

Já Sillanpää et al. (2012) verificaram que treinamento de força combinado com treinamento aeróbio provocam melhoras significativas em diversas dimensões da qualidade de vida. Especificamente, verificaram que o grupo de treinamento combinado melhorou na dimensão vitalidade, saúde geral e saúde mental; enquanto que o grupo que realizou treinamento aeróbio somente, apresentou melhoras nas dimensões “saúde geral” e “dor corporal”. Os autores destacam que o grupo que realizou somente treinamento de força relatou aumento de dor durante o período da intervenção e, por este motivo, não apresentou melhoras em nenhuma das dimensões da qualidade de vida avaliadas. Os autores sugerem que a combinação de treinamento de força e aeróbio deve ser empregue para melhorar a qualidade de vida de idosos. Da mesma forma, Langlois et al. (2013) avaliaram os efeitos do treinamento de força combinado com o treinamento aeróbio em idosos frágeis (caracterizados pelos autores como um estado de vulnerabilidade associado ao aumento de risco de quedas, hospitalização, deficiências cognitivas e angústia psicológica). Verificaram que 12 semanas de intervenção foram suficientes para melhorar a qualidade de vida desses idosos, nomeadamente nas dimensões qualidade de vida geral, atividades de lazer, capacidade física, relacionamento social e saúde física.

Liu-Ambrose et al. (2005) compararam os efeitos de três protocolos de exercícios físicos (treinamento de força, de agilidade ou de flexibilidade) na qualidade de vida de mulheres osteopênicas ou osteoporóticas durante 25 semanas. Referem que apenas os grupos de treinamento de força e agilidade (jogos desportivos coletivos na sua forma reduzida) melhoraram a qualidade de vida. Especificamente, apresentaram melhoras nos domínios relacionados com a saúde na qualidade de vida.

Naquele que parece ser o único trabalho a apresentar os efeitos na qualidade de vida de idosos do treinamento de potência, Katula et al. (2008) referem que, quando comparado com o treinamento de força, este método proporciona resultados mais satisfatórios. Especificamente, verificaram que 12 semanas de intervenção de

treinamento de potência foram suficientes para aumentar a satisfação com a capacidade funcional dos idosos participantes, enquanto que esse aumento não foi verificado no grupo treinamento de força. Os autores concluem sugerindo que este método deva ser escolhido sobre o treinamento de força quando o objetivo da intervenção com idosos é aumentar a sua qualidade de vida.

3.3 Ação do Ciclo Alongamento-Encurtamento

O sistema musculoesquelético detém, por além da produção de força e consequente movimento, uma tarefa vital. Tecido mais abundante no corpo humano, representando 40 a 45% do peso do corpo e distribuído em mais de 430 unidades funcionais, tem papel fulcral na proteção do sistema ósseo e articular (NORDIN; FRANKEL, 2012). Faz-lo através da capacidade de absorção de forças externas podendo, inclusive, produzir energia mecânica sem gasto metabólico, através da restituição da energia elástica acumulada em movimento precedente (ISHIKAWA et al., 2005).

No entanto, Para cumprir de forma adequada estas funções, a estrutura de interface do sistema muscular com o sistema ósseo tem de responder convenientemente. De fato, é tarefa do tendão, mais do que somente conectar músculo ao osso, transmitir força proveniente do sistema ativo ao passivo (BENJAMIN et al., 2008). A grande parte da massa deste tecido (60 a 80%) é constituída por água e a grande parte (70 a 80%) da sua massa sólida é constituída por fibras de colágeno (cerca de 95% do tipo I e cerca de 5% do tipo II). Os restantes elementos dividem-se em elastina (cerca de 2%), proteoglicanas (de 1 a 5%), componentes inorgânicos como cobre, manganês e cálcio (cerca de 0,2%) e os fibroblastos, células especializadas na síntese de colágeno e elastina (BENJAMIN et al., 2008).

Maganaris e Narici (2005) referem que, por se tratar de tecido viscoelástico, apresenta comportamento similar aos que o também são, como o músculo: relaxamento de estresse, *creep* e histerese mecânica (Figura 13).

Figura 13: comportamento mecânico do tendão, típico de tecido viscoelástico: relaxamento de estresse, *creep* e histerese mecânica (MAGANARIS; NARICI, 2005).

Assim, constata-se que: i) a força necessária para provocar determinada deformação neste tecido diminui com o tempo, até se atingir um platô (relaxamento de estresse); ii) sob condição de força constante, a deformação diminui com o tempo, até se atingir um platô (*creep*); e iii) as curvas força-deformação, na imposição de carga e retirada, não são sobreponíveis (histerese). É possível verificar que a redução da força, no relaxamento de estresse, e a redução da deformação, no *creep*, refletem a componente viscosa do tecido enquanto que os platôs (*steady-state*) refletem a componente elástica.

Maganaris e Narici (2005) apontam ainda que durante a fase de retirada de carga a deformação obtida por estes tecidos viscoelásticos é maior do que a obtida durante a fase de imposição (histerese), sendo a área entre essas duas curvas representativa da quantidade de energia dissipada. Esta histerese, apresentada em porcentagem do trabalho total desenvolvido pelo tecido, pode ser entendida como um indicador da capacidade de restituição da potencial energia elástica armazenada. A capacidade dos materiais viscoelásticos de armazenar energia quando deformados é conhecida como resiliência. Benjamin et al. (2008) referem que esta capacidade de restituição de energia, pautada pela rigidez do material, contribui para a redução da energia metabólica gasta durante o movimento humano.

A resposta mecânica dada pelo sistema muscular esquelético deverá, portanto, ser entendida como a confluência destes elementos, podendo ser representada pelo modelo de Hill. Na figura 14 está representado um diagrama deste modelo em que se identificam, por cada atuador, três elementos musculares e um tendão elástico

(PANDY; BARR, 2003). Segundo Enoka (2008), o elemento central do modelo de Hill é o componente contrátil (CC) que modela as relações força-comprimento e força-velocidade, estando sujeito aos dois elementos que representam a elasticidade do tecido conjuntivo: o componente elástico em série (CES) e o componente elástico em paralelo (CEP). Os componentes elásticos, que modelam os efeitos passivos oferecidos pelo tecido conjuntivo, podem ser distinguidos em componente ativo, que representa a elasticidade dos miofilamentos e pontes cruzadas; e componente passivo, que representa a elasticidade do tendão e aponeuroses (endomísio, perimísio e epimísio). Este modelo estabelece os alicerces pelos quais o ciclo alongamento-encurtamento (CAE) se justifica, como será exposto em seguida.

Figura 14: modelo muscular de Hill representando a resposta mecânica muscular (PANDY; BARR, 2003).

Komi e Nicol (2000), Komi (2000) e Ishikawa et al. (2005) referem que, em tarefas cíclicas como a marcha ou corrida, antes do contato do pé no solo ocorrer é gerada uma pré-ativação muscular para controlar o impacto, proporcionando uma ação excêntrica quando o apoio acontece e, logo na sequência, uma ação concêntrica é gerada (fase propulsiva), caracterizando o CAE. Os autores referem que este mecanismo permite fazer com que o desempenho da fase final do movimento (ação concêntrica) seja potencializado, ou seja, permite modificar as características força/velocidade dos componentes contrateis do músculo, causado pelo alongamento. Afirmam, entretanto, que a utilização eficaz do CAE requer três condições fundamentais: i) pré-ativação muscular antes da fase excêntrica; ii) uma curta e rápida ação excêntrica; e iii) uma transição imediata entre a fase excêntrica e a concêntrica. Por fim, referem que estas três condições são reunidas em tarefas cotidianas como o andar, acumulando energia potencial na forma elástica no momento da ação excêntrica,

transformado-a em energia cinética na fase concêntrica, potencializando a ação muscular.

Van Ingen Schenau et al. (1997) apontam três fases do CAE: 1º a excêntrica, em que ocorre o alongamento do m. agonista; 2º a amortização, a pausa entre a primeira e a última fase; e 3º a concêntrica, em que ocorre o encurtamento do m. agonista. Referem que na primeira fase energia potencial é armazenada nos componentes elásticos em série e ocorre uma estimulação dos fusos neuromusculares (cuja magnitude depende da carga mecânica imposta), na segunda fase os neurônios aferentes tipo Ia estabelecem ligações sinápticas com os moto-neurônios alfa e na terceira fase a energia potencial elástica é convertida em energia cinética e os moto-neurônios alfa estimulam a ação da musculatura agonista (reflexo miotático).

Com o propósito de melhorar o desempenho de atletas, rapidamente a utilização deste mecanismo tomou lugar no ambiente esportivo. Comumente conhecido como treinamento de choque ou pliométrico, frequentemente confundido com treinamento de saltos, apresenta a sua atuação fundamentada no CAE. SIFF (2000) aponta que a atividade pliométrica é caracterizada por cinco fases que compreendem o momento inicial e final da ação do CAE (figura 15): i) na fase inicial, a energia cinética acumulada de um movimento precedente permite que o corpo ou segmento corporal esteja em movimento; ii) quando essa energia cinética é, de alguma forma, bloqueada (impedindo a progressão do movimento) o músculo contrai, porém, um tempo de latência entre o começo do disparo dos potenciais de ação e a contração muscular ocorre (caracterizando a segunda fase: a fase de retardo eletromecânico); iii) a fase de amortização é caracterizada pelo alongamento abrupto dos tecido conjuntivo do complexo muscular e pelo início da ação do reflexo miotático, sendo que o período entre esta fase excêntrica e a subsequente, concêntrica, é conhecido como *tempo de acoplamento*; iv) a fase reativa envolve, concomitantemente, a liberação da energia elástica do tecido conjuntivo e a ação muscular concêntrica involuntária suscitada pelo reflexo de estiramento, sendo que ainda não existe consenso acerca da contribuição de cada mecanismo na produção total de trabalho; e v) após a finalização da ação concêntrica, a fase final da atividade pliométrica ocorre, sendo caracterizada pelo

movimento do corpo (ou segmento corporal) por intermédio da energia cinética gerada pela contração muscular, o aumento da resposta reflexa e restituição da energia elástica acumulada no tecido conjuntivo do complexo muscular.

Figura 15: esquematização das fases de uma ação pliométrica (SIFF, 2000).

Pelas potenciais vantagens que oferece, os efeitos deste método de treinamento em atletas têm sido amplamente estudados. No trabalho de meta-análise de Sáez-Sáez De Villarreal et al. (2010) constatou-se o efeito altamente significativo do treinamento pliométrico na melhora da força muscular de atletas. Os autores referem que, independentemente do nível de aptidão física e do sexo, atletas podem-se beneficiar deste método igualmente. Mencionam, também, haver um volume de treino limiar a partir do qual aumentos de carga não oferecem vantagens adicionais. Por fim, afirmam que o protocolo ideal de treinamento deverá combinar exercícios pliométricos com treinamento de força, ao invés de realizá-los exclusivamente.

Markovic e Mikulic (2010), em sua revisão de literatura, apontam outras vantagens da utilização deste método de treinamento. Referem que intervenções de treinamento pliométrico de longo prazo (3 a 5 sessões por 5 a 12 meses) permitem aumentar massa óssea de crianças pré-púberes, púberes e mulheres na fase pré-menopausa; e intervenções de curto prazo (2 a 3 sessões por semana por 6 a 15 semanas) permite aumentar a força, potência e função do CAE, bem como aumentar a rigidez dos componentes elásticos do complexo mio-tendíneo. Sugerem que estas alterações possam ser o resultado do i) aumento da condução neural para a musculatura agonista; ii) alterações nas estratégias de ativação muscular (como melhoras na coordenação intermuscular); iii) alterações nas características mecânicas do complexo mio-tendíneo;

e v) alterações na mecânica das fibras musculares. Os autores relatam ainda a eficácia deste protocolo na redução do risco de lesão em atletas do sexo feminino. Concluem, recomendando este treinamento para melhorar função muscular e desempenho funcional de indivíduos saudáveis, apontando-o como seguro e eficaz.

Chmielewski et al. (2006), em sua revisão de literatura, sugerem que, apesar de não haver consenso ainda, utilizar esta estratégia de treinamento de forma progressiva, permitindo preparar o sistema musculoesquelético para desenvolver força rapidamente, facilita na recuperação de limitações neuromusculares advindas de lesões em atletas. Referem que o estímulo dado por este protocolo, similar ao imposto em ambiente competitivo, otimiza o processo de recuperação do atleta permitindo a volta precoce à modalidade.

A breve revisão de literatura explanada nos parágrafos acima permite constatar que a ação do CAE, presente na maioria das atividades esportivas, pode ser otimizada. Verificou-se, igualmente, que essa potencialização se traduz num aumento de força, potência e sincronismo muscular; num aumento da massa óssea de atletas, bem como parece exercer um efeito terapêutico em indivíduos lesionados. Será razoável assumir, portanto, que o mesmo mecanismo de potencialização seja factível em populações cuja disponibilidade física esteja comprometida, como nos senescentes. Desta forma, no próximo subitem serão apresentados os escassos dados sobre os efeitos desta estratégia em idosos saudáveis.

3.3.1 Potencialização da ação do ciclo alongamento-encurtamento na senescência

Bassey et al. (1998) investigaram o efeito de um protocolo de treinamento de saltos verticais na densidade mineral óssea de mulheres na fase pré ($38,4 \pm 7,4$ anos de idade) e pós-menopausa ($55,8 \pm 3,3$ anos de idade). Utilizando a DXA, constataram que 50 saltos verticais de uma altura média de 8,5 cm, gerando um impacto de 3 (grupo da pré-menopausa) e 4 (grupo da pós-menopausa) vezes o peso corporal, 6 dias por semana, por 6 (grupo da pré-menopausa) e 12 meses (grupo da pós-menopausa), aumentaram a densidade mineral óssea do colo do fêmur em 2,8% no grupo das

mulheres na pré-menopausa, sem efeitos no grupo das mulheres na pós-menopausa. Os autores referem que o estímulo foi adequado para o primeiro grupo e aquém do necessário para o segundo.

Saez Saez De Villarreal et al. (2010) avaliaram o efeito de 8 semanas de treinamento de saltos de baixo impacto nas capacidades funcionais de três grupos de mulheres (o grupo etário das de 40-50 anos, das de 50-60 anos e o das de 60-70 anos). Verificaram que o período de intervenção produziu efeitos semelhantes nos três grupos: melhora no desempenho do teste funcional “sentar e levantar” e no desempenho do teste de salto vertical com contramovimento (altura do salto), sem melhoras na velocidade máxima de marcha. Já Pereira et al. (2012) verificaram que 12 semanas de treinamento de potência combinado com treinamento pliométrico permitiram aumentar a velocidade de marcha e a altura do salto vertical; e melhorar o desempenho nos testes “sentar e levantar” e “levantar, ir e voltar” em idosas ($62,5 \pm 5,4$ anos).

Apesar dos trabalhos acima apresentados mencionarem a utilização de treinamento pliométrico, algumas ressalvas deverão ser tomadas já que ou indicam unicamente o regime de saltos utilizado (BASSEY et al., 1998), ou caracterizam-nos como saltos pliométricos sem fornecerem as instruções dadas aos participantes (SAEZ SAEZ DE VILLARREAL et al., 2010) ou fornecem instruções como “realize os saltos o mais rápido que consiga” (PEREIRA et al., 2012). De qualquer das formas, em qualquer dos trabalhos, a devida ênfase na potencialização do CAE foi negligenciada.

Na implantação do seu protocolo experimental, Correa et al. (2012) parece terem tido essa preocupação. Os autores propuseram comparar os efeitos do treinamento de força, de potência e o treinamento de força rápido (pliométrico) na força, morfologia e função muscular de 58 idosas (67 ± 5 anos). O treinamento de força rápido era composto por saltos laterais sobre uma caixa de 10, 20 ou 30 cm (oferecidas progressivamente) em que o objetivo seria intensificar o componente excêntrico, potencializando o CAE. Referem que a instrução dada aos participantes era para que tentassem realizar o maior número de repetições no tempo determinado para cada série do exercício (15 a 20 segundos). Uma vez mais se podem tecer críticas acerca da instrução dada, pois pode não ser inequívoca na determinação da potencialização do

CAE. Não obstante, verificaram que, quando comparado com os outros dois grupos, o grupo do treinamento de força rápido foi mais eficaz para melhorar a capacidade funcional de idosas (medida pelo teste de “sentar e levantar”) e a altura de salto vertical com contramovimento.

4. HIPÓTESES DE ESTUDO

A exposição do estado da arte sobre a problemática das limitações funcionais do senescente, possíveis estratégias de intervenção e resultados esperados (fundamentados nos encontrados em trabalhos similares) permitiu elencar algumas hipóteses para o presente estudo. Desta forma, hipotetizou-se que o modelo de treinamento proposto permitiria:

[H₁]: aumentar a densidade mineral óssea da coluna lombar das participantes;

[H₂]: aumentar a densidade mineral óssea de colo de fêmur das participantes;

[H₃]: aumentar a velocidade de marcha das participantes;

[H₄]: diminuir a velocidade horizontal do calcanhar no contato inicial, da marcha das participantes;

[H₅]: melhorar a capacidade funcional das participantes, nomeadamente, o desempenho no teste “sentar e levantar”;

[H₆]: aumentar o valor do Domínio Físico da qualidade de vida das participantes.

Para testar as hipóteses levantadas será exposto, no próximo capítulo, o modelo experimental, materiais e métodos utilizados e correspondente tratamento estatístico empregue.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Desenho Experimental

O delineamento quase-experimental adotado no presente trabalho foi composto por uma sessão de familiarização das avaliações funcionais, uma avaliação inicial, 20 semanas de intervenção (controle) para o grupo experimental (controle) e uma avaliação final.

5.2 Amostra

Adotando-se um tamanho de efeito (d) de 0,4 na variável *toe clearance*, verificado em estudo anterior (PINHO; AMADIO, 2012), erro do tipo I (α) de 5% e do tipo II (β) de 20%, o cálculo amostral efetuado apontou 15 elementos como o número mínimo de unidades experimentais de cada grupo do estudo. Assumindo 20% de exclusão do estudo, a amostra deveria ter sido constituída por, ao menos, 19 participantes de cada grupo. Entretanto, o grupo experimental foi constituído por 21 participantes com $66,9 \pm 4,2$ anos de idade e o grupo controle por 17 participantes com $65 \pm 3,4$ anos de idade. Embora todas as participantes tenham conseguido terminar o estudo houve alguns casos em que não foi possível realizar todas as avaliações propostas.

Ficaram definidos como critérios de inclusão: mulheres com idade entre 65 e 75 anos, sem acometimentos cardiovasculares, desordens osteo-mio-articulares ou neurológicas, ausência de problemas visuais não compensados, de quadro de depressão ou doença mental, histórico negativo de queda ou vertigens durante o ano anterior a pesquisa, ausência de doenças osteo-metabólicas associadas (como hiperparatireoidismo) ou doenças crônicas associadas (diabetes não-compensada, insuficiência renal ou hepática ou hipertireoidismo), que não fizessem uso de algum medicamento que pudesse interferir com o metabolismo ósseo (como bisfosfonatos, teriparatida, glicocorticoides) e que exibam condição física inativa ou participação esporádica em atividades físicas aeróbias (com frequência máxima bissemanal). Ficaram definidos como critérios de exclusão a participação em menos de 75% das sessões de

intervenção previstas (para o grupo experimental) e a ausência na avaliação final (para ambos os grupos do estudo).

Uma anamnese foi elaborada para averiguar a existência de doença crônica, osteo-mio-articular, histórico de queda, bem como fatores de risco, para fundamentar a decisão da participação das candidatas no estudo. Igualmente, o questionário *Mini Mental* foi aplicado para excluir candidatas com perdas cognitivas e o questionário de Baecke, modificado para idosos (VOORRIPS et al., 1991) e validado para a população idosa feminina brasileira (MAZO et al., 1998), foi aplicado para averiguar o nível de atividade física das participantes.

Verificou-se que todas as participantes do grupo experimental cumpriram os critérios de inclusão e exclusão do estudo, sendo que a participantes com menor assiduidade participou em 81% das sessões de intervenção previstas. Ainda em relação ao grupo experimental, não foram registrados quaisquer casos de acidente ou lesão em decorrência do programa ou no período fora deste. Em relação ao grupo controle, houve duas avaliações finais que não foram realizadas: a) não foi possível conduzir a avaliação da microarquitetura óssea de rádio e tíbia de uma participante por conta de avaria de equipamento; e b) não foi possível obter os dados da avaliação funcional de uma participante (força muscular, equilíbrio, marcha e capacidade funcional) em razão de um evento de queda na sua véspera.

5.3 Protocolo de Intervenção

O protocolo de intervenção, desenvolvido nas dependências da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo estendeu-se por 20 semanas, com a realização de três sessões semanais não-consecutivas. A duração das sessões foi de 60 minutos divididos entre a parte fundamental da aula (55 minutos) e o retorno à calma e relaxamento (5 minutos).

Foi adotado um sistema de circuito sendo estabelecidas 14 estações de exercícios e descanso realizado forma rotacional, ou seja, a primeira estação da primeira sessão de

treinamento seria a última estação da segunda sessão de treinamento e assim consecutivamente. Foi proposta uma ordem para que exercícios de alta demanda física (nomeadamente os exercícios que envolvessem salto) fossem distribuídos ao longo da sessão, e que exercícios de membros superiores, exercícios abdominais e exercícios de musculaturas menores (dorsiflexores e flexores plantares de tornozelo) se intercalassem com os de membros inferiores.

Foram adotados 11 exercícios: *Drop Jump* (2 estações), salto vertical com contramovimento (o gesto técnico na fase de preparação era de agachamento), extensão de joelhos na cadeira extensora, flexão de joelhos na cadeira flexora, flexão/extensão de quadril e joelhos no *Leg Press*, dorsiflexão do tornozelo na polia, flexão plantar de tornozelo no solo, adução horizontal de úmero no *Chest Press*, adução horizontal de úmero (remada), flexão de coluna (exercícios abdominais).

Tendo, os exercícios de membros inferiores, uma relação instrutor/participante de 1/2 foi possível orientar, constantemente, para uma execução que priorizasse a rápida transição entre fase excêntrica e fase concêntrica (nos exercícios que envolvessem salto) e a execução da fase concêntrica na maior velocidade possível (nos demais exercícios de membros inferiores).

Com o intuito de avaliar a recuperação física das sessões de treino, foi aplicada, no início de cada sessão, a escala de percepção de qualidade de recuperação (KENTTÄ; HASSMÉN, 1998). Esta, com valores entre 6 e 20 foi oferecida com nove descritores de intensidade (de “nada recuperado” a “totalmente recuperado”). Ao final da sessão, para avaliar a carga interna de treinamento, foi aplicada a escala de percepção subjetiva de esforço (BORG, 1982). A escala de 6 a 20 valores foi oferecida com nove descritores de intensidade (de “repouso” a “limite de esforço máximo”). Por fim, depois da primeira série de cada exercício, para cada grupamento muscular, e com o intuito de avaliar a recuperação localizada, foi aplicada a escala de percepção subjetiva de dor (BIJUR et al., 2001). Esta, de 0 a 10 valores, foi oferecida com cinco descritores de intensidade (de “sem dor” a “dor máxima”).

Após o período de familiarização com as técnicas dos exercícios, foi utilizada a

equação de predição de esforço máximo de Brzycki (1993) para adequar as cargas dos exercícios. Esta equação envolve a carga levantada até à exaustão e o número máximo de repetições válidas, como descrito abaixo:

$$1RM = \frac{\text{Carga levantada}}{1,0278 - (0,0278 * n^{\circ} \text{ máximo de repetições})}$$

Estimadas as cargas máximas, os exercícios de membros inferiores foram realizados com 50% desse valor (na máxima velocidade) ao passo que os de membros superiores foram realizados com 60% (com velocidade moderada). Testes de carga máxima estimada foram realizados a cada 4 semanas e, conseqüentemente, impostas alterações às cargas de treino.

Os exercícios de salto foram realizados sem carga adicional ao peso corporal, dando uma ênfase progressivamente maior (depois de colmatados os aspectos técnicos do movimento) à velocidade de transição fase excêntrica/concêntrica e altura de salto. O processo de familiarização no *drop jump* foi realizado com apoio numa altura de aproximadamente 9 cm, para que posteriormente se evoluísse para um apoio colocado a 18 cm do solo.

5.4 Avaliações Experimentais

5.4.1 Avaliação óssea

As avaliações ósseas abaixo descritas foram realizadas no Laboratório de Metabolismo Ósseo da Disciplina de Reumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

5.4.1.1 Densidade mineral óssea

Através da técnica de absorciometria por dupla emissão de raios-x, no aparelho da marca Hologic, modelo Discovery A; foi avaliada a densidade mineral óssea (mg/cm²) do fêmur proximal (colo e total) e coluna lombar (L1 a L4) das participantes. As coletas foram realizadas de acordo com as posições da Sociedade Brasileira de Densitometria

Clínica (BRANDÃO et al., 2009). Através do exame da densidade mineral óssea de coluna foi calculado o escore trabecular (TBS), uma medida altamente correlacionada com a microarquitetura da peça óssea, fornecendo um parâmetro que, associado ao primeiro, prediz com maior segurança a chance de fratura.

5.4.1.2 Tomografia computadorizada quantitativa periférica de alta resolução (HRpQCT)

Foram avaliados o rádio distal e a tíbia distal das participantes do estudo. Para a avaliação, os segmentos distais foram imobilizados em uma concha de fibra de carbono. Na medição, foram incluídas 110 fatias, correspondendo a uma seção de 9,02mm ao longo da direção axial. A microarquitetura do tecido foi obtida usando um sistema tridimensional de HR-pacto (Extreme CT; Sancho Medical AG). Este sistema permite a aquisição simultânea de uma pilha de fatias paralelas com uma resolução de 82µm (tamanho do voxel). As seguintes definições foram utilizadas: energia efetiva de 60kVp, corrente de tubo de raio-a de 95mA e matriz de 1536 X 1536. O controle de qualidade foi monitorado através de exames diários de um fantasma (Fantin) que contem varetas de HA (hidroxiapatita) incorporado em um tecido de resina equivalente (QRM, Moehrendorf, Alemanha). Utilizando as informações da microarquitetura da peça óssea foram estabelecidos os critérios de rigidez e falência através de modelo de elementos finitos (*Scanco Finite Element Analysis Software*). Desta forma, foram obtidos os seguintes parâmetros:

- DMO.t: Densidade mineral óssea total;
- DMO.Tb: Densidade mineral óssea trabecular;
- DMO.Ct: Densidade mineral óssea cortical;
- VO/VT: relação volume ósseo e volume total;
- Tb.N: numero de trabéculas;
- Tb.Esp: espessura trabecular;
- Tb.Sp: separação trabecular;
- Ct.Esp: espessura cortical;
- S: rigidez da peça óssea;
- F.ult: estimativa da carga compressiva máxima suportada;

- Tb.VM: critério de falha trabecular de von Mises;
- Ct.VM: critério de falha cortical de von Mises.

5.4.2 Avaliação da composição corporal

A composição corporal foi medida no Densitômetro ósseo da marca Hologic, modelo Discovery A; onde foram realizadas as avaliações de coluna e fêmur. A massa magra, massa gorda e porcentual da massa gorda (em relação à massa total) foi medida para os membros superiores, membros inferiores, tronco e corpo total (sem incluir a cabeça).

5.4.3 Avaliação do desempenho muscular

Uma cadeira extensora da *Gervasport Fitness Equipment* foi utilizada para avaliar o desempenho muscular dos extensores de joelho. O protocolo de avaliação consistiu, inicialmente, na obtenção da carga máxima estimada para a tarefa de extensão de joelho (dominante). Após 6 minutos de descanso procedeu-se à avaliação da potência muscular nesse movimento solicitando que a fase concêntrica fosse realizada na maior velocidade possível. Foram realizadas 4 tentativas de 4 condições de carga (50%, 60%, 70% e 80% de 1RM) aleatorizadas de forma balanceada com 30 segundos de intervalo entre cada tentativa e 3 minutos de intervalo a cada 4 tentativas. No final, e após 5 minutos de intervalo, foram realizadas 4 tentativas de extensão de joelho com 30% de 1RM.

A execução da avaliação foi filmada (Fuji, Finepix Hs10) com uma frequência de aquisição de 240 Hz e velocidade de obturador de 1/2000s. Esta serviu para alimentar o modelo estabelecido para calcular as variáveis de interesse. O torque dos extensores de joelho, potência e trabalho foram calculados pela equação proposta por Pinho et al. (2015), sendo possível extrair as variáveis de interesse:

- pPot: pico de potência;
- mePot: potência média;
- pTor: pico de torque;

- Trab: trabalho;
- pVel: pico de velocidade;
- meVel: velocidade média.

5.4.4 Avaliação do equilíbrio postural

O equilíbrio postural foi avaliado sobre uma plataforma de força (AMTI BP600900) conectada ao amplificador AMTI MiniAmp MAS-6, com uma frequência de aquisição de 200 Hz. Nas seis condições de teste era solicitado que as participantes permanecessem inamovíveis, sendo interrompido somente se se deslocassem da posição inicial. Assim, foram realizados os seguintes testes, nas condições olhos abertos e fechados, durante 1 minuto:

- Com os dois pés afastados à distância bi-trocantérica (EQOA e EQOF);
- Com os dois pés juntos (EQJOA e EQJOF);
- Com um pé na frente do outro – posição *tandem* (TANOA e TANOF);

Os parâmetros calculados por algoritmos escritos em ambiente MatLab (versão R2010a, *Mathworks*) foram os seguintes:

- AmpX: amplitude anteroposterior do centro de pressão;
- AmpY: amplitude médio-lateral do centro de pressão;
- DPx: desvio padrão do deslocamento anteroposterior do centro de pressão;
- DPy: desvio padrão do deslocamento médio-lateral do centro de pressão;
- DP1: desvio padrão dos pontos do centro de pressão ao menor raio da elipse contendo 95% de todos os dados;
- DP2: desvio padrão dos pontos do centro de pressão ao maior raio da elipse contendo 95% de todos os dados;
- DP1/DP2: relação entre os desvios padrão do menor e maior raio da elipse contendo 95% de todos os dados;
- VelR: velocidade resultante média;
- VelX: velocidade anteroposterior média;

- VelY: velocidade médio-lateral média.

5.4.5 Avaliação da marcha

A avaliação da qualidade da marcha das participantes do estudo foi conduzida no Laboratório de Biomecânica da EEFÉ-USP. Aqui, foi-lhe pedido, inicialmente, que caminhassem a uma velocidade que considerassem normal (auto-selecionada) e depois que o fizessem na maior velocidade possível. Tomando o mínimo de 4 passos para iniciar a avaliação de um ciclo de marcha, foram coletados 5 passos a cada velocidade, com cada perna. Os sistemas para a coleta de informações cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas estavam sincronizados pelo software MR3 3.7 da *Noraxon*. Os parâmetros de interesse e que não foram obtidos diretamente dos softwares dedicados foram calculados por algoritmos escritos em ambiente MatLab (versão R2010a, *Mathworks*). Nos subcapítulos seguintes estarão descritos os instrumentos e procedimentos utilizados para a avaliação da marcha das participantes.

5.4.5.1 Avaliação cinemática da marcha

Foram utilizadas 7 centrais inerciais da *Noraxon (MyoMotion)* com 6 graus de liberdade e frequência de aquisição de 100 Hz. As centrais foram fixadas ao corpo das participantes utilizando cintas próprias do fabricante. Estas foram posicionadas no sacro, face anterior de coxa e perna e dorso do pé. O software MR3 3.7 da *Noraxon* foi utilizado para registro e processamento inicial dos dados: o software realizou a calibração estática da participante e calculou os ângulos anatômicos de quadril, joelho e tornozelo. Um *footswitch* virtual (informação fornecida pelo software) foi utilizado para determinar os momentos de contato inicial e retirada do pé do solo. As variáveis cinemáticas calculadas foram:

- Vel: velocidade do ciclo de marcha;
- Comp.P: comprimento da passada do ciclo de marcha;
- Cad: número de passadas efetuada por minuto;

- DA: porcentagem do ciclo de marcha em duplo apoio;
- fApoio: fase de apoio (% do ciclo de marcha);
- Ap.Uni: fase de apoio unipodal (% do ciclo de marcha);
- Vel.Mal.Cl: velocidade horizontal do maléolo no contato inicial;
- pFren: pico de frenagem no contato inicial;
- Ang.Qua.Cl: ângulo do quadril no contato inicial;
- Ang.Joe.Cl: ângulo do joelho no contato inicial;
- Ang.Tor.Cl: ângulo do tornozelo no contato inicial;
- pAng.Tor: ângulo pico do tornozelo na fase propulsiva;
- FR.QJ: fase relativa quadril/joelho;
- FR.JT: fase relativa joelho/tornozelo;
- DP.FR.QJ: desvio padrão da fase relativa quadril/joelho;
- DP.FR.JT: desvio padrão da fase relativa joelho/tornozelo;
- sDA: índice de assimetria lateral do duplo apoio;
- sTP: índice de assimetria lateral do tempo de passo.

A fase relativa entre duas articulações foi obtida utilizando a fase instantânea de cada sinal obtida através da aplicação da transformada de Hilbert calculada de acordo com Rosenblum e Kurths (1998). A vantagem da utilização da transformada de Hilbert para este cálculo deve-se ao fato desta fornecer os parâmetros de amplitude, frequência e fase instantânea de um sinal em sua resolução original (CARSON et al., 2002).

A equação abaixo apresentada foi utilizada para calcular todos os índices de assimetria lateral do estudo:

$$s = \frac{(x_{dir} - x_{esq})}{(x_{dir} + x_{esq})} \times 100$$

Em que s é o índice de assimetria, x_{dir} o valor do parâmetro para o lado direito e x_{esq} o valor do parâmetro para o lado esquerdo.

5.4.5.2 Avaliação cinética da marcha

Foi usada a plataformas de força AMTI BP600900 (AMTI; Watertown, EUA) conectadas aos amplificadores AMTI MiniAmp MSA-6, com uma frequência de amostragem de 200 Hz. Os dados obtidos das três componentes da força (vertical, médio-lateral e anteroposterior) foram registrados em processador eletrônico através do *software* AMTI *NetForce*.

As variáveis calculadas para investigar a marcha das participantes encontram-se abaixo descritas:

- Imp: impulso total da curva da componente vertical (F_z) da força de reação ao solo;
- Imp50: impulso dos primeiros 50 ms da F_z ;
- Imp.Fren: impulso de frenagem da curva da componente anteroposterior da força de reação do solo (F_y);
- Imp.Prop: impulso propulsivo da F_y ;
- Fzmax1: primeiro pico da F_z ;
- t.Fzmax1: tempo até o primeiro pico da F_z ;
- Fzmax2: segundo pico da F_z ;
- TDF.Fmax1: taxa de desenvolvimento de força de Fzmax1;
- Deflex: valor da força na fase de deflexão da F_z ;
- pFren: valor máximo na fase de frenagem da F_y ;
- pProp: valor máximo na fase propulsiva da F_y ;
- sFzmax1: índice de assimetria lateral do primeiro pico da F_z ;
- s.t.Fzmax1: índice de assimetria lateral do tempo para o primeiro pico da F_z ;
- s.TDF.Fzmax1: índice de assimetria lateral da taxa de desenvolvimento de força de Fzmax1;
- s.Deflex: índice de assimetria lateral do valor da força na fase de deflexão da F_z .

5.4.5.3 Avaliação eletromiográfica da marcha

A aquisição do sinal eletromiográfico foi realizada por intermédio do equipamento TeleMyo DTS (Noraxon, USA inc.). O sistema possui 16 canais de entrada e cada canal possui um amplificador diferencial (Rejeição de Modo Comum > 100 dB) com ganho fixo de valor nominal 400 e impedância de entrada > 100 Mohm. A frequência de aquisição adotada seguiu a recomendação de BURDEN (2008), que sugere uma amostragem mínima de 2 kHz para evitar perda de sinal relevante. Desta forma, foi fixada uma frequência de aquisição de 3 kHz. Foi utilizado o software MR3 3.7 (Noraxon) para a comunicação com o processador eletrônico. Digitalizado, o sinal eletromiográfico passou por um filtro passa-banda Butterworth de 4ª ordem.

Foram utilizados os eletrodos de superfície ativos (eletrodos cardiológicos, uso adulto) Meditrace 200 (Kendall), tendo sido mantidos 20 mm de distância entre o centro dos dois eletrodos. A localização dos pontos de inserção dos eletrodos na primeira avaliação foi através das indicações do SENIAM (2011). Pela relevância apresentada na marcha, nomeadamente no controle das articulações do quadril, joelho e tornozelo monitorou-se a atividade dos músculos vasto lateral (VL), vasto medial (VM), reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmico lateral (GL).

Para melhor posicionar os eletrodos e diminuir a impedância da pele, facilitando a aquisição do sinal, foi realizada uma tricotomia, abrasão por lixa fina, removendo a camada sebácea da pele, e a assepsia. Em seguida, os eletrodos foram acoplados sobre a pele das participantes e, através da colocação de uma fita adesiva, garantida a sua fixação.

Após a primeira avaliação, a referência exata do local de colocação dos eletrodos foi marcada numa transparência. Nesta, foram igualmente registradas as particularidades gráficas da pele das participantes, possibilitando precisar a colocação dos eletrodos nas avaliações subsequentes (NARICI et al., 1989).

Os parâmetros eletromiográficos calculados para a marcha foram:

- pré.CI: rms do VL, VM e RF 200 ms antes do contato inicial;

- pós.CI: rms do VL, VM e RF 200 ms após o contato inicial;
- TA.Balanço: rms do TA na fase de balanço da marcha;
- BF.Balanço: rms do BF na fase de balanço da marcha;
- TA.Aplain: rms do TA na fase de aplainamento do pé após o contato inicial;
- GL.Prop: rms do GL na fase propulsiva da marcha;

5.4.6 Avaliação da capacidade funcional

Foram selecionados três testes que, juntamente com as informações obtidas pela avaliação da marcha, dariam um perfil mais preciso da capacidade funcional das participantes. Os três encontram-se na bateria de testes desenvolvida por RIKLI e JONES (1999) e são apresentados abaixo:

- Flex.MMII: teste de flexibilidade de membros inferiores “sentar e alcançar” em que é registrada a menor distância do dedo médio à ponta do pé, permanecendo sentada com uma perna flexionada e a outra estendida.
- Flex.MMSS: teste de flexibilidade de membros superiores “mãos nas costas” em que é registrada a menor distância dos dedos médios, permanecendo sentada com um dos braços em flexão de ombro e o outro em extensão;
- P.SentLev: teste de potência de membros inferiores “sentar e levantar” em que é registrado o número máximo de repetições obtidas durante 30 s.

Como o teste de “sentar e levantar” registra somente o número de tentativas realizadas em 30s optou-se por estimar a potência média produzida pelos extensores de joelhos das participantes de acordo com Takai et al. (2009):

$$P.SentLev = \frac{(H_{per} - H_{cad}) \times m \times g \times 10}{30}$$

Em que H_{per} é o comprimento da perna da participante, H_{cad} é altura da cadeira onde foi realizado o teste, m é a massa da participante e g a aceleração da gravidade.

5.4.7 Avaliação da qualidade de vida

A qualidade de vida foi avaliada pelo questionário WHOQoL-OLD aplicado em conjunto com o WHOQoL-BREF (CHACHAMOVICH et al., 2008). O primeiro questionário avaliou seis domínios da vida cotidiana das participantes, enquanto que o segundo avaliou cinco, que são expostos abaixo:

- Domínio funcionamento dos sentidos;
- Domínio autonomia;
- Domínio atividades passadas, presentes e futuras;
- Domínio participação social;
- Domínio morte e morrer;
- Domínio intimidade;
- Domínio físico;
- Domínio psicológico;
- Domínio relações sociais;
- Domínio meio ambiente;
- Domínio autoavaliação da qualidade de vida;

5.5 Procedimentos estatísticos

Todos os procedimentos estatísticos foram conduzidos no *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS, IBM). Foi realizada, em primeira instância, a inspeção visual de todos os dados para identificação de *outliers* legítimos. Em seguida foi utilizado o teste de *Shapiro-Wilk* para testar a normalidade da distribuição das variáveis dependentes (foi assumida a normalidade multivariada se todas as variáveis dependentes assumissem uma distribuição normal). Para testar a cedasticidade univariada foi utilizado o teste de Levene e a homogeneidade das matrizes de variância-covariância foi testada pelo teste M de *Box*.

Para comparar os efeitos do período de treinamento entre os dois grupos foi utilizada uma análise multivariada de covariância (MANCOVA), sendo os valores do momento

inicial do programa, em cada grupo, assumidos como a covariável. Para determinar o número de variáveis dependentes utilizou-se a recomendação de Hair et al. (2010) – até cinco variáveis. A seleção das variáveis de cada modelo foi baseada na sua relação teórica e na ausência de multicolinearidade entre elas (identificada por um coeficiente de correlação maior ou igual a 0,8).

No caso da análise das diferenças dos parâmetros da marcha foi obtida inicialmente, pelo coeficiente de correlação de *Pearson*, a relação entre os parâmetros cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos e a velocidade da marcha. Variáveis dependentes com coeficientes significantes tiveram a sua análise ajustada igualmente pela velocidade. Por fim, variáveis que não se ajustaram em modelos multivariados foram analisadas por modelos univariados (neste caso, análise de covariância).

Para determinar a magnitude dos efeitos entre os dois grupos do estudo foi calculado o tamanho de efeito *g* de *Hedges* e respectivos intervalos de confiança a 95% (HEDGES, 1981). Para determinar a magnitude dos efeitos entre os dois momentos (inicial e final) do estudo, para o desempenho na cadeira extensora, *leg press* e *chest press* (somente o grupo experimental) foi calculado o tamanho de efeito *d* de Dunlap (DUNLAP et al., 1996).

Por fim, para tentar associar os ganhos experienciados pelo grupo experimental conduziu-se uma regressão múltipla por eliminação retroativa assumindo como variável dependente o ganho ósseo, o ganho funcional e o ganho de qualidade de vida.

6. RESULTADOS

6.1 Análise das diferenças no momento inicial

As diferenças de densidade óssea, composição corporal, função muscular e capacidade funcional entre o grupo experimental e controle no momento inicial do período de intervenção encontram-se expressas na tabela abaixo.

Tabela 1: Média ($\bar{x}$), desvio padrão (σ), t valor do teste T e probabilidade associada (p) para o grupo experimental (GE) e controle (GC) expressando as suas diferenças no momento inicial de idade, peso, estatura, porcentagem de gordura e massa magra corporal, nível de atividade física (Baecke), T score da densidade de colo de fêmur e de coluna total (L1-L4), da força máxima de extensor de joelho (FmaxEJ), do pico de potência de extensor de joelho com 30% da carga máxima estimada (pPotEJ30), do índice de potência no teste de sentar e levantar (P.SentLev), da velocidade auto selecionada e máxima de marcha.

Variáveis	GE		GC		t	p
	$\bar{x}$	σ	$\bar{x}$	σ		
Idade, anos	66,9	4,2	65,0	3,4	1,45	0,157
Mini Mental	27,1	2,1	25,6	2,6	1,75	0,090
Peso, kg	65,47	7,5	70,31	8,9	-1,86	0,071
Estatura, m	1,55	0,05	1,56	0,08	-0,86	0,395
% Gordura corporal	38,40	5,4	40,29	4,5	-1,15	0,259
% Massa Magra	54,95	4,8	53,94	4,0	0,70	0,490
T score Colo Fémur	-0,92	1,0	-1,35	0,6	1,56	0,129
T score Coluna L1-L4	-1,42	1,1	-1,37	0,7	-0,18	0,857
Baecke	8,93	4,48	9,62	6,68	-0,37	0,710
FmaxEJ, kg	27,57	5,7	28,36	7,0	-0,37	0,716
pPotEJ30, W	103,40	32,1	95,20	32,5	0,75	0,458
P.SentLev, W	115,92	24,15	98,89	18,30	2,33	0,026
AS.Vel, m/s	1,32	0,2	1,16	0,3	1,91	0,065
MAX.Vel, m/s	1,82	0,3	1,62	0,4	1,77	0,086

É possível verificar que à exceção da variável P.SentLev, que apresentou diferença estatística, as demais não apresentaram diferenças significantes entre os dois grupos de estudo.

6.2 Características do programa de intervenção

O programa de treinamento conduziu a efeitos significantes no desempenho do exercício realizado na Cadeira Extensora (de $33,3 \pm 8,1$ a $43,2 \pm 11,3$ – 29,7% ; $t_{(18)}=6,14$ com $p<0,001$ e $d=0,92$ com IC^{95} de 0,50 a 1,34), no *Leg Press* (de $57,8 \pm 21,5$ a $96,1 \pm 35,2$ – 66,3%; $t_{(16)}=7,91$ com $p<0,001$ e $d=1,01$ com IC^{95} de 0,58 a 1,44) e no

Chest Press (de $18,8 \pm 4,6$ a $26,9 \pm 6,7$ – 43,1%; $t_{(15)}=8,13$ com $p<0,001$ e $d=1,24$ com IC^{95} de 0,70 a 1,77). Na figura abaixo estão representados os efeitos mencionados.

Figura 16: Diagrama de extremos e quartis dos valores estimados de uma repetição máxima (1RM) na fase inicial, intermédia e final do programa de intervenção do exercício realizado na cadeira extensora (painel A), no Leg Press (painel B) e no Chest Press (painel C); bem como os tamanhos de efeito d de Dunlap (para medidas repetidas) nos três exercícios (Pós-Pré). Losango de fundo claro indica diferença estatisticamente significativa do momento inicial no teste t pareado realizado. Área acinzentada indica intervalo no qual o tamanho de efeito da diferença entre momentos (pré e pós) é trivial.

Uma vez que a carga gerada pelos exercícios de salto não permitiam uma quantificação imediata avaliou-se a força de reação do solo produzida por estas tarefas. Verificou-se que na primeira etapa de treinamento do exercício Drop Jump (com a menor elevação) as participantes produziram $2,4 \pm 0,5$ PC (peso corporal), na segunda etapa (com a

maior elevação) $3,3 \pm 0,8$ PC e no exercício de agachamento com contramovimento (seguido de salto, portanto) $4,0 \pm 0,7$ PC, saltando $9,7 \pm 2,9$ cm.

Na tentativa de descrever a carga interna a que as participantes estavam sujeitas no protocolo de treinamento aplicou-se um questionário diário acerca das suas percepções. Na figura 17 estão representadas estas percepções em relação ao esforço, recuperação e dor provocada pelo programa de treinamento proposto.

Figura 17: Valores semanais (S1 a S20) da percepção subjetiva de esforço (painel A), percepção da qualidade de recuperação (painel B) e da percepção subjetiva de dor de membros inferiores (painel C) e de membros superiores (painel D) das participantes do programa de intervenção.

6.3 Análise das variáveis ósseas e composição corporal

A análise multivariada de covariância (MANCOVA) realizada apontou diferenças estatisticamente significantes entre os efeitos dos dois grupos de estudo na densidade mineral óssea (DMO) de coluna ($T^2=0,731$; $F_{(1,27)}=3.95$ com $p=0,008$). Os efeitos significantes foram encontrados para a DMO da vértebra lombar L1 ($F_{(1,31)}=9,94$ com $p=0,004$), L2 ($F_{(1,31)}=7,67$ com $p=0,009$), L3 ($F_{(1,31)}=4,45$ com $p=0,043$) e para a DMO total ($F_{(1,31)}=10,38$ com $p=0,003$). Já para a DMO da L4 não foram encontradas diferenças significantes ($F_{(1,31)}=1,01$ com $p=0,322$). A análise de covariância (ANCOVA) realizada identificou uma diferença estatisticamente significativa para o valor de T-score (TS) da DMO de coluna (L1-L4) ($F_{(1,35)}=13,9$ com $p=0,001$).

A MANCOVA realizada para os valores do escore trabecular (TBS) também apresentou diferenças estatísticas ($T^2=0,669$ com $F_{(1,25)}=3.34$ com $p=0,019$). Os valores de TBS para a L2 ($F_{(1,29)}=5,35$ com $p=0,028$), L4 ($F_{(1,29)}=8,95$ com $p=0,006$) e L1-L4 ($F_{(1,29)}=5,54$ com $p=0,026$) apresentaram diferenças significantes, enquanto que para os valores de TBS de L1 ($F_{(1,29)}=1.96$ com $p=0,173$) e L3 ($F_{(1,29)}=0,68$ com $p=0,46$) não foram significantes. A ANCOVA realizada para o valor de TS do TBS da coluna (L1-L4) identificou uma diferença significativa ($F_{(1,33)}=5,05$ com $p=0,031$).

Na figura 18 estão representados os tamanhos de efeito g de *Hedges* e respectivos intervalos de confiança (95%) expressando a magnitude das diferenças entre grupo experimental (GE) e grupo controle (GC) para as variáveis de DMO e TBS de coluna.

Figura 18: tamanho de efeito g de Hedges e respectivos intervalos de confiança (95%) da densidade mineral óssea de coluna (DMO) – painel A; e do escore trabecular (TBS) – painel B. Losango de fundo claro indica diferença estatisticamente significativa entre o efeito de grupos na MANCOVA ou ANCOVA realizada. Área acinzentada indica intervalo no qual o tamanho de efeito da diferença entre grupos é trivial.

Relativamente às variáveis de DMO do fêmur, a MANCOVA realizada não encontrou diferenças significantes ($T^2=0,020$ com $F_{(1,33)}=0.322$ com $p=0,727$). Da mesma forma, a ANCOVA realizada para a variável TS do colo do fêmur também não detectou efeito estatisticamente significativo ($F_{(1,35)}=1,10$ com $p=0,302$).

Apesar da MANCOVA realizada para o primeiro grupo de variáveis extraídas da microarquitetura óssea de tíbia (HRpQCT) ter apontado significância estatística ($T^2=0,343$; $F_{(1,30)}=3,43$ com $p=0,029$), a análise múltipla de médias (Sidak) não revelou diferenças significantes para a DMO total ($F_{(1,32)}=3,22$ com $p=0,082$), DMO trabecular ($F_{(1,32)}=3,50$ com $p=0,071$) ou DMO cortical ($F_{(1,32)}=2,57$ com $p=0,119$). Já no segundo grupo de variáveis selecionadas, a MANCOVA apontou diferenças significantes ($T^2=0,528$; $F_{(1,26)}=2,743$ com $p=0,040$) e a análise múltipla de médias subsequente apontou diferenças significantes para a variável Tb.N ($F_{(1,30)}=4,25$ com $p=0,048$), Tb.Esp ($F_{(1,30)}=6,74$ com $p=0,014$), Tb.Sp ($F_{(1,30)}=5,21$ com $p=0,030$) e Tb.1/N.DP ($F_{(1,30)}=5,22$ com $p=0,030$). A variável VO/VT não apresentou diferenças significantes ($F_{(1,30)}=3,90$ com $p=0,058$). Por fim, a ANCOVA realizada apontou ausência de

diferenças significantes entre efeitos de grupos para a variável Ct.Esp ($F_{(1,34)}=0,74$ com $p=0,396$).

Para as variáveis de resistência calculadas por elementos finitos a MANCOVA identificou diferenças significantes ($T^2=0,307$; $F_{(1,30)}=3,067$ com $p=0,043$). Foram encontradas diferenças significantes para as variável S ($F_{(1,32)}=7,87$ com $p=0,008$) e Tb.VM ($F_{(1,32)}=5,67$ com $p=0,023$) e para a variável Ct.VM ($F_{(1,32)}=0,00$ com $p=0,987$) não foram encontradas diferenças significantes. A ANOVA realizada para a variável F ult. também não identificou diferenças estatisticamente significantes ($F_{(1,33)}=0,36$ com $p=0,555$).

Na figura 19 estão representados os tamanhos de efeito e seus intervalos de confiança a 95% das variáveis relativas à microarquitetura de tíbia.

Figura 19: tamanho de efeito g de Hedges e respectivos intervalos de confiança (95%) dos parâmetros de microarquitetura óssea de tíbia (HRpQCT). DMO.t: densidade mineral óssea total; DMO.Tb: densidade mineral óssea trabecular; DMO.Ct: densidade mineral óssea cortical; VO/VT: relação volume ósseo e volume total; Tb.N: número de trabéculas; Tb.Esp: espessura trabecular; Tb.Sp: separação de trabéculas;

Ct.Esp: espessura cortical; S: rigidez do tecido; F. ult: estimativa da carga compressiva máxima suportada; Tb.VM: critério de falha trabecular de von Mises; Ct.VM: critério de falha cortical de von Mises. Losango de fundo claro indica diferença estatisticamente significativa entre o efeito de grupos na MANCOVA ou ANCOVA realizada. Área acinzentada indica intervalo no qual o tamanho de efeito da diferença entre grupos é trivial.

As duas MANCOVAs realizadas para avaliar a diferença dos efeitos do período de treinamento nos grupos experimental e controle não identificaram significância estatística ($T^2=0,033$; $F_{(1,29)}=0,32$ com $p=0,811$ e $T^2=0,190$; $F_{(1,25)}=0,95$ com $p=0,467$) nas variáveis de DMO (DMO.t, DMO.Tb, DMO.Ct) ou microestrutura (VO/VT, Tb.N, Tb.Esp, Tb.Sp, Ct.Esp) dos parâmetros de HRpQCT de rádio. Contudo, a MANCOVA das variáveis obtidas pelos elementos finitos identificou efeito estatisticamente significativo ($T^2=0,441$; $F_{(1,27)}=2,98$ com $p=0,037$). A comparação de médias subsequente identificou diferenças para as variáveis F. ult ($F_{(1,30)}=4,62$ com $p=0,040$) e Ct.VM ($F_{(1,30)}=6,17$ com $p=0,019$) e ausência de diferenças significantes para as variáveis S ($F_{(1,30)}=3,13$ com $p=0,087$) e Tb.VM ($F_{(1,30)}=0,57$ com $p=0,455$).

Na tabela 2 estão expressas as médias estimadas, desvios padrão estimados, diferença das médias estimadas dos grupos experimental e controle e respectivo tamanho de efeito, diferença das médias finais e iniciais do GE e do GC para os parâmetros ósseos de coluna lombar, tíbia e rádio.

Tabela 2: Médias estimadas ($\bar{x}_{est}$), desvios padrão estimados (σ_{est}), tamanho de efeito (g) e intervalos de confiança (95%), probabilidade de superioridade do grupo experimental (P_s), diferença absoluta (Δ) e porcentual (% Δ) da média do grupo experimental e controle (GE – GC); diferença absoluta e porcentual da média após o período de intervenção e da média inicial (Pós – Pré), para o grupo experimental e para o grupo controle. TS: T score; TBS: escore trabecular; DMO: densidade mineral óssea; DMO.t: densidade mineral óssea total; DMO.Tb: densidade mineral óssea trabecular; DMO.Ct: densidade mineral óssea cortical; VO/VT: relação volume ósseo e volume total; Tb.N: número de trabéculas; Tb.Esp: espessura trabecular; Tb.Sp: separação de trabéculas; Ct.Esp: espessura cortical; S: rigidez do tecido; F. ult: estimativa da carga compressiva máxima suportada; Tb.VM: critério de falha trabecular de von Mises; Ct.VM: critério de falha cortical de von Mises. * diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) na MANCOVA ou ANCOVA realizada.

Variáveis	GE	GC	g [Lim ⁺ Lim ⁻]	P_s	[GE - GC]	GE [Pós-Pré]	GC [Pós-Pré]
	$\bar{x}_{est}$ (σ_{est})	$\bar{x}_{est}$ (σ_{est})			Δ (% Δ)	Δ (% Δ)	Δ (% Δ)
DMO L1, g/cm ² *	0,86 (0,05)	0,81 (0,05)	1,05 [0,37 a 1,73]	0,85	0,047 (5,8)	0,034 (4,1)	-0,015 (-1,8)
DMO L2, g/cm ² *	0,90 (0,03)	0,87 (0,03)	0,92 [0,25 a 1,59]	0,82	0,031 (3,6)	0,004 (0,5)	-0,025 (-2,8)
DMO L3, g/cm ² *	0,93 (0,04)	0,9 (0,04)	0,69 [0,03 a 1,35]	0,76	0,030 (3,3)	0,008 (0,9)	-0,020 (-2,2)
DMO L4, g/cm ²	0,96 (0,04)	0,94 (0,04)	0,33 [-0,31 a 0,98]	0,63	0,014 (1,5)	0,004 (0,4)	-0,013 (-1,4)
DMO L1-L4, g/cm ² *	0,92 (0,03)	0,89 (0,03)	1,06 [0,38 a 1,74]	0,86	0,030 (3,4)	0,012 (1,3)	-0,019 (-2,1)
TS DMO L1-L4 *	-1,19 (0,31)	-1,57 (0,31)	1,22 [0,52 a 1,91]	0,89	0,380 (-)	0,205 (-)	-0,171 (-)
TBS L1	1,23 (0,09)	1,17 (0,09)	0,48 [-0,18 a 1,15]	0,69	0,041 (3,5)	0,034 (2,8)	-0,019 (-1,6)
TBS L2 *	1,27 (0,08)	1,22 (0,08)	0,78 [0,10 a 1,46]	0,78	0,047 (3,9)	-0,003 (-0,2)	-0,049 (-3,9)
TBS L3	1,27 (0,08)	1,25 (0,08)	0,28 [-0,38 a 0,94]	0,61	0,020 (1,6)	0,015 (1,2)	0,000 (0,0)
TBS L4 *	1,28 (0,07)	1,22 (0,07)	1,02 [0,32 a 1,71]	0,85	0,050 (4,1)	0,026 (2,1)	-0,03 (-2,4)
TBS L1-L4 *	1,26 (0,05)	1,22 (0,05)	0,80 [0,12 a 1,49]	0,79	0,039 (3,2)	0,013 (1,1)	-0,025 (-2,0)
TS TBS L1-L4 *	-0,36 (0,59)	-0,82 (0,60)	0,77 [0,09 a 1,45]	0,78	0,459 (-)	0,235 (-)	-0,238 (-)
DMO Colo, g/cm ²	0,73 (0,02)	0,72 (0,02)	0,21 [-0,43 a 0,85]	0,58	0,000 (0,6)	-0,007 (-1,0)	-0,008 (-1,2)
DMO.t Fêmur, g/cm ²	0,84 (0,01)	0,84 (0,01)	-0,08 [-0,72 a 0,56]	0,47	0,000 (-0,1)	-0,003 (-0,3)	-0,001 (-0,1)
TS Colo Fêmur	-1,09 (0,28)	-1,19 (0,28)	0,35 [-0,30 a 0,99]	0,64	0,100 (-)	0,026 (-)	-0,071 (-)

Continuação da tabela 2

Variáveis	GE $\bar{x}_{est} (\sigma_{est})$	GC $\bar{x}_{est} (\sigma_{est})$	g [Lim ⁺ a Lim ⁺]	P _s	[GE - GC] Δ (% Δ)	GE [Pós-Pré] Δ (% Δ)	GC [Pós-Pré] Δ (% Δ)
DMO.t Tíbia, mg HA/cm ³	261 (5)	258 (5)	0,62 [-0,04 a 1,29]	0,73	3,1 (1,2)	0,4 (0,2)	-3,1 (-1,2)
DMO.Tb Tíbia., mg HA/cm ³	136 (3)	134 (3)	0,65 [-0,02 a 1,32]	0,74	2,4 (1,8)	-0,9 (-0,6)	-3,9 (-3,0)
DMO.Ct Tíbia., mg HA/cm ³	855 (11)	849,6 (11)	0,47 [-0,19 a 1,13]	0,68	5,5 (0,7)	6,4 (0,8)	1,0 (0,1)
VO/VT Tíbia, %	0,12 (0,01)	0,11 (0,01)	0,63 [-0,03 a 1,3]	0,74	0,003 (2,8)	0,000 (0,2)	-0,003 (-3,1)
Tb.N Tíbia, 1/mm *	1,6 (0,18)	1,7 (0,18)	-0,42 [-1,08 a 0,23]	0,34	-0,077 (-4,6)	-0,064 (-3,8)	0,016 (1,0)
Tb.Esp Tíbia, mm *	0,07 (0,01)	0,07 (0,01)	0,82 [0,15 a 1,5]	0,79	0,006 (9)	0,002 (3,4)	-0,003 (-4,3)
Tb.Sp Tíbia, mm *	0,59 (0,06)	0,56 (0,06)	0,56 [-0,10 a 1,22]	0,71	0,036 (6,4)	0,034 (6,3)	0,002 (0,3)
Ct.Esp Tíbia, mm	1,02 (0,03)	1,01 (0,03)	0,29 [-0,37 a 0,94]	0,61	0,007 (0,7)	0,005 (0,5)	-0,002 (-0,3)
S Tíbia, N/mm *	178500 (9858)	176680 (9866)	0,19 [-0,47 a 0,84]	0,57	1820 (1)	3980 (2,3)	-833 (-0,5)
F. ult Tíbia, N	8521 (389)	8443 (389)	0,2 [-0,46 a 0,86]	0,58	78 (0,9)	162 (1,9)	-45 (-0,5)
Tb.VM Tíbia, N/mm ² *	55 (5,1)	54 (5,1)	0,3 [-0,36 a 0,96]	0,62	1,5 (2,9)	1,9 (3,6)	-0,1 (-0,2)
Ct.VM Tíbia, N/mm ²	87,3 (0,7)	87,4 (0,71)	-0,16 [-0,81 a 0,5]	0,44	-0,1 (-0,1)	0,2 (0,2)	0,3 (0,34)
DMO.t Rádio, mg HA/cm ³	288 (10)	284 (10)	0,48 [-0,20 a 1,15]	0,68	4,8 (1,7)	2,5 (0,9)	-2,3 (-0,8)
DMO.Tb Rádio, mg HA/cm ³	139 (5)	139 (5)	0,05 [-0,61 a 0,71]	0,52	0,2 (0,2)	0,4 (0,3)	-0,3 (-0,2)
DMO.Ct Rádio, mg HA/cm ³	848 (20)	839 (20)	0,45 [-0,22 a 1,12]	0,67	9,1 (1,1)	6,6 (0,8)	-4,7 (-0,5)
VO/VT Rádio, %	0,12 (0,0)	0,12 (0,0)	0,00 [-0,66 a 0,66]	0,50	0,0 (0,0)	0,0 (0,3)	0,0 (0,0)
Tb.N Rádio, 1/mm	1,87 (0,19)	1,82 (0,19)	0,22 [-0,44 a 0,89]	0,59	0,043 (2,4)	-0,004 (-0,2)	-0,007 (-0,4)
Tb.Esp Rádio, mm	0,06 (0,01)	0,06 (0,01)	0,13 [-0,54 a 0,79]	0,55	0,001 (1,3)	0,00 (0,2)	0,00 (0,0)
Tb.Sp Rádio, mm	0,49 (0,05)	0,5 (0,05)	-0,06 [-0,73 a 0,6]	0,48	-0,003 (-0,7)	0,004 (0,8)	-0,002 (-0,4)
Ct.Esp Rádio, mm	0,66 (0,04)	0,65 (0,04)	0,38 [-0,29 a 1,04]	0,65	0,014 (2,2)	0,008 (1,2)	-0,008 (-1,2)
S Rádio, N/mm	66256 (3588)	64108 (3634)	0,6 [-0,06 a 1,25]	0,79	2409 (3,8)	1449 (2,2)	-758 (-1,2)
F. ult Rádio, N	3182 (152)	3071 (154)	0,72 [0,06 a 1,38]	0,74	117 (3,8)	75 (2,4)	-33 (-1,1)
Tb.VM Rádio, N/mm ²	46 (3,4)	46,9 (3,5)	-0,25 [-0,9 a 0,39]	0,45	-0,46 (-1,0)	-0,31 (-0,7)	1,05 (2,4)
Ct.VM Rádio, N/mm ² *	81,6 (2,6)	79,4 (2,6)	0,84 [0,17 a 1,5]	0,79	2,0 (2,5)	1,3 (1,6)	-0,98 (-1,2)

Relativamente à composição corporal, as quatro MANCOVAs realizadas não detectaram efeitos estatisticamente significantes em qualquer das variáveis de massa gorda, massa magra e percentual de massa gorda para os membros superiores ($T^2=0,064$; $F_{(1,31)}=0,66$ com $p=0,581$), membros inferiores ($T^2=0,071$; $F_{(1,31)}=0,74$ com $p=0,537$), tronco ($T^2=0,098$; $F_{(1,31)}=1,01$ com $p=0,400$) e corpo total ($T^2=0,107$; $F_{(1,31)}=1,10$ com $p=0,363$).

Na figura 20 estão representados os tamanhos de efeito e intervalos de confiança das variáveis de composição corporal.

Figura 20: tamanho de efeito g de Hedges e respectivos intervalos de confiança (95%) dos parâmetros de composição corporal. MMSS: membros superiores, MMII: membros inferiores; MG: massa gorda; MM: massa magra. Losango de fundo escuro indica ausência de diferença estatisticamente significativa entre o efeito de grupos na MANCOVA ou ANCOVA realizada. Área acinzentada indica intervalo no qual o tamanho de efeito da diferença entre grupos é trivial.

Tabela 3: Médias estimadas ($\bar{x}_{est}$), desvios padrão estimados (σ_{est}), tamanho de efeito (g) e intervalos de confiança (95%), probabilidade de superioridade do grupo experimental (P_s), diferença absoluta (Δ) e porcentual (% Δ) da média do grupo experimental e controle (GE – GC); diferença absoluta e porcentual da média após o período de intervenção e da média inicial (Pós – Pré), para o grupo experimental e para o grupo controle da massa gorda (MG), massa magra (MM) e porcentual da massa gorda (%MG) de membros inferiores (MMII), membros superiores (MMSS), tronco e corpo total.

Variáveis	GE $\bar{x}_{est} (\sigma_{est})$	GC $\bar{x}_{est} (\sigma_{est})$	g [Lim ⁺ Lim ⁺]	P_s	[GE - GC] Δ (% Δ)	GE [Pós-Pré] Δ (% Δ)	GC [Pós-Pré] Δ (% Δ)
MMSS MG, g	3046 ₍₃₂₇₎	3132 ₍₃₃₀₎	-0,26 [-0,91 a 0,37]	0,39	-86 _(-2,7)	-52,4 _(-1,8)	12,0 _(0,4)
MMSS MM, g	4243 ₍₂₉₃₎	4207 ₍₂₉₅₎	0,12 [-0,53 a 0,75]	0,54	36 _(0,9)	21,2 _(0,5)	1,6 _(0,0)
MMSS %MG	39,9 _(3,3)	41,0 _(3,4)	-0,34 [-0,93 a 0,36]	0,39	-1,1 _(-2,7)	-0,6 _(-1,5)	0,2 _(0,5)
MMII MG, g	8766 ₍₈₃₃₎	9048 ₍₈₃₆₎	-0,34 [-1,06 a 0,23]	0,34	-282 _(-3,1)	-328,6 _(-3,8)	37,8 _(0,4)
MMII MM, g	12817 ₍₇₁₈₎	12500 ₍₇₂₀₎	0,44 [-0,19 a 1,1]	0,68	317 _(2,5)	444,9 _(3,7)	115,4 _(0,9)
MMII %MG	38,9 _(2,9)	40,4 _(3,0)	-0,48 [-1,25 a 0,05]	0,27	-1,5 _(-3,7)	-1,8 _(-4,5)	-0,1 _(-0,3)
Tronco MG, g	12672 ₍₁₁₅₀₎	13069 ₍₁₁₅₇₎	-0,34 [-0,99 a 0,3]	0,37	-396 _(-3,03)	-283 _(-2,38)	9,22 _(0,06)
Tronco MM, g	20916 ₍₁₁₅₄₎	20625 ₍₁₁₆₁₎	0,25 [-0,39 a 0,89]	0,60	291 _(1,41)	460 _(2,32)	203 _(0,96)
Tronco %MG	36,6 _(2,7)	37,7 _(2,7)	-0,41 [-1,05 a 0,24]	0,34	-1,10 _(-2,93)	-1,04 _(-2,84)	-0,25 _(-0,63)
Corpo Tot. MG, g	24482 ₍₂₁₇₅₎	25252 ₍₂₁₈₈₎	-0,35 [-1 a 0,29]	0,36	-770 _(-3,05)	-664 _(-2,83)	59 _(0,22)
Corpo Tot. MM, g	38082 ₍₁₇₄₄₎	37202 ₍₁₇₅₅₎	0,50 [-0,15 a 1,15]	0,69	880 _(2,37)	1116 _(3,12)	320 _(0,83)
Corpo Tot. %MG	37,9 _(2,6)	39,2 _(2,7)	-0,47 [-1,11 a 0,18]	0,32	-1,23 _(-3,15)	-1,27 _(-3,30)	-0,17 _(-0,42)

6.4 Análise do desempenho muscular

A ANCOVA realizada para avaliar as diferenças na força muscular máxima entre grupos apresentou significância estatística ($F_{(1,34)}=47,78$ com $p<0,001$). Da mesma forma, a MANCOVA realizada para analisar as diferenças no pico de potência de extensores de joelho revelou significância estatística ($T^2=0,619$; $F_{(1,25)}=3,95$ com $p=0,026$) para a condição de carga de 50% de 1RM ($F_{(1,29)}=10,70$ com $p=0,003$), 60% de 1RM ($F_{(1,29)}=8,28$ com $p=0,007$) e 70% de 1RM ($F_{(1,29)}=4,58$ com $p=0,041$). As cargas de 30% de 1RM ($F_{(1,29)}=2,94$ com $p=0,097$) e 80% de 1RM ($F_{(1,29)}=2,63$ com $p=0,116$) não apresentaram diferenças significantes.

Na segunda MANCOVA, para identificar diferenças na média de potência de extensores de joelho, situação semelhante foi encontrada ($T^2=0,751$; $F_{(1,25)}=3,76$ com $p=0,011$). Desta forma, as condições de carga de 50% de 1RM ($F_{(1,29)}=10,00$ com $p=0,004$), 60% de 1RM ($F_{(1,29)}=12,76$ com $p=0,001$) e 70% de 1RM ($F_{(1,29)}=9,64$ com $p=0,004$) apresentaram significância estatística enquanto que as de 30% de 1RM ($F_{(1,29)}=0,64$ com $p=0,429$) e 80% de 1RM ($F_{(1,29)}=4,04$ com $p=0,054$) não apresentaram diferenças estatísticas.

A MANCOVA realizada para o pico de torque de extensores de joelho também revelou diferenças significantes ($T^2=0,598$; $F_{(1,25)}=2,99$ com $p=0,030$). Nesta, as condições de carga de 50% de 1RM ($F_{(1,29)}=4,56$ com $p=0,041$), 60% de 1RM ($F_{(1,29)}=6,15$ com $p=0,019$), 70% de 1RM ($F_{(1,29)}=7,49$ com $p=0,010$) e de 80% de 1RM ($F_{(1,29)}=6,08$ com $p=0,020$) apresentaram significância, ao passo que a condição de 30% de 1RM ($F_{(1,29)}=0,29$ com $p=0,595$) não.

As MANCOVAs para o trabalho ($T^2=0,236$; $F_{(1,25)}=1,18$ com $p=0,347$), pico de velocidade ($T^2=0,472$; $F_{(1,25)}=2,36$ com $p=0,070$) e velocidade média ($T^2=0,344$; $F_{(1,25)}=1,72$ com $p=0,167$) de extensores de joelho não apresentaram diferenças significantes.

Na figura 21 estão expressas as magnitudes das diferenças entre os dois grupos, nestas variáveis, após o período de intervenção.

Figura 21: tamanho de efeito g de *Hedges* e respectivos intervalos de confiança (95%) da diferença dos efeitos do período de intervenção entre grupo experimental e grupo controle no pico de potência (painel A), na potência média (painel B), no pico de torque (painel C), no trabalho (painel D), na velocidade pico (painel E) e na velocidade média (painel F) de extensores de joelho nas cinco condições de carga estabelecidas (30%, 50%, 60%, 70% e 80% do máximo estimado - 1RM). Círculo de fundo claro indica diferença estatisticamente significativa entre o efeito de grupos na MANCOVA realizada. Área acinzentada indica intervalo no qual o tamanho de efeito da diferença entre grupos é trivial.

Tabela 4: Médias estimadas ($\bar{x}_{est}$), desvios padrão estimados (σ_{est}), tamanho de efeito (g) e intervalos de confiança (95%), probabilidade de superioridade do grupo experimental (P_s), diferença absoluta (Δ) e porcentual (% Δ) da média do grupo experimental e controle (GE – GC); diferença absoluta e porcentual da média após o período de intervenção e da média inicial (Pós – Pré), para o grupo experimental e para o grupo controle da força máxima estimada de extensor de joelho (FmaxEJ), do pico de potência (pPot), potência média (mePot) e pico de torque (pTor) de extensores de joelho nas condições de carga de 30%, 50%, 60%, 70% e 80% do máximo estimado. * diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) na MANCOVA ou ANCOVA realizada.

Variáveis	GE $\bar{x}_{est}$ (σ_{est})	GC $\bar{x}_{est}$ (σ_{est})	g [Lim ⁺ Lim ⁻]	P_s	[GE - GC] Δ (% Δ)	GE [Pós-Pré] Δ (% Δ)	GC [Pós-Pré] Δ (% Δ)
FmaxEJ, kg *	32 (2)	27 (2)	2,39 [1,51 a 3,26]	0,99	4,7 (17,0)	4,2 (15,2)	-0,4 (-1,5)
pPot 30, W	115 (14)	104 (16)	0,72 [0,04 a 1,41]	0,77	10,8 (10,4)	16,8 (16,3)	1,7 (1,8)
pPot 50, W *	127 (18)	102 (19)	1,38 [0,65 a 2,12]	0,92	25,3 (24,8)	18,5 (14,7)	5,4 (7,4)
pPot 60, W *	143 (18)	119 (20)	1,22 [0,5 a 1,94]	0,89	23,3 (19,5)	18,6 (14,3)	3,7 (3,5)
pPot 70, W *	141 (19)	123 (21)	0,91 [0,21 a 1,6]	0,82	18,3 (14,9)	17 (12,9)	1,2 (1,1)
pPot 80, W	134 (19)	120 (21)	0,69 [0,00 a 1,37]	0,75	13,9 (11,6)	11,1 (8,8)	2,4 (2,1)
mePot 30, W	76 (11)	72 (13)	0,34 [-0,33 a 1,01]	0,63	4,1 (5,7)	9,9 (13,9)	1,3 (2,0)
mePot 50, W *	80 (13)	62 (14)	1,34 [0,61 a 2,07]	0,91	17,8 (28,8)	8 (9,7)	1,7 (3,9)
mePot 60, W *	88 (11)	71 (12)	1,51 [0,76 a 2,26]	0,93	17,1 (24,2)	10,3 (12,7)	0,7 (1,1)
mePot 70, W *	86 (11)	70 (12)	1,32 [0,59 a 2,04]	0,91	15,6 (22,3)	9 (11,3)	0,4 (0,6)
mePot 80, W	80 (14)	68 (15)	0,85 [0,16 a 1,54]	0,80	12 (17,6)	3,8 (4,9)	0,9 (1,3)
pTor 30, Nm	34 (3)	34 (3)	0,24 [-0,43 a 0,90]	0,59	0,7 (2,1)	3,9 (12,3)	0,1 (0,5)
pTor 50 Nm *	42 (4)	38 (4)	0,94 [0,24 a 1,64]	0,83	3,8 (10,0)	4,5 (10,0)	1,5 (5,5)
pTor 60 Nm *	53 (5)	48 (5)	1,09 [0,38 a 1,80]	0,86	5,2 (11,0)	5,4 (10,7)	0,1 (0,2)
pTor 70 Nm *	59 (5)	53 (6)	1,2 [0,48 a 1,92]	0,89	6,7 (12,6)	5,3 (9,3)	-0,9 (-1,8)
pTor 80 Nm *	65 (5)	60 (6)	1,08 [0,37 a 1,79]	0,86	5,8 (9,8)	6,4 (10,3)	-0,6 (-1,0)

Tabela 5: Médias estimadas ($\bar{x}_{est}$), desvios padrão estimados (σ_{est}), tamanho de efeito (g) e intervalos de confiança (95%), probabilidade de superioridade do grupo experimental (P_s), diferença absoluta (Δ) e porcentual (% Δ) da média do grupo experimental e controle (GE – GC); diferença absoluta e porcentual da média após o período de intervenção e da média inicial (Pós – Pré), para o grupo experimental e para o grupo controle do trabalho (Trab), pico de velocidade (pVel) e velocidade média (meVel) de extensores de joelho nas condições de carga de 30%, 50%, 60%, 70% e 80% do máximo estimado

Variáveis	GE $\bar{x}_{est} (\sigma_{est})$	GC $\bar{x}_{est} (\sigma_{est})$	g [Lim ⁺ Lim ⁺]	P_s	[GE - GC] Δ (% Δ)	GE [Pós-Pré] Δ (% Δ)	GC [Pós-Pré] Δ (% Δ)
Trab 30, J	35 (3)	36 (4)	-0,3 [-0,97 a 0,36]	0,38	-1,1 (-2,9)	3,7 (10,7)	-0,1 (-0,3)
Trab 50, J	46 (5)	44 (6)	0,35 [-0,32 a 1,01]	0,64	1,9 (4,3)	4,8 (9,6)	1,2 (4,3)
Trab 60, J	58 (5)	54 (6)	0,61 [-0,07 a 1,29]	0,73	3,5 (6,4)	6,2 (10,7)	-0,9 (-1,8)
Trab 70, J	65 (8)	59 (9)	0,71 [0,03 a 1,39]	0,76	6,1 (10,4)	4,7 (7,3)	-1,4 (-2,6)
Trab 80, J	69 (9)	64 (10)	0,55 [-0,12 a 1,22]	0,71	5 (7,8)	3,7 (5,3)	-1,2 (-2,0)
pVel 30, θ/s	258 (19)	239 (19)	1,01 [0,31 a 1,71]	0,84	19,3 (8,1)	11,3 (4,5)	6,0 (2,6)
pVel 50, θ/s	209 (16)	201 (16)	0,47 [-0,2 a 1,14]	0,68	7,4 (3,7)	6,9 (3,4)	3,8 (2,0)
pVel 60, θ/s	185 (14)	182 (14)	0,25 [-0,42 a 0,91]	0,60	3,4 (1,9)	7,1 (4,0)	6,6 (3,8)
pVel 70, θ/s	163 (15)	159 (15)	0,3 [-0,37 a 0,97]	0,62	4,6 (2,9)	5,4 (3,4)	4,4 (2,9)
pVel 80, θ/s	135 (16)	141 (16)	-0,38 [-1,05 a 0,29]	0,35	-6,2 (-4,4)	-0,6 (-0,4)	4,9 (3,6)
meVel 30, θ/s	185 (16)	175 (16)	0,66 [-0,02 a 1,34]	0,74	10,3 (5,9)	6,4 (3,5)	7,3 (4,5)
meVel 50, θ/s	143 (14)	136 (15)	0,44 [-0,23 a 1,11]	0,67	6,5 (4,8)	0,9 (0,7)	1,7 (1,3)
meVel 60, θ/s	122 (12)	120 (13)	0,2 [-0,46 a 0,87]	0,58	2,5 (2,1)	4,0 (3,4)	3,8 (3,3)
meVel 70, θ/s	105 (12)	101 (12)	0,33 [-0,34 a 0,99]	0,63	3,9 (3,9)	2,7 (2,6)	3,7 (3,8)
meVel 80, θ/s	84 (13)	89 (14)	-0,35 [-1,01 a 0,32]	0,36	-4,7 (-5,3)	-2,6 (-3,0)	3,1 (3,6)

6.5 Análise das variáveis de equilíbrio postural

No primeiro teste de equilíbrio (EQAQ – condição de equilíbrio de olhos abertos) as três MANCOVAs realizadas não identificaram efeitos significantes entre grupos para os parâmetros AmpX, DPx, DP1 e Velx ($T^2=0,079$; $F_{(1,25)}=0,50$ com $p=0,739$); AmpY, DPy, DP2 e VelY ($T^2=0,132$; $F_{(1,25)}=0,83$ com $p=0,522$); ou DP1/DP2 e VelR ($T^2=0,015$; $F_{(1,29)}=0,22$ com $p=0,804$).

No segundo teste de equilíbrio postural (EQOF – condição de equilíbrio de olhos fechados) a situação foi semelhante para os mesmos conjuntos de parâmetros ($T^2=0,256$; $F_{(1,25)}=1,60$ com $p=0,205$; $T^2=0,106$; $F_{(1,25)}=0,66$ com $p=0,623$; e $T^2=0,039$; $F_{(1,29)}=0,57$ com $p=0,572$; respectivamente).

Os parâmetros de equilíbrio da variável EQJOA (equilíbrio com os pés juntos e olhos abertos) AmpX, DPx, DP1 e Velx não apresentaram diferenças significantes ($T^2=0,035$; $F_{(1,25)}=0,22$ com $p=0,924$) na MANCOVA realizada. Para os parâmetros no eixo Y, embora a MANCOVA tenha apresentado significância da estatística multivariada ($T^2=0,488$; $F_{(1,25)}=3,05$ com $p=0,036$), nem AmpY ($F_{(1,28)}=1,86$ com $p=0,183$), DPy ($F_{(1,28)}=0,18$ com $p=0,895$), DP2 ($F_{(1,28)}=0,04$ com $p=0,955$) ou VelY ($F_{(1,28)}=0,13$ com $p=0,718$) apresentaram diferenças significantes quando sujeitos à comparação de médias subsequente. Por fim, para as variáveis DP1/DP2 e VelR a MANCOVA realizada não apresentou diferenças significantes entre grupos ($T^2=0,026$; $F_{(1,29)}=0,38$ com $p=0,689$).

Relativamente ao teste de equilíbrio de apoios juntos de olhos fechados (EQJOF), as três MANCOVAs realizadas não identificaram diferenças significantes nos efeitos dos grupos em qualquer dos parâmetros analisados ($T^2=0,183$; $F_{(1,25)}=1,14$ com $p=0,359$; $T^2=0,116$; $F_{(1,25)}=0,73$ com $p=0,582$; e $T^2=0,123$; $F_{(1,29)}=1,78$ com $p=0,187$).

Tabela 6: Médias estimadas ($\bar{x}_{est}$), desvios padrão estimados (σ_{est}), tamanho de efeito (g) e intervalos de confiança (95%), probabilidade de superioridade do grupo experimental (P_s), diferença absoluta (Δ) e porcentual (% Δ) da média do grupo experimental e controle (GE – GC); diferença absoluta e porcentual da média após o período de intervenção e da média inicial (Pós – Pré), para o grupo experimental e para o grupo controle para a condição de equilíbrio de olhos abertos (EQOA) e de olhos fechados (EQOF), pés juntos de olhos abertos (EQJOA) e fechados (EQJOF) e na posição de tandem de olhos abertos (TANOA) e fechados (TANOF). Amp: amplitude do centro de pressão; DP: desvio padrão do centro de pressão; Vel: velocidade; X: eixo anteroposterior; Y: eixo médio-lateral; R: resultante; DP1(2): desvio padrão da distância dos pontos do centro de pressão ao menor (maior) raio da elipse contendo 95% dos dados. * diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) na MANCOVA ou ANCOVA realizada.

Variáveis	GE	GC	g [Lim ⁺ Lim [*]]	P_s	[GE - GC]	GE [Pós-Pré]	GC [Pós-Pré]
	$\bar{x}_{est} (\sigma_{est})$	$\bar{x}_{est} (\sigma_{est})$			Δ (% Δ)	Δ (% Δ)	Δ (% Δ)
EQOA AmpX, mm	24,8 (7,0)	23,8 (7,0)	0,14 [-0,55 a 0,82]	0,55	1,0 (4,0)	-0,7 (-2,7)	-1,1 (-4,6)
EQOA AmpY, mm	11,1 (3,5)	11 (3,5)	0,02 [-0,66 a 0,70]	0,51	0,1 (0,6)	-0,7 (-5,9)	-0,4 (-3,9)
EQOA DPx, mm	4,7 (1,5)	4,6 (1,5)	0,08 [-0,61 a 0,76]	0,53	0,1 (2,5)	-0,1 (-2,8)	-0,1 (-2,4)
EQOA DPy, mm	2,2 (0,9)	2,1 (0,9)	0,16 [-0,53 a 0,84]	0,56	0,1 (6,9)	0,0 (-0,4)	-0,1 (-5,8)
EQOA DP1, mm	24,3 (7,3)	22,8 (7,3)	0,19 [-0,49 a 0,88]	0,58	1,4 (6,2)	-0,4 (-1,8)	-1,4 (-5,9)
EQOA DP2, mm	8,9 (3,6)	9,5 (3,6)	-0,16 [-0,84 a 0,53]	0,44	-0,6 (-6,0)	-0,4 (-4,1)	0,5 (5,1)
EQOA DP1/DP2, mm	3,2 (1,5)	2,8 (1,5)	0,21 [-0,48 a 0,89]	0,58	0,3 (10,8)	0,3 (10,4)	0,0 (0,1)
EQOA VelR, mm/s	8,5 (1,2)	8,4 (1,2)	0,11 [-0,58 a 0,79]	0,54	0,1 (1,6)	0,0 (0,2)	-0,1 (-1,1)
EQOA VelX, mm/s	7,8 (1,2)	7,6 (1,2)	0,19 [-0,49 a 0,88]	0,58	0,2 (3,2)	0,2 (2,5)	0,0 (-0,6)
EQOA VelY, mm/s	3,3 (0,5)	3,4 (0,5)	-0,29 [-0,98 a 0,39]	0,38	-0,1 (-4,3)	-0,4 (-9,8)	-0,1 (-3,4)
EQOF AmpX, mm	29,8 (8,9)	26,1 (8,9)	0,42 [-0,27 a 1,11]	0,66	3,8 (14,4)	0,5 (1,7)	-2,5 (-9,0)
EQOF AmpY, mm	11,8 (4,2)	13 (4,2)	-0,29 [-0,98 a 0,39]	0,38	-1,2 (-9,4)	-1,3 (-9,6)	0,8 (7)
EQOF DPx, mm	5,2 (1,6)	5,0 (1,6)	0,13 [-0,55 a 0,82]	0,55	0,2 (4,2)	-0,3 (-5,9)	-0,4 (-7,1)
EQOF DPy, mm	2,3 (1,2)	2,6 (1,2)	-0,31 [-0,99 a 0,38]	0,38	-0,4 (-13,8)	-0,3 (-11,6)	0,3 (11,8)
EQOF DP1, mm	25,7 (7,6)	25,5 (7,6)	0,03 [-0,65 a 0,72]	0,51	0,2 (1,0)	-2,4 (-8,3)	-1,5 (-5,7)
EQOF DP2, mm	10,3 (4,6)	11,4 (4,6)	-0,22 [-0,91 a 0,46]	0,41	-1,0 (-9,0)	-0,3 (-2,7)	0,9 (8,6)
EQOF DP1/DP2, mm	2,9 (1,3)	2,5 (1,3)	0,29 [-0,40 a 0,97]	0,61	0,4 (14,3)	-0,1 (-2,2)	-0,2 (-6,7)
EQOF VelR, mm/s	10,2 (1,7)	9,7 (1,7)	0,3 [-0,39 a 0,98]	0,62	0,5 (5,2)	-0,2 (-1,5)	-0,7 (-6,3)
EQOF VelX, mm/s	9,4 (1,8)	8,8 (1,8)	0,32 [-0,36 a 1,01]	0,63	0,6 (6,7)	0,0 (0,2)	-0,5 (-5,9)
EQOF VelY, mm/s	3,9 (1,0)	4,0 (1,0)	-0,12 [-0,80 a 0,57]	0,45	-0,1 (-2,9)	-0,4 (-9,0)	-0,2 (-4,4)

(continuação da tabela 6)

Variáveis	GE $\bar{x}_{est} (\sigma_{est})$	GC $\bar{x}_{est} (\sigma_{est})$	g [Lim ⁺ Lim ⁻]	P _s	[GE - GC] Δ (% Δ)	GE [Pós-Pré] Δ (% Δ)	GC [Pós-Pré] Δ (% Δ)
EQJOA AmpX, mm	27 _(8,4)	28,9 _(8,4)	-0,23 [-0,91 a 0,46]	0,41	-1,9 (-6,6)	-1,3 (-4,5)	0,8 (2,8)
EQJOA AmpY, mm	28,2 _(6,9)	27,1 _(6,9)	0,16 [-0,52 a 0,85]	0,56	1,1 (4,2)	0,9 (3,3)	-0,5 (-1,8)
EQJOA DPx, mm	5,0 _(1,6)	5,6 _(1,6)	-0,35 [-1,04 a 0,34]	0,36	-0,6 (-10,1)	-0,5 (-8,9)	0,1 (1,8)
EQJOA DPy, mm	4,8 _(1,4)	5,1 _(1,4)	-0,21 [-0,89 a 0,47]	0,42	-0,3 (-5,7)	0,1 (1,5)	0,3 (7,0)
EQJOA DP1, mm	27,3 _(8,4)	30,3 _(8,4)	-0,36 [-1,04 a 0,33]	0,36	-3,0 (-9,9)	-2,7 (-9,0)	0,6 (2,1)
EQJOA DP2, mm	20,6 _(4,6)	21,2 _(4,6)	-0,13 [-0,82 a 0,55]	0,45	-0,6 (-2,9)	1,0 (5,3)	1,3 (6,5)
EQJOA DP1/DP2, mm	1,4 _(0,4)	1,4 _(0,4)	-0,11 [-0,79 a 0,58]	0,46	0,0 (-2,7)	-0,2 (-14,9)	-0,1 (-6,3)
EQJOA VelR, mm/s	12,4 _(2,4)	12,7 _(2,5)	-0,12 [-0,81 a 0,56]	0,45	-0,3 (-2,4)	-0,1 (-0,4)	0,5 (4,0)
EQJOA VelX, mm/s	8,5 _(1,8)	8,6 _(1,8)	-0,07 [-0,75 a 0,62]	0,47	-0,1 (-1,4)	0,0 (0,5)	0,2 (1,8)
EQJOA VelY, mm/s	9,0 _(2,1)	9,2 _(2,1)	-0,06 [-0,75 a 0,62]	0,47	-0,1 (-1,5)	-0,1 (-1,0)	0,6 (7,2)
EQJOF AmpX, mm	32,0 _(8,3)	37,4 _(8,3)	-0,64 [-1,34 a 0,06]	0,26	-5,3 (-14,2)	-2,8 (-8,0)	2,6 (7,4)
EQJOF AmpY, mm	31,3 _(7,9)	32,1 _(7,9)	-0,1 [-0,78 a 0,59]	0,46	-0,8 (-2,4)	-0,8 (-2,6)	0,6 (1,8)
EQJOF DPx, mm	5,7 _(1,3)	6,6 _(1,3)	-0,66 [-1,36 a 0,04]	0,26	-0,8 (-12,7)	-0,5 (-8,2)	0,4 (6,3)
EQJOF DPy, mm	5,5 _(1,2)	5,5 _(1,2)	-0,01 [-0,70 a 0,67]	0,49	0,0 (-0,3)	0,0 (-0,8)	0,1 (1,8)
EQJOF DP1, mm	32,1 _(6,0)	33,6 _(6,0)	-0,26 [-0,95 a 0,43]	0,40	-1,6 (-4,6)	-0,8 (-2,5)	0,7 (2,2)
EQJOF DP2, mm	23,5 _(5,1)	24,1 _(5,1)	-0,12 [-0,80 a 0,57]	0,45	-0,6 (-2,5)	-2,1 (-8,1)	1,9 (8,7)
EQJOF DP1/DP2, mm	1,4 _(0,2)	1,4 _(0,2)	0,22 [-0,47 a 0,9]	0,59	0,1 (3,7)	0,1 (7,7)	-0,1 (-4,6)
EQJOF VelR, mm/s	15,2 _(2,7)	16,7 _(2,7)	-0,57 [-1,27 a 0,12]	0,28	-1,5 (-9,2)	-2,1 (-11,7)	0,1 (0,6)
EQJOF VelX, mm/s	10,9 _(2,0)	11,2 _(2,0)	-0,18 [-0,86 a 0,51]	0,43	-0,3 (-3,1)	-0,5 (-4,3)	-0,1 (-1,2)
EQJOF VelY, mm/s	10,6 _(2,4)	11,8 _(2,4)	-0,5 [-1,20 a 0,19]	0,31	-1,2 (-10,1)	-2,4 (-17,2)	0,1 (0,6)

(continuação da tabela 6)

Variáveis	GE $\bar{x}_{est} (\sigma_{est})$	GC $\bar{x}_{est} (\sigma_{est})$	g [Lim ⁺ Lim ⁺]	P _s	[GE - GC] Δ (% Δ)	GE [Pós-Pré] Δ (% Δ)	GC [Pós-Pré] Δ (% Δ)
TANOA AmpX, mm	37,3 (14,6)	31,1 (18,4)	0,43 [-0,32 a 1,17]	0,67	6,2 (19,9)	2,6 (7,9)	-6,2 (-15,6)
TANOA AmpY, mm	42,7 (7,9)	44,4 (8,1)	-0,22 [-0,96 a 0,52]	0,41	-1,7 (-3,9)	-0,6 (-1,5)	0,8 (1,8)
TANOA DPx, mm	6,4 (2,7)	5,3 (3,4)	0,41 [-0,33 a 1,15]	0,66	1,1 (20,4)	0,5 (8,0)	-0,7 (-11,2)
TANOA DPy, mm	7,3 (1,2)	7,7 (1,2)	-0,31 [-1,05 a 0,43]	0,38	-0,4 (-4,8)	0,1 (1,9)	-0,1 (-1,7)
TANOA DP1, mm	41,4 (10,8)	40,2 (13,7)	0,12 [-0,62 a 0,85]	0,55	1,2 (3,1)	3,3 (8,6)	-1,3 (-3,2)
TANOA DP2, mm	25,7 (6,5)	22,6 (6,7)	0,46 [-0,28 a 1,21]	0,68	3,0 (13,4)	0,0 (0,0)	-2,7 (-9,5)
TANOA DP1/DP2, mm	1,8 (0,5)	1,9 (0,5)	-0,17 [-0,91 a 0,56]	0,43	-0,1 (-4,8)	0,1 (4,1)	0,1 (8,6)
TANOA VelR, mm/s	31,5 (4,9)	29,9 (5,0)	0,33 [-0,41 a 1,07]	0,63	1,6 (5,4)	1,8 (6,5)	-2,0 (-5,7)
TANOA VelX, mm/s	17,5 (3,0)	16,0 (3,7)	0,49 [-0,26 a 1,23]	0,69	1,4 (8,9)	0,8 (5,5)	-1,8 (-8,7)
TANOA VelY, mm/s	25,7 (4,2)	25,9 (4,3)	-0,05 [-0,79 a 0,68]	0,48	-0,2 (-0,9)	1,7 (7,0)	-1,1 (-4,2)
TANOF AmpX, mm	38,4 (13,0)	47,5 (13,1)	-0,69 [-1,42 a 0,03]	0,24	-9,0 (-19,0)	-0,5 (-1,3)	3,8 (8,6)
TANOF AmpY, mm	54,6 (10,3)	57,3 (10,5)	-0,26 [-0,97 a 0,45]	0,40	-2,7 (-4,8)	0,3 (0,5)	-1,7 (-2,8)
TANOF DPx, mm *	6,0 (2,1)	7,8 (2,1)	-0,87 [-1,60 a -0,13]	0,19	-1,8 (-23,3)	-0,3 (-4,5)	0,6 (7,8)
TANOF DPy, mm	9,3 (1,8)	10,1 (1,8)	-0,48 [-1,20 a 0,23]	0,31	-0,9 (-8,5)	-0,3 (-3,4)	-0,2 (-1,6)
TANOF DP1, mm	47,8 (8,2)	51,4 (8,3)	-0,45 [-1,16 a 0,27]	0,33	-3,7 (-7,2)	-1,4 (-2,9)	0,2 (0,3)
TANOF DP2, mm	26,1 (10,1)	34,2 (10,2)	-0,8 [-1,53 a -0,07]	0,21	-8,1 (-23,8)	-1,9 (-7,1)	1,6 (4,8)
TANOF DP1/DP2, mm	2,0 (0,5)	1,7 (0,5)	0,57 [-0,15 a 1,29]	0,72	0,3 (18,3)	0,0 (-1,4)	0,0 (-2,0)
TANOF VelR, mm/s	38,1 (7,3)	39,6 (7,3)	-0,2 [-0,91 a 0,51]	0,42	-1,5 (-3,7)	-2,1 (-5,3)	-2,1 (-5,0)
TANOF VelX, mm/s	20,7 (4,5)	23,4 (4,5)	-0,61 [-1,33 a 0,12]	0,27	-2,7 (-11,6)	-2,0 (-9,0)	-0,9 (-3,7)
TANOF VelY, mm/s	31,0 (6,6)	32,7 (6,7)	-0,25 [-0,96 a 0,46]	0,40	-1,7 (-5,2)	-1,1 (-3,5)	-1,9 (-5,6)

Da mesma forma, não foram encontradas diferenças significantes entre grupos na condição de equilíbrio na posição tandem de olhos abertos (TANOA) para os parâmetros analisados ($T^2=0,161$; $F_{(1,22)}=0,88$ com $p=0,490$; $T^2=0,122$; $F_{(1,22)}=0,67$ com $p=0,620$; $T^2=0,034$; $F_{(1,26)}=0,44$ com $p=0,646$).

No entanto, a primeira MANCOVA realizada para a condição de equilíbrio na posição tandem de olhos fechados (TANOF) apontou efeito significativo de grupo ($T^2=0,369$; $F_{(1,25)}=3,06$ com $p=0,046$). Na análise subsequente apenas o parâmetro DPx apresentou diferenças significantes ($F_{(1,27)}=5,53$ com $p=0,026$) ao passo que as diferenças de AmpX ($F_{(1,27)}=3,54$ com $p=0,071$) e VelX ($F_{(1,27)}=2,72$ com $p=0,111$) não foram significantes. Os parâmetros AmpY, DPy, VelY e DP2 não apresentaram efeito de grupo ($T^2=0,243$; $F_{(1,25)}=1,40$ com $p=0,266$) na segunda MANCOVA realizada, bem como o DP1/DP2 e VelR ($T^2=0,092$; $F_{(1,27)}=1,24$ com $p=0,305$). A ANCOVA realizada para a variável DP1 não encontrou diferenças significantes de efeito de grupo ($F_{(1,29)}=1,50$ com $p=0,231$).

Figura 22: tamanho de efeito g de Hedges e respectivos intervalos de confiança (95%) da amplitude anteroposterior (AmpX) e médio-lateral (AmpY) do centro de pressão, desvio padrão anteroposterior (AmpX) e médio-lateral (AmpY) do centro de pressão, e velocidade anteroposterior (VelX) e médio-lateral (VelY) do centro de pressão nas condições de equilíbrio de olhos abertos (painel A) e de olhos fechados (painel B). EQOA / EQOF: condição de equilíbrio pés afastados e olhos abertos / fechados; EQJOA/EQJOF: condição de equilíbrio pés juntos e olhos abertos / fechados; TANOA / TANOF: condição

de equilíbrio tandem e olhos abertos / fechados. Área acinzentada indica intervalo no qual o tamanho de efeito da diferença entre grupos é trivial.

6.6 Análise da marcha

6.6.1 Indicadores Cinemáticos Da Marcha

6.6.1.1 Velocidade Auto-Selecionada

A primeira MANCOVA realizada apontou efeito significativo da diferença entre grupos ($T^2=0,372$; $F_{(1,28)}=3,48$ com $p=0,029$), sendo que apenas a variável comprimento de passada apresentou diferença significativa ($F_{(1,30)}=1,87$ com $p=0,023$). A velocidade de marcha auto-selecionada ($F_{(1,30)}=3,38$ com $p=0,076$) e a cadência de marcha auto-selecionada ($F_{(1,30)}=1,87$ com $p=0,181$) não apresentaram diferenças significantes.

As ANCOVAs realizadas para as variáveis AS.DA ($F_{(1,30)}=0,06$ com $p=0,814$), AS.Ap.Uni ($F_{(1,30)}=1,83$ com $p=0,186$) e AS.fApoio ($F_{(1,30)}=4,08$ com $p=0,052$) também não apresentaram diferenças significantes. Estas análises, pela relação linear que apresentaram com a velocidade de marcha (AS.DA: $r=-0,49$ com $p<0,001$; AS.Ap.Uni: $r=0,33$ com $p=0,005$; AS.fApoio: $r=-0,47$ com $p<0,001$) foram ajustadas (a velocidade de marcha foi considerada como covariável).

Relativamente ao tempo de contato (tempo absoluto da fase de apoio da marcha), a ANCOVA ajustada pela velocidade (pela sua dependência linear: $r=-0,61$ com $p<0,001$) não apontou diferenças significantes entre grupos ($F_{(1,30)}=1,41$ com $p=0,244$).

A velocidade de marcha foi igualmente assumida como covariável na segunda MANCOVA realizada pela relação linear que estabeleceu com a velocidade do maléolo no contato inicial ($r=0,49$ com $p<0,001$) e pico de frenagem ($r=-0,58$ com $p<0,001$). Para estas duas variáveis, no entanto, quando ajustada pela velocidade, não foram identificadas diferenças significantes entre grupos ($T^2=0,010$; $F_{(1,28)}=0,14$ com $p=0,869$).

Da mesma forma, por terem apresentado comportamento linearmente dependente da velocidade, a MANCOVA para as variáveis AS.Ang.Joe.Cl ($r=-0,26$ com $p=0,04$), AS.Ang.Qua.Cl ($r=0,28$ com $p=0,02$) e AS.pAng.Tor ($r=-0,68$ com $p<0,001$) foi

igualmente ajustada. Entretanto, não foi identificada significância estatística no teste ($T^2=0,181$; $F_{(1,24)}=1,45$ com $p=0,254$).

Por não ter sido encontrada uma relação linear da velocidade do ciclo de marcha e a variável AS.Ang.Tor.CI ($r=0,16$ com $p=0,201$), a ANCOVA realizada para não foi, por ela, ajustada. Entretanto, não surgiram diferenças significantes $F_{(1,32)}=0,46$ com $p=0,831$).

Para analisar as diferenças nas variáveis que expressam a coordenação da marcha utilizou-se uma ANCOVA ajustada pela velocidade do ciclo de marcha somente para a variável fase relativa joelho/tornozelo durante o apoio, por ter sido a única a apresentar uma relação linear ($r=0,41$ com $p=0,001$). Esta, no entanto, não apresentou efeito significantes de grupo ($F_{(1,30)}=0,89$ com $p=0,352$).

A MANCOVA que analisou as restantes variáveis de coordenação não revelou diferenças significantes entre grupos ($T^2=0,183$; $F_{(1,24)}=1,71$ com $p=0,187$). Da mesma forma, parece não ter havido efeito entre grupos nas variáveis de assimetria analisadas ($T^2=0,046$; $F_{(1,30)}=0,69$ com $p=0,507$).

6.6.1.2 Velocidade máxima

A primeira MANCOVA realizada indicou efeito significativo entre grupos ($T^2=0,411$; $F_{(1,28)}=3,84$ com $p=0,020$). As variáveis MAX.Vel ($F_{(1,30)}=6,41$ com $p=0,017$) e MAX.Cad ($F_{(1,30)}=8,99$ com $p=0,005$) apresentaram efeito significativo entre grupos, ao contrário da variável MAX.Comp.P ($F_{(1,30)}=0,51$ com $p=0,482$).

A ANCOVA realizada para a variável MAX.DA, ajustada pela velocidade de marcha (pela sua dependência linear: $r=-0,45$ com $p<0,001$), apresentou diferença entre grupos estatisticamente significativa ($F_{(1,30)}=5,14$ com $p=0,031$). Já as variáveis MAX.Ap.Uni ($F_{(1,30)}=2,59$ com $p=0,118$) e MAX.fApoio ($F_{(1,30)}=0,16$ com $p=0,686$) não apresentaram diferenças significantes. Estas duas últimas análises foram igualmente ajustadas pela velocidade por apresentarem com ela uma relação linear ($r=0,31$ com $p=0,009$ e $r=-0,42$ com $p<0,001$; respectivamente).

A ANCOVA para a variável tempo de contato, ajustada pela velocidade (pela sua dependência linear: $r=-0,78$ com $p<0,001$), não apontou diferenças significantes entre grupos ($F_{(1,30)}=1,46$ com $p=0,236$).

A segunda MANCOVA foi igualmente ajustada pela velocidade (as variáveis MAX.Vel.Ma.CI e pFren apresentaram, respectivamente, $r=0,26$ com $p=0,03$ e $r=-0,55$ com $p<0,001$; de associação linear com a velocidade de marcha). A análise, porém, não revelou diferenças significantes entre grupos ($T^2=0,084$; $F_{(1,28)}=1,81$ com $p=0,322$).

A variável MAX.Ang.Joe.CI não apresentou associação linear ($r=-0,02$ com $p=0,879$) com a velocidade de marcha, pelo que a sua ANCOVA não foi ajustada. Esta não revelou diferenças estatisticamente significantes entre grupos ($F_{(1,31)}=0,92$ com $p=0,345$).

Já a análise das variáveis MAX.Ang.Qua.CI ($r=0,34$ com $p=0,004$), MAX.pAng.Tor ($r=-0,63$ com $p<0,001$) e MAX.Ang.Tor.CI ($r=0,28$ com $p=0,019$) foram ajustadas pela velocidade. A MANCOVA ajustada, no entanto, não apresentou diferenças significantes ($T^2=0,130$; $F_{(1,26)}=1,13$ com $p=0,357$).

A ANCOVA utilizada para analisar a variável MAX.DP.FR.JT foi, pela relação proporcional que se estabeleceu com a velocidade ($r=0,43$ com $p<0,001$), ajustada. Esta, entretanto, também não detectou diferenças significantes após o ajuste ($F_{(1,30)}=0,04$ com $p=0,853$).

Já a análise das restantes variáveis de coordenação analisadas não foi ajustada (MAX.FR.QJ: $r=-0,17$ com $p=0,158$; MAX.FR.JT: $r=0,05$ com $p=0,65$; MAX.DP.FR.QJ: $r=0,10$ com $p=0,410$). A MANCOVA realizada revelou diferenças significantes entre grupos ($T^2=0,319$; $F_{(1,28)}=2,98$ com $p=0,048$). A comparação de médias subsequente apontou diferença significativa entre grupos apenas para a variável MAX.FR.QJ ($F_{(1,30)}=5,16$ com $p=0,031$). Para as variáveis MAX.FR.JT ($F_{(1,30)}=0,72$ com $p=0,402$) e MAX.DP.FR.QJ ($F_{(1,30)}=0,74$ com $p=0,395$) não foram, portanto, encontradas diferenças significantes. Por fim, não parece ter havido diferenças entre grupos para as variáveis de assimetria analisadas ($T^2=0,066$; $F_{(1,30)}=0,99$ com $p=0,383$).

Tabela 7: Médias estimadas ($\bar{x}_{est}$), desvios padrão estimados (σ_{est}), tamanho de efeito (g) e intervalos de confiança (95%), probabilidade de superioridade do grupo experimental (P_s), diferença absoluta (Δ) e porcentual ($\% \Delta$) da média do grupo experimental e controle (GE – GC); diferença absoluta e porcentual da média após o período de intervenção e da média inicial (Pós – Pré), para o grupo experimental e para o grupo controle das variáveis cinemáticas na marcha auto-selecionada (AS). Vel: velocidade; Comp.P: comprimento de passo; Cad: cadência; DA: duplo apoio; fApoio: fase de apoio; Ap.Uni: apoio unipodal; Vel.Mal.CI: velocidade do maléolo no contato inicial; pFren: pico de frenagem; Ang.Qua.CI, Ang.Joe.CI, Ang.Tor.CI: ângulo do quadril, joelho e tornozelo no contato inicial; pAng.Tor: pico do ângulo no tornozelo na fase propulsiva; FR.QJ: fase relativa quadril/joelho; FR.JT: fase relativa joelho/tornozelo; DP.FR.QJ: desvio padrão da FR.QJ; DP.FR.JT: desvio padrão da FR.JT; tCont: tempo de contato; sDA: índice de assimetria lateral do DA; sTP: índice de assimetria lateral do tempo de passo. * diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) na MANCOVA ou ANCOVA realizada.

Variáveis	GE	GC	g [Lim ⁺ Lim ⁺]	P_s	[GE - GC]	GE [Pós-Pré]	GC [Pós-Pré]
	$\bar{x}_{est}$ (σ_{est})	$\bar{x}_{est}$ (σ_{est})			Δ (% Δ)	Δ (% Δ)	Δ (% Δ)
AS.Vel, m/s	1,31 (0,1)	1,38 (0,11)	-0,63 [-1,30 a 0,03]	0,26	-0,07 (-5,3)	0,02 (1,5)	0,12 (10,2)
AS.Comp.P, m *	1,31 (0,1)	1,36 (0,11)	-0,47 [-1,13 a 0,19]	0,32	-0,05 (-3,8)	-0,01 (-0,4)	0,06 (4,7)
AS.Cad, passos/min	58,6 (0,8)	57,8 (0,9)	0,83 [0,15 a 1,50]	0,80	0,79 (1,4)	1,39 (2,3)	2,79 (5,1)
AS.DA, %CM	32,6 (1,1)	32,7 (1,2)	-0,09 [-0,76 a 0,59]	0,47	-0,10 (-0,3)	-0,25 (-0,8)	-1,08 (-3,1)
AS.fApoio, %CM	66,4 (0,6)	65,9 (0,6)	0,74 [0,05 a 1,44]	0,77	0,47 (0,7)	-0,05 (-0,1)	-0,81 (-1,2)
AS.Ap.Uni, %CM	34,0 (1,1)	34,5 (1,1)	-0,49 [-1,17 a 0,20]	0,31	-0,52 (-1,5)	0,24 (0,7)	0,81 (2,4)
AS.Vel. Mal.CI, m/s	0,54 (0,12)	0,55 (0,13)	-0,07 [-0,74 a 0,61]	0,47	-0,01 (-1,5)	0,04 (8,5)	0,08 (18,1)
AS.pFren, m/s ²	-41,0 (3,8)	-41,7 (4,1)	0,19 [-0,49 a 0,87]	0,57	0,72 (-1,7)	-0,01 (0,0)	-2,47 (6,3)
AS.Ang.Qua.CI, θ	30,3 (3,3)	32,7 (3,4)	-0,72 [-1,41 a -0,02]	0,24	-2,40 (-7,3)	-0,47 (-1,5)	2,15 (7,3)
AS.Ang.Joe.CI, θ	5,9 (3,9)	6,2 (4,1)	-0,1 [-0,77 a 0,58]	0,46	-0,39 (-6,2)	0,20 (3,9)	0,40 (6,0)
AS.Ang.Tor.CI, θ	-2,01 (2,98)	-2,23 (3,28)	0,07 [-0,57 a 0,71]	0,53	0,22 (-10)	-1,53 (-)	-1,59 (-)
AS.pAng.Tor, θ	-18,8 (3,6)	-19,4 (3,8)	0,19 [-0,49 a 0,86]	0,57	0,69 (-3,6)	-0,38 (2)	-2,35 (15,3)
AS.FR.QJ, θ	69 (4)	66 (5)	0,78 [0,08 a 1,48]	0,78	3,5 (5,4)	1,5 (2,2)	-1,6 (-2,3)
AS.FR.JT, θ	111 (11)	108 (12)	0,33 [-0,32 a 0,97]	0,63	3,6 (3,4)	0,8 (0,7)	5,1 (5,1)
AS.DP.FR.QJ, θ	45 (3)	44 (3)	0,19 [-0,49 a 0,86]	0,57	0,61 (1,4)	-0,01 (0,0)	0,06 (0,1)
AS.DP.FR.JT, θ	44 (5)	45 (5)	-0,07 [-0,75 a 0,61]	0,47	-0,33 (-0,7)	-0,63 (-1,4)	0,82 (1,9)
AS.tCont, s	0,64 (0,03)	0,65 (0,03)	-0,42 [-1,11 a 0,26]	0,34	-0,01 (-2,1)	-0,02 (-3,2)	-0,05 (-6,8)
AS.sDA	2,3 (2,3)	3,1 (2,3)	-0,33 [-1,01 a 0,35]	0,37	-0,76 (-24)	-0,30 (-11)	0,43 (18)
AS.sTP	1,1 (1)	1,5 (1)	-0,39 [-1,07 a 0,29]	0,35	-0,39 (-26)	-0,20 (-16)	-0,03 (-2)

Tabela 8: Médias estimadas ($\bar{x}_{est}$), desvios padrão estimados (σ_{est}), tamanho de efeito (g) e intervalos de confiança (95%), probabilidade de superioridade do grupo experimental (P_s), diferença absoluta (Δ) e porcentual (% Δ) da média do grupo experimental e controle (GE – GC); diferença absoluta e porcentual da média após o período de intervenção e da média inicial (Pós – Pré), para o grupo experimental e para o grupo controle das variáveis cinemáticas na marcha realizada na máxima velocidade (MAX). Vel: velocidade; Comp.P: comprimento de passo; Cad: cadência; DA: duplo apoio; fApoio: fase de apoio; Ap.Uni: apoio unipodal; Vel.Mal.Cl: velocidade do maléolo no contato inicial; pFren: pico de frenagem; Ang.Qua.Cl, Ang.Joe.Cl, Ang.Tor.Cl: ângulo do quadril, joelho e tornozelo no contato inicial; pAng.Tor: pico do ângulo no tornozelo na fase propulsiva; FR.QJ: fase relativa quadril/joelho; FR.JT: fase relativa joelho/tornozelo; DP.FR.QJ: desvio padrão da FR.QJ; DP.FR.JT: desvio padrão da FR.JT; tCont: tempo de contato; sDA: índice de assimetria lateral do DA; sTP: índice de assimetria lateral do tempo de passo. * diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) na MANCOVA ou ANCOVA realizada.

Variáveis	GE	GC	g [Lim ⁺ Lim ⁺]	P_s	[GE - GC]	GE [Pós-Pré]	GC [Pós-Pré]
	$\bar{x}_{est} (\sigma_{est})$	$\bar{x}_{est} (\sigma_{est})$			Δ (% Δ)	Δ (% Δ)	Δ (% Δ)
MAX.Vel, m/s *	1,86 (0,15)	1,71 (0,16)	0,96 [0,24 a 1,67]	0,83	0,15 (8,6)	0,07 (4)	-0,02 (-1,1)
MAX.Comp.P, m	1,54 (0,11)	1,51 (0,12)	0,26 [-0,42 a 0,94]	0,60	0,03 (2,0)	0,01 (0,8)	-0,01 (-0,4)
MAX.Cad, passos/min *	72,1 (3,6)	68,1 (3,7)	1,12 [0,40 a 1,85]	0,87	4,05 (5,9)	2,66 (3,7)	-0,14 (-0,2)
MAX.DA, %CM *	28,9 (1,7)	30,3 (1,7)	-0,85 [-1,56 a -0,15]	0,20	-1,43 (-4,7)	-0,43 (-1,5)	0,77 (2,5)
MAX.fApoio, %CM	64,7 (0,9)	64,5 (1,0)	0,15 [-0,52 a 0,83]	0,56	0,15 (0,2)	-0,08 (-0,1)	0,24 (0,4)
MAX.Ap.Uni, %CM	35,3 (1,4)	36,2 (1,5)	-0,61 [-1,30 a 0,08]	0,27	-0,87 (-2,4)	0,06 (0,2)	0,15 (0,4)
MAX.Vel. Mal.Cl, m/s	0,67 (0,2)	0,79 (0,21)	-0,59 [-1,28 a 0,10]	0,28	-0,12 (-14,9)	0,00 (0,4)	0,08 (14,2)
MAX.pFren, m/s ²	-51,9 (5,7)	-51 (6,0)	-0,16 [-0,83 a 0,52]	0,44	-0,90 (1,8)	-1,53 (2,9)	0,41 (-0,8)
MAX.Ang.Qua.Cl, θ	33,4 (3,7)	35,8 (3,8)	-0,63 [-1,33 a 0,06]	0,26	-2,37 (-6,6)	-1,67 (-4,6)	1,15 (3,5)
MAX.Ang.Joe.Cl, θ	7,3 (3,7)	8,5 (3,6)	-0,33 [-1,01 a 0,35]	0,37	-1,20 (-14,2)	-1,08 (-12,3)	0,15 (2,0)
MAX.Ang.Tor.Cl, θ	0,22 (3,46)	0,64 (3,59)	-0,12 [-0,80 a 0,56]	0,45	-0,42 (-65,8)	-2,34 (-)	-1,45 (-)
MAX.pAng.Tor, θ	-21,8 (4,2)	-21,8 (4,4)	-0,01 [-0,69 a 0,66]	0,50	-0,05 (0,2)	-1,30 (5,9)	-1,11 (6)
MAX.FR.QJ, θ *	64 (5)	60 (5)	0,82 [0,12 a 1,52]	0,79	3,82 (6,4)	0,95 (1,6)	-3,49 (-5,3)
MAX.FR.JT, θ	114 (13)	110 (14)	0,31 [-0,37 a 0,99]	0,62	4,15 (3,8)	2,81 (2,5)	7,93 (7,7)
MAX.DP.FR.QJ, θ	44 (4)	42 (4)	0,31 [-0,37 a 0,99]	0,62	1,24 (2,9)	-1,03 (-2,3)	-1,23 (-2,8)
MAX.DP.FR.JT, θ	45 (6)	46 (6)	-0,07 [-0,75 a 0,61]	0,47	-0,44 (-1,0)	-1,17 (-2,5)	-0,67 (-1,5)
MAX.tCont, s	0,53 (0,03)	0,55 (0,03)	-0,46 [-1,15 a 0,22]	0,32	-0,01 (-2,6)	-0,02 (-4,0)	0,0 (-0,7)
MAX.sDA	3,5 (2,6)	2,4 (2,6)	0,4 [-0,28 a 1,08]	0,66	1,05 (43,1)	0,15 (4,5)	-0,7 (-22,3)
MAX.sTP	1,3 (1,2)	1,2 (1,2)	0,01 [-0,66 a 0,69]	0,51	0,02 (1,3)	-0,05 (-4,1)	-0,05 (-3,7)

6.6.2 Indicadores Cinéticos Da Marcha

6.6.2.1 Velocidade Auto-Selecionada

Pelas relações lineares que se estabeleceram com a velocidade de marcha, as respectivas análises das variáveis AS.Imp ($r=-0,731$ com $p<0,001$), AS.Imp50 ($r=0,82$ com $p<0,001$), AS.Imp.Fren ($r=0,41$ com $p<0,001$), AS.Imp.Prop ($r=0,26$ com $p=0,03$), AS.Fzmax1 ($r=0,83$ com $p<0,001$), AS.t.Fzmax1 ($r=-0,70$ com $p<0,001$), AS.TDF.Fmax1 ($r=0,89$ com $p<0,001$), AS.Deflex ($r=-0,87$ com $p<0,001$), AS.pFren ($r=0,84$ com $p<0,001$) e AS.pProp ($r=0,86$ com $p<0,001$) foram ajustadas. A variável AS.Fzmax2 ($r=0,14$ com $p=0,240$), pela ausência de dependência linear não o foi.

A primeira ANCOVA realizada apontou ausência de diferenças significantes entre grupos para a variável AS.Fzmax2 ($F_{(1,32)}=0,10$ com $p=0,757$).

Para as variáveis AS.Imp, AS.Imp50 e AS.Imp.Prop a MANCOVA ajustada pela velocidade não apresentou diferenças significantes ($T^2=0,155$; $F_{(1,27)}=1,39$ com $p=0,267$). Da mesma forma, relativamente às variáveis AS.Fzmax1, AS.Imp.Fren e AS.Deflex, também não foram detectadas diferenças significantes entre grupos ($T^2=0,147$; $F_{(1,26)}=1,26$ com $p=0,310$). Por fim, em relação às variáveis AS.TDF.Fzmax1, AS.t.Fzmax1, AS.pFren e AS.pProp a MANCOVA ajustada pela velocidade não assinalou diferenças significantes ($T^2=0,150$; $F_{(1,26)}=0,90$ com $p=0,480$).

As variáveis de simetria também não apresentaram diferenças significantes nas ANCOVAs realizadas: AS.s.Fzmax1 ($F_{(1,32)}=0,12$ com $p=0,914$), AS.s.t.Fzmax1 ($F_{(1,32)}=0,38$ com $p=0,538$), AS.s.TDF.Fzmax1 ($F_{(1,32)}=0,66$ com $p=0,423$) e AS.s.Deflex ($F_{(1,32)}=1,14$ com $p=0,293$).

6.6.2.2 Velocidade Máxima

A dependência linear da velocidade com as variáveis MAX.Imp ($r=-0,710$ com $p<0,001$), MAX.Imp50 ($r=0,79$ com $p<0,001$), MAX.Fzmax1 ($r=0,77$ com $p<0,001$), MAX.t.Fzmax1 ($r=-0,77$ com $p<0,001$), MAX.TDF.Fmax1 ($r=0,81$ com $p<0,001$), MAX.Deflex ($r=-0,68$

com $p < 0,001$), MAX.pFren ($r = 0,60$ com $p < 0,001$) e MAX.pProp ($r = 0,34$ com $p = 0,003$) obrigou a um ajuste por esta covariável nas análises estatísticas. Já pela ausência dessa dependência, as análises das variáveis MAX.Imp.Fren ($r = 0,06$ com $p = 0,623$), MAX.Imp.Prop ($r = 0,00$ com $p = 0,995$) e MAX.Fzmax2 ($r = -0,10$ com $p = 0,407$) não foram ajustadas.

A ANCOVA realizada para a variável MAX.Imp.Fren não revelou diferenças significantes entre grupos ($F_{(1,32)} = 2,90$ com $p = 0,098$). Já a MANCOVA que avaliou MAX.Imp.Prop e MAX.Fzmax2 revelou diferenças significantes ($T^2 = 0,407$; $F_{(1,30)} = 6,10$ com $p = 0,006$). Contudo, a comparação de médias subsequente revelou diferença significativa apenas na variável MAX.Fzmax2 ($F_{(1,31)} = 4,71$ com $p = 0,038$). A variável MAX.Imp.Prop, portanto, não apresentou diferença significativa ($F_{(1,31)} = 2,81$ com $p = 0,104$).

A MANCOVA das variáveis MAX.Imp e MAX.Imp50, ajustada pela velocidade, não revelou diferenças significantes entre grupos ($T^2 = 0,057$; $F_{(1,28)} = 0,80$ com $p = 0,459$). Da mesma forma, a MANCOVA das variáveis MAX.Fzmax1 e MAX.Deflex também não apresentaram diferenças significantes ($T^2 = 0,008$; $F_{(1,28)} = 0,11$ com $p = 0,893$). O mesmo aconteceu na ANCOVA da variável MAX.t.Fzmax1 ($F_{(1,30)} = 0,16$ com $p = 0,694$) e na MANCOVA das variáveis MAX.TDF.Fzmax1, MAX.pFren e MAX.pProp ($T^2 = 0,004$; $F_{(1,28)} = 0,03$ com $p = 0,992$).

As ANCOVAs realizadas para as variáveis de simetria também não apresentaram diferenças significantes: MAX.s.Fzmax1 ($F_{(1,32)} = 0,55$ com $p = 0,466$), MAX.s.t.Fzmax1 ($F_{(1,32)} = 0,10$ com $p = 0,760$), MAX.s.TDF.Fzmax1 ($F_{(1,32)} = 1,09$ com $p = 0,303$) e MAX.s.Deflex ($F_{(1,32)} = 1,48$ com $p = 0,232$).

Tabela 9: Médias estimadas ($\bar{x}_{est}$), desvios padrão estimados (σ_{est}), tamanho de efeito (g) e intervalos de confiança (95%), probabilidade de superioridade do grupo experimental (P_s), diferença absoluta (Δ) e porcentual (% Δ) da média do grupo experimental e controle (GE – GC); diferença absoluta e porcentual da média após o período de intervenção e da média inicial (Pós – Pré), para o grupo experimental e para o grupo controle das variáveis cinéticas da marcha em velocidade auto-selecionada (AS). Imp: impulso total da curva da componente vertical da força de reação do solo (Fz); Imp50: impulso nos primeiros 50ms da Fz; Imp.Fren: impulso de frenagem da curva da componente anteroposterior da força de reação do solo (Fy); Imp.Prop: impulso propulsivo da Fy; Fzmax1: primeiro pico da Fz; tFzmax1: tempo para o Fzmax1; Fzmax2: segundo pico da Fz; TDF.Fzmax1: taxa de desenvolvimento de força de Fzmax1; Deflex: deflexão da Fz; pFren: pico de frenagem da Fy; pProp: pico propulsivo da Fy, s.Fzmax1, s.tFzmax1, s.TDF.Fzmax1, s.Deflex: indici de assimetria lateral de Fzmax1, tFzmax1, TDF.Fzmax1 e Deflex, respectivamente.

Variáveis	GE	GC	g [Lim ⁺ Lim ⁻]	P_s	[GE - GC]	GE [Pós-Pré]	GC [Pós-Pré]
	$\bar{x}_{est}$ (σ_{est})	$\bar{x}_{est}$ (σ_{est})			Δ (% Δ)	Δ (% Δ)	Δ (% Δ)
AS.Imp, PC/s	0,506 (0,026)	0,505 (0,027)	0,04 [-0,64 a 0,71]	0,52	0,001 (0,2)	-0,013 (-2,6)	-0,032 (-5,8)
AS.Imp50, PC/s	0,019 (0,004)	0,022 (0,004)	-0,82 [-1,52 a -0,12]	0,21	-0,003 (-13,6)	-0,001 (-2,8)	0,003 (16,1)
AS.Imp.Fren, PC/s	0,031 (0,003)	0,032 (0,003)	-0,36 [-1,05 a 0,32]	0,36	-0,001 (-3,1)	-0,001 (-2,7)	0,000 (0,2)
AS.Imp.Prop, PC/s	0,030 (0,002)	0,030 (0,002)	0,00 [-0,68 a 0,68]	0,50	0,000 (0,0)	-0,001 (-3,6)	0,000 (0,3)
AS.Fzmax1, PC	1,16 (0,04)	1,15 (0,04)	0,26 [-0,42 a 0,94]	0,60	0,010 (0,9)	0,008 (0,7)	0,016 (1,4)
AS.t.Fzmax1, s	0,15 (0,01)	0,15 (0,01)	-0,10 [-0,78 a 0,58]	0,46	-0,001 (-0,7)	-0,005 (-3,6)	-0,021 (-11,5)
AS.Fzmax2, PC	1,12 (0,03)	1,11 (0,03)	0,09 [-0,59 a 0,77]	0,54	0,003 (0,3)	0,013 (1,2)	0,007 (0,7)
AS.TDF.Fmax1, PC/s	8,01 (0,78)	8,28 (0,81)	-0,34 [-1,02 a 0,34]	0,37	-0,271 (-3,3)	0,332 (4,1)	0,779 (11,4)
AS.Deflex, PC	0,69 (0,03)	0,68 (0,04)	0,26 [-0,42 a 0,94]	0,60	0,009 (1,3)	-0,010 (-1,5)	-0,031 (-4,2)
AS.pFren, PC	0,22 (0,02)	0,22 (0,02)	-0,05 [-0,72 a 0,63]	0,48	-0,001 (-0,5)	0,001 (0,6)	0,015 (7,8)
AS.pProp, PC	0,22 (0,01)	0,22 (0,01)	0,09 [-0,59 a 0,76]	0,54	0,001 (0,5)	0,000 (0,1)	0,012 (6,2)
AS.s.Fzmax1	2,2 (1,0)	2,2 (1,0)	0,04 [-0,64 a 0,71]	0,52	0,04 (1,9)	0,15 (6,9)	0,43 (26,9)
AS.s.t.Fzmax1	6,1 (4,7)	5,1 (4,7)	0,22 [-0,46 a 0,89]	0,59	1,01 (19,9)	1,23 (23,4)	0,25 (5,7)
AS.s.TDF.Fzmax1	7,9 (5,1)	6,4 (5,1)	0,28 [-0,40 a 0,96]	0,61	1,45 (22,5)	1,82 (27,8)	0,54 (10,5)
AS.s.Deflex	3,1 (1,4)	2,6 (1,4)	0,37 [-0,31 a 1,05]	0,64	0,53 (20,6)	0,18 (5,9)	-0,04 (-1,7)

Tabela 10: Médias estimadas ($\bar{x}_{est}$), desvios padrão estimados (σ_{est}), tamanho de efeito (g) e intervalos de confiança (95%), probabilidade de superioridade do grupo experimental (P_s), diferença absoluta (Δ) e porcentual (% Δ) da média do grupo experimental e controle (GE – GC); diferença absoluta e porcentual da média após o período de intervenção e da média inicial (Pós – Pré), para o grupo experimental e para o grupo controle das variáveis cinéticas da marcha em velocidade máxima (MAX). Imp: impulso total da curva da componente vertical da força de reação do solo (Fz); Imp50: impulso nos primeiros 50ms da Fz; Imp.Fren: impulso de frenagem da curva da componente anteroposterior da força de reação do solo (Fy); Imp.Prop: impulso propulsivo da Fy; Fzmax1: primeiro pico da Fz; tFzmax1: tempo para o Fzmax1; Fzmax2: segundo pico da Fz; TDF.Fzmax1: taxa de desenvolvimento de força de Fzmax1; Deflex: deflexão da Fz; pFren: pico de frenagem da Fy; pProp: pico propulsivo da Fy, s.Fzmax1, s.tFzmax1, s.TDF.Fzmax1, s.Deflex: indici de assimetria lateral de Fzmax1, tFzmax1, TDF.Fzmax1 e Deflex, respectivamente. * diferença estatisticamente significante ($p < 0,05$) na MANCOVA ou ANCOVA realizada.

Variáveis	GE	GC	g [Lim ⁺ Lim [*]]	P_s	[GE - GC]	GE [Pós-Pré]	GC [Pós-Pré]
	$\bar{x}_{est}$ (σ_{est})	$\bar{x}_{est}$ (σ_{est})			Δ (% Δ)	Δ (% Δ)	Δ (% Δ)
MAX.Imp, PC/s	0,437 (0,018)	0,441 (0,019)	-0,22 [-0,90 a 0,46]	0,41	-0,004 (-0,9)	-0,014 (-3,3)	-0,004 (-0,8)
MAX.Imp50, PC/s	0,030 (0,003)	0,028 (0,003)	0,61 [-0,08 a 1,30]	0,73	0,002 (7,1)	0,000 (-0,4)	0,002 (7,7)
MAX.Imp.Fren, PC/s	0,031 (0,004)	0,029 (0,004)	0,53 [-0,16 a 1,22]	0,70	0,002 (6,9)	-0,001 (-4,5)	0,001 (4,6)
MAX.Imp.Prop, PC/s	0,030 (0,003)	0,028 (0,003)	0,64 [-0,05 a 1,34]	0,74	0,002 (7,1)	-0,001 (-4,7)	0,001 (4,0)
MAX.Fzmax1, PC	1,30 (0,05)	1,31 (0,06)	-0,16 [-0,84 a 0,51]	0,44	-0,009 (-0,7)	0,014 (1,1)	0,014 (1,1)
MAX.t.Fzmax1, s	0,11 (0,02)	0,12 (0,02)	-0,11 [-0,79 a 0,57]	0,46	-0,002 (-1,7)	-0,007 (-7,1)	-0,001 (-1,0)
MAX.Fzmax2, PC *	1,10 (0,04)	1,13 (0,04)	-0,79 [-1,49 a -0,09]	0,21	-0,030 (-2,7)	0,001 (0,1)	-0,010 (-0,9)
MAX.TDF.Fmax1, PC/s	12,59 (2,58)	12,87 (2,70)	-0,11 [-0,78 a 0,57]	0,46	-0,281 (-2,2)	1,677 (12,0)	-0,026 (-0,2)
MAX.Deflex, PC	0,55 (0,06)	0,56 (0,07)	-0,09 [-0,77 a 0,58]	0,46	-0,006 (-1,1)	-0,019 (-3,7)	-0,019 (-3,1)
MAX.pFren, PC	0,26 (0,02)	0,26 (0,02)	0,05 [-0,63 a 0,73]	0,52	0,001 (0,4)	-0,003 (-1,2)	0,009 (3,8)
MAX.pProp, PC	0,24 (0,02)	0,24 (0,02)	0,08 [-0,59 a 0,76]	0,53	0,002 (0,8)	-0,002 (-0,8)	0,005 (2,1)
MAX.s.Fzmax1	3,3 (1,2)	3,0 (1,2)	0,25 [-0,42 a 0,93]	0,60	0,32 (10,6)	0,23 (7,3)	0,00 (0,1)
MAX.s.t.Fzmax1	8,7 (6,9)	8,0 (7,0)	0,11 [-0,57 a 0,79]	0,54	0,76 (9,5)	0,98 (11,1)	1,54 (32,1)
MAX.s.TDF.Fzmax1	11,9 (7,7)	9,1 (7,7)	0,37 [-0,31 a 1,05]	0,64	2,85 (31,3)	2,61 (26,7)	1,77 (26,7)
MAX.s.Deflex	6,3 (3,5)	4,8 (3,5)	0,42 [-0,26 a 1,11]	0,66	1,49 (30,9)	1,25 (23,7)	0,16 (3,6)

6.6.3 Indicadores Eletromiográficos Da Marcha

6.6.3.1 Velocidade Auto-Selecionada

Pela dependência linear que assumiram com a velocidade, as análises estatísticas das variáveis AS.VL.pré.CI ($r=0,42$ com $p<0,001$), AS.RF.pré.CI ($r=0,31$ com $p=0,01$), AS.VM.pré.CI ($r=0,37$ com $p=0,002$) AS.VL.pós.CI ($r=0,44$ com $p<0,001$), AS.RF.pós.CI ($r=0,25$ com $p=0,04$), AS.VM.pós.CI ($r=0,41$ com $p<0,001$) e AS.TA.Aplain ($r=0,43$ com $p<0,001$) foram ajustadas. Apesar das variáveis AS.TA.Balanço ($r=0,21$ com $p=0,08$), AS.GL.Prop ($r=-0,20$ com $p=0,103$) e AS.BF.Balanço ($r=-0,14$ com $p=0,249$) não terem apresentado um coeficiente de associação significativa, optou-se pela inclusão da velocidade como uma covariável nas suas análises.

A primeira MANCOVA, que avaliou as diferenças entre grupos na pré-ativação muscular não identificou significância estatística ($T^2=0,252$; $F_{(1,23)}=1,93$ com $p=0,153$). Da mesma forma, parece não ter havido diferenças na ativação muscular logo após o contato inicial e para a variável AS.TA.Aplain ($T^2=0,261$; $F_{(1,22)}=1,44$ com $p=0,256$).

As ANCOVAs ajustadas pela velocidade de marcha não detectaram efeito de grupo na variável AS.TA.Balanço ($F_{(1,30)}=1,89$ com $p=0,180$), AS.BF.Balanço ($F_{(1,30)}=1,28$ com $p=0,266$) ou AS.GL.Prop ($F_{(1,28)}=2,75$ com $p=0,108$).

6.6.3.2 Velocidade Máxima

As análise das variáveis MAX.VL.pós.CI ($r=0,31$ com $p=0,009$), MAX.RF.pós.CI ($r=0,32$ com $p=0,008$), MAX.VM.pós.CI ($r=0,35$ com $p=0,004$), MAX.TA.Aplain ($r=0,37$ com $p=0,002$) e MAX.GL.Prop ($r=-0,27$ com $p=0,03$), pela relação linear estabelecida com a velocidade, foram ajustadas. Já as variáveis MAX.VL.pré.CI ($r=0,11$ com $p=0,397$), MAX.RF.pré.CI ($r=0,05$ com $p=0,691$), MAX.VM.pré.CI ($r=-0,03$ com $p=0,793$) MAX.TA.Balanço ($r=0,06$ com $p=0,612$) e MAX.BF.Balanço ($r=0,02$ com $p=0,844$) não tiveram as suas análises estatísticas ajustadas pela velocidade de marcha.

Não foram detectadas diferenças significantes entre grupos nas variáveis de pré-ativação ($T^2=0,146$; $F_{(1,25)}=1,22$ com $p=0,323$). Da mesma forma, para a variável MAX.BF.Balanço não foram detectadas diferenças entre grupos na ANCOVA realizada

($F_{(1,32)}=0,26$ com $p=0,611$). Entretanto, a ANCOVA para a variável MAX.TA.Balanço identificou uma diferença significativa entre grupos ($F_{(1,32)}=4,68$ com $p=0,038$).

Já a MANCOVA ajustada pela velocidade para as variáveis de ativação muscular após o contato inicial e MAX.TA.Aplain não revelou diferenças significantes entre grupos ($T^2=0,328$; $F_{(1,23)}=1,88$ com $p=0,147$). Por fim, a última ANCOVA ajustada encontrou diferenças significantes entre grupos para a variável MAX.GL.Prop ($F_{(1,28)}=5,46$ com $p=0,027$).

Na figura 23 estão representados os principais efeitos do período de treinamento na marcha.

Figura 23: tamanho de efeito g de Hedges e intervalos de confiança da velocidade de marcha (Vel), cadência (Cad), porcentagem de duplo apoio (DA) e de apoio unipodal (Ap.Uni) do ciclo de marcha, velocidade do maléolo no contato inicial (Vel.Mal.CI), ângulo do quadril no contato inicial (Ang.Qua.CI), fase relativa quadril/joelho (FR.QJ), impulso nos 50ms após contato inicial (Imp50), impulso propulsivo (Imp.Prop), segundo pico da curva da componente vertical da marcha (Fzmax2), rms do m. vasto medial 200ms antes do contato inicial (VM.pré.CI), rms do m. vasto lateral (VL.pós.CI), m. reto femoral (RF.pós.CI) e m. vasto medial (VM.pós.CI) 200ms após o contato inicial, rms do m. tibial anterior (TA.Balanço) e do m. bíceps femoral na fase de balanço (BF.Balanço), rms do m. tibial anterior na fase de aplainamento do tornozelo (TA.Aplain) e rms do m. gastrocnêmio lateral na propulsão (GL.Prop), na marcha com velocidade auto-selecionada (painel A) e na velocidade máxima (painel B). Losango de fundo claro indica diferença estatisticamente significativa entre o efeito de grupos na ANCOVA realizada. Área acinzentada indica intervalo no qual o tamanho de efeito da diferença entre grupos é trivial.

Tabela 11: Médias estimadas ($\bar{x}_{est}$), desvios padrão estimados (σ_{est}), tamanho de efeito (g) e intervalos de confiança (95%), probabilidade de superioridade do grupo experimental (P_s), diferença absoluta (Δ) e porcentual (% Δ) da média do grupo experimental e controle (GE – GC); diferença absoluta e porcentual da média após o período de intervenção e da média inicial (Pós – Pré), para o grupo experimental e para o grupo controle das variáveis eletromiográficas da marcha em velocidade auto-selecionada (AS) e máxima (MAX). VL.pré.CI, RF.pré.CI, VM.pré.CI: rms da atividade do m. vasto lateral, m. reto femoral e m. vasto medial 200ms antes do contato inicial, respectivamente; VL.pós.CI, RF.pós.CI, VM.pós.CI: rms da atividade do m. vasto lateral, m. reto femoral e m. vasto medial 200ms após o contato inicial, respectivamente; TA.Balanço e BF.Balanço: rms da atividade do m. tibial anterior e do m. bíceps femoral na fase de balanço, respectivamente; TA.Aplain: rms da atividade do m. tibial anterior na fase de aplainamento do tornozelo; GL.Prop: rms da atividade do m. gastrocnêmio lateral na fase propulsiva. * diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) na MANCOVA ou ANCOVA realizada.

Variáveis	GE	GC	g [Lim ⁺ Lim ⁻]	P_s	[GE - GC]	GE [Pós-Pré]	GC [Pós-Pré]
	$\bar{x}_{est}$ (σ_{est})	$\bar{x}_{est}$ (σ_{est})			Δ (% Δ)	Δ (% Δ)	Δ (% Δ)
AS.VL.pré.CI, %CIM ^{sub}	0,06 (0,03)	0,06 (0,04)	0,25 [-0,43 a 0,93]	0,60	0,01 (16,4)	0,00 (1,3)	0,00 (-6,0)
AS.RF.pré.CI, %CIM ^{sub}	0,11 (0,08)	0,13 (0,09)	-0,3 [-0,98 a 0,38]	0,38	-0,03 (-19,5)	-0,02 (-14,3)	0,03 (31,8)
AS.VM.pré.CI, %CIM ^{sub}	0,06 (0,07)	0,11 (0,08)	-0,68 [-1,38 a 0,01]	0,25	-0,05 (-46,2)	-0,01 (-11,1)	0,04 (55,5)
AS.VL.pós.CI, %CIM ^{sub}	0,08 (0,04)	0,1 (0,05)	-0,5 [-1,18 a 0,19]	0,31	-0,02 (-22,7)	-0,03 (-29,5)	0,00 (-2,0)
AS.RF.pós.CI, %CIM ^{sub}	0,06 (0,11)	0,13 (0,12)	-0,57 [-1,26 a 0,12]	0,28	-0,06 (-50,)	-0,05 (-43,0)	0,07 (111,7)
AS.VM.pós.CI, %CIM ^{sub}	0,06 (0,04)	0,09 (0,04)	-0,87 [-1,57 a -0,16]	0,19	-0,03 (-36,3)	-0,01 (-18,1)	0,00 (-4,1)
AS.TA.Balanço, %CIM ^{sub}	0,30 (0,10)	0,25 (0,10)	0,5 [-0,19 a 1,18]	0,69	0,05 (20,2)	0,01 (2,8)	0,02 (7,1)
AS.BF.Balanço, %CIM ^{sub}	0,09 (0,06)	0,06 (0,06)	0,41 [-0,27 a 1,1]	0,66	0,02 (37,5)	-0,01 (-8,9)	-0,05 (-34,4)
AS.TA.Aplain, %CIM ^{sub}	0,23 (0,1)	0,23 (0,10)	-0,02 [-0,7 a 0,66]	0,49	0,00 (-0,9)	0,04 (16,1)	0,06 (34,7)
AS.GL.Prop, %CIM ^{sub}	0,39 (0,22)	0,53 (0,23)	-0,61 [-1,3 a 0,08]	0,27	-0,14 (-25,7)	-0,02 (-5,8)	0,01 (1,1)
MAX.VL.pré.CI, %CIM ^{sub}	0,09 (0,04)	0,09 (0,04)	0,15 [-0,53 a 0,83]	0,56	0,01 (6,8)	0,01 (6,0)	-0,01 (-10,7)
MAX.RF.pré.CI, %CIM ^{sub}	0,19 (0,11)	0,19 (0,12)	0,03 [-0,65 a 0,70]	0,51	0,00 (1,6)	0,01 (6,0)	-0,01 (-2,8)
MAX.VM.pré.CI, %CIM ^{sub}	0,11 (0,08)	0,14 (0,08)	-0,45 [-1,13 a 0,24]	0,33	-0,04 (-24,6)	0,02 (21,8)	0,06 (77,7)
MAX.VL.pós.CI, %CIM ^{sub}	0,13 (0,09)	0,16 (0,09)	-0,37 [-1,05 a 0,31]	0,36	-0,03 (-20,2)	0,01 (6,4)	0,01 (7,9)
MAX.RF.pós.CI, %CIM ^{sub}	0,13 (0,22)	0,30 (0,23)	-0,77 [-1,47 a -0,07]	0,22	-0,17 (-56,8)	-0,01 (-4,6)	0,09 (55,3)
MAX.VM.pós.CI, %CIM ^{sub}	0,10 (0,08)	0,15 (0,08)	-0,64 [-1,33 a 0,05]	0,26	-0,05 (-32,7)	-0,01 (-6,8)	0,01 (11,1)
MAX.TA.Balanço, %CIM ^{sub} *	0,43 (0,12)	0,34 (0,12)	0,74 [0,04 a 1,44]	0,77	0,09 (27,0)	0,01 (1,3)	-0,08 (-19,2)
MAX.BF.Balanço, %CIM ^{sub}	0,13 (0,1)	0,11 (0,10)	0,18 [-0,49 a 0,86]	0,57	0,02 (15,8)	-0,01 (-8,0)	-0,07 (-34,5)
MAX.TA.Aplain, %CIM ^{sub}	0,40 (0,16)	0,32 (0,17)	0,49 [-0,2 a 1,17]	0,69	0,08 (25,7)	0,07 (17,3)	0,03 (9,2)
MAX.GL.Prop, %CIM ^{sub} *	0,34 (0,17)	0,50 (0,20)	-0,88 [-1,59 a -0,18]	0,19	-0,16 (-32,6)	-0,05 (-13,8)	0,06 (13,5)

6.7 Análise dos testes de capacidade funcional

A ANCOVA do teste de potência de membros inferiores na tarefa de sentar e levantar revelou diferenças significantes entre grupos ($F_{(1,33)}=39,31$ com $p<0,001$). Da mesma forma, foram encontradas diferenças na flexibilidade de membros inferiores ($F_{(1,32)}=8,75$ com $p=0,006$) e flexibilidade de membros superiores ($F_{(1,30)}=5,93$ com $p=0,021$) entre os dois grupos. No gráfico abaixo estão representadas as diferenças entre os efeitos do período de intervenção entre os dois grupos.

Figura 24: tamanho de efeito g de Hedges e respectivos intervalos de confiança (95%) do índice de potência de extensores de joelhos na tarefa de sentar e levantar (P.SentLev), da flexibilidade de membros inferiores (Flex.MMII) e de membros superiores (Flex.MMSS). Losango de fundo claro indica diferença estatisticamente significativa entre o efeito de grupos na ANCOVA realizada. Área acinzentada indica intervalo no qual o tamanho de efeito da diferença entre grupos é trivial.

6.8 Análise da qualidade de vida

Os coeficientes Alfa de Cronbach, usados para avaliar a consistência interna dos onze domínios dos questionários da qualidade de vida são apresentados na tabela abaixo.

Tabela 12: Coeficiente Alfa de Cronbach (α) dos onze domínios dos questionários de qualidade de vida (WHOQoL-BREF e o WHOQoL-OLD) na avaliação inicial e final.

	Domínio	α Inicial	α Final
WHOQoL BREF	Físico	0,73	0,73
	Psicológico	0,83	0,88
	Relações Sociais	0,76	0,74
	Meio Ambiente	0,76	0,79
	Autoavaliação da qualidade de vida	-	-
WHOQoL OLD	Funcionamento dos sentidos	0,80	0,69
	Autonomia	0,34	0,47
	Atividades passadas, presentes e futuras	0,80	0,76
	Participação social	0,75	0,85
	Morte e morrer	0,87	0,83
	Intimidade	0,77	0,88

O domínio autoavaliação da qualidade de vida é composto por duas facetas (autoavaliação da qualidade de vida e satisfação com a saúde) que não necessariamente fazem parte do constructo autoavaliação da qualidade de vida e, por isso, poderão não apresentar consistência interna. Já o domínio autonomia, por ter apresentado baixo nível de consistência interna ($\alpha < 0.7$) não foi considerado para as análises subsequentes.

Figura 25: tamanho de efeito g de Hedges e respectivos intervalos de confiança (95%) dos dez domínios da qualidade de vida medida pelos questionários WHOQOF-BREF e WHOQOL-OLD. D. AutoAv. QV: Domínio autoavaliação da qualidade de vida; D. Func. Sentidos: Domínio funcionamento dos sentidos; D. Intimidade: Domínio intimidade; D. Relações Soc.: Domínio relações sociais; D. Meio Ambiente: Domínio meio ambiente; D. Morte e Morrer: Domínio morte e morrer; D. Físico: Domínio Físico; D. Part. Social: Domínio participação social; D. Psicológico: Domínio psicológico; D. At. Pas. Pres. Fut.: Domínio atividades passadas, presentes e futuras. Losango de fundo claro indica diferença estatisticamente significativa entre o efeito de grupos na ANCOVA realizada. Área acinzentada indica intervalo no qual o tamanho de efeito da diferença entre grupos é trivial.

Tabela 13: Médias estimadas ($\bar{x}_{est}$), desvios padrão estimados (σ_{est}), tamanho de efeito (g), diferença absoluta (Δ) e percentual (Δ %) da média do grupo experimental e controle (GE – GC); diferença absoluta e percentual da média após o período de intervenção e da média inicial (Pós – Pré), para o grupo experimental e para o grupo controle da potência de membros inferiores medido pelo teste de sentar e levantar (P.SentLev), a flexibilidade de membros inferiores (FlexMMII) e superiores (FlexMMSS) e dos dez domínios da qualidade de vida medida pelos questionários WHOQOL-BREF e WHOQOL-OLD. D. Físico: Domínio Físico; D. Psicológico: Domínio psicológico; D. Relações Soc.: Domínio relações sociais; D. Meio Ambiente: Domínio meio ambiente; D. AutoAv. QV: Domínio autoavaliação da qualidade de vida; D. Func. Sentidos: Domínio funcionamento dos sentidos; D. At. Pas. Pres. Fut.: Domínio atividades passadas, presentes e futuras; D. Part. Social: Domínio participação social; D. Morte e Morrer: Domínio morte e morrer; D. Intimidade: Domínio intimidade. * diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) na MANCOVA ou ANCOVA realizada.

Variáveis	GE $\bar{x}_{est}$ (σ_{est})	GC $\bar{x}_{est}$ (σ_{est})	g [Lim* Lim*]	P_s	[GE - GC] Δ (% Δ)	GE [Pós-Pré] Δ (% Δ)	GC [Pós-Pré] Δ (% Δ)
P.SentLev, W *	143 (19)	103 (17)	2,2 [1,35 a 3,05]	0,99	40 (39)	34 (29,0)	-4 (-4,4)
FlexMMII, cm *	0,1 (3,9)	-4,0 (3,9)	1,05 [0,34 a 1,76]	0,85	4,1 (-)	3,1 (-)	-0,1 (-)
FlexMMSS, cm *	-7,4 (5,8)	-12,3 (5,8)	0,86 [0,14 a 1,57]	0,80	5,0 (-)	2,4 (-)	-2 (-)
D. Físico	15,8 (1,7)	15,2 (1,7)	0,38 [-0,29 a 1,05]	0,65	0,6 (4,1)	0,3 (2,2)	-0,8 (-5)
D. Psicológico	16,4 (1,3)	15,6 (1,3)	0,6 [-0,08 a 1,27]	0,72	0,7 (4,8)	1,0 (6,5)	0,1 (0,3)
D. Relações Soc.	15,6 (2,2)	15 (2,2)	0,26 [-0,41 a 0,92]	0,60	0,6 (3,8)	1,0 (6,4)	1,1 (8,2)
D. Meio Ambiente	14,5 (1,4)	14,1 (1,4)	0,27 [-0,4 a 0,93]	0,60	0,4 (2,7)	0,5 (3,7)	0,1 (0,9)
D. AutoAv. QV	15,6 (1,6)	16 (1,6)	-0,21 [-0,88 a 0,45]	0,42	-0,3 (-2,2)	-0,1 (-0,6)	0,5 (3,5)
D. Func. Sentidos	75,9 (17,4)	75,4 (17,4)	0,03 [-0,63 a 0,69]	0,51	0,5 (0,7)	6,5 (9,6)	1,3 (1,6)
D. At. Pas. Pres. Fut. *	76 (8,5)	66,9 (8,5)	1,08 [0,37 a 1,78]	0,86	9,1 (13,6)	6,5 (9,4)	-2,1 (-3,0)
D. Part. Social	72,4 (12,9)	67,4 (12,9)	0,38 [-0,28 a 1,05]	0,65	5,0 (7,4)	5,1 (7,3)	1,2 (2,0)
D. Morte e Morrer	58,1 (15,9)	53,7 (15,9)	0,27 [-0,39 a 0,94]	0,61	4,4 (8,1)	4,2 (8,4)	-2,9 (-4,7)
D. Intimidade	68,2 (14,9)	64,6 (14,9)	0,25 [-0,44 a 0,93]	0,60	3,7 (5,7)	7,2 (11,5)	1,9 (3,2)

Dos domínios da qualidade de vida estudados, apenas o domínio atividades passadas, presentes e futuras apresentou diferença significativa ($F_{(1,33)}=10,12$ com $p=0,003$) na ANCOVA realizada. O domínio físico ($F_{(1,33)}=1,20$ com $p=0,281$), o domínio psicológico ($F_{(1,33)}=3,05$ com $p=0,090$), o domínio relações sociais ($F_{(1,33)}=0,57$ com $p=0,457$), o domínio meio ambiente ($F_{(1,33)}=0,62$ com $p=0,438$), o domínio autoavaliação da qualidade de vida ($F_{(1,33)}=0,39$ com $p=0,537$), o domínio funcionamento dos sentidos ($F_{(1,33)}=0,01$ com $p=0,933$), o domínio participação social ($F_{(1,33)}=1,27$ com $p=0,268$), o domínio morte e morrer ($F_{(1,33)}=0,64$ com $p=0,430$) e o domínio intimidade ($F_{(1,31)}=0,50$ com $p=0,486$) não apresentaram diferenças significantes.

6.9 Associação entre os efeitos do treinamento

Na tentativa de se estabelecer relações de causalidade entre efeitos do treinamento foi proposta a modelação linear de diferentes variáveis. Apesar dos modelos de regressão multivariada não se ajustarem aos efeitos nas variáveis ósseas ou de equilíbrio, dois modelos foram obtidos parametrizando os efeitos na velocidade máxima de marcha e os efeitos no Domínio Físico, da qualidade de vida.

O primeiro modelo de regressão linear multivariada foi, portanto, calculado para prever os efeitos do treinamento do grupo experimental na velocidade máxima de marcha ($\Delta MAX.Vel$), tendo como variáveis independentes a variação do pico de potência dos extensores de joelho com 50% do máximo estimado ($\Delta pPot50$), a variação da flexibilidade de membros inferiores ($\Delta Flex.MMII$), a variação da amplitude do centro de pressão na condição de equilíbrio de pés juntos e olhos fechados ($\Delta EQJOFAmpX$) e a variação da massa magra de membros inferiores ($\Delta MMII MG$). O modelo obtido apresentou uma equação de regressão significativa ($F_{(4,16)}=7,30$ com $p=0,002$) com um coeficiente de determinação (R^2) de 0,65. A equação encontra-se abaixo:

$$\Delta MAX.Vel = -0,0287 + (0,00503 * \Delta pPot50) - (0,0204 * \Delta Flex.MMII) - (0,00556 * \Delta EQJOFAmpX) + (0,000284 * \Delta MMII MG)$$

As variáveis $\Delta pPot50$ ($p=0,031$), $\Delta Flex.MMII$ ($p=0,025$), $\Delta EQJOFAmpX$ ($p=0,015$) e $\Delta MMII MG$ ($p=0,006$) apresentaram-se como preditores significantes para modelo.

Já o segundo modelo teve como objetivo prever os efeitos do treinamento no Domínio Físico da qualidade de vida (ΔD . Físico), assumindo como variáveis independentes a variação do indicador de estresse máximo de Von Mises da tíbia ($\Delta Tb.VM$), a variação da massa magra de membros inferiores ($\Delta MMII$ MG), a variação do desvio padrão da distância dos pontos do centro de pressão ao maior raio da elipse contendo 95% dos dados na condição de tandem de olhos fechados ($\Delta TANOF.DP2$) e a variação da potência média de extensores de joelho com 50% do máximo estimado ($\Delta mePot50$). A equação de regressão do modelo foi igualmente significativa ($F_{(4,16)}=7,30$ com $p=0,002$), com um R^2 de 0,66. Abaixo é apresentada a equação:

$$\Delta D. \text{ Físico} = -2.924 + (0,0969 * \Delta Tb.VM) + (0,00249 * \Delta MMII \text{ MG}) + (0,0597 * \Delta TANOF.DP2) + (0,0521 * \Delta mePot50)$$

Da mesma forma, as variáveis $\Delta Tb.VM$ ($p=0,008$), $\Delta MMII$ MG ($p=0,014$), $\Delta TANOF.DP2$ ($p=0,049$) e $\Delta mePot50$ ($p=0,024$) também se apresentaram como preditores significantes para o modelo.

7. DISCUSSÃO

O presente capítulo será dividido em subitens para que se possam explorar os resultados da melhor forma. A discussão será pautada pelos efeitos que o período de treinamento gerou em ambos os grupos, ou melhor, na diferença dos efeitos do grupo experimental (GE) e do grupo controle (GC). Esta estratégia é justificada pelas mudanças rápidas que ocorrem nas estruturas e funções desta população. Desta forma, é razoável esperar que a ausência de estímulo conduza a declínios estruturais e funcionais. Assim, a comparação entre efeitos nos dois grupos é, de fato, o ganho absoluto na estrutura ou função.

No momento inicial do estudo as participantes foram distribuídas em dois grupos considerados homogêneos. Fazendo exceção ao caso do teste de capacidade funcional de sentar e levantar, nas demais variáveis analisadas no momento inicial as diferenças encontradas entre os grupos não foi ampla o suficiente para que

houvesse significância estatística. Tratava-se, portanto, de dois grupos em que as participantes tinham idades semelhantes, o mesmo nível de atividade física diária, a mesma composição corporal e estrutura óssea, além de caminharem à mesma velocidade. Assumir esta equivalência é necessário para considerar que os efeitos experimentados pelo grupo controle fossem os mesmos do grupo experimental caso ele não tivesse sido submetido à intervenção.

Nos subcapítulos que se seguem serão expostas as discussões dos resultados acerca do programa de intervenção, dos efeitos obtidos nas variáveis ósseas, de desempenho muscular, na marcha e qualidade de vida das participantes.

7.1 Discussão acerca do programa de intervenção

As alterações nas cargas dos exercícios exibidas pelo GE do presente estudo estão em concordância com as alterações encontradas em estudos de caráter similar (BORDE et al., 2015). Apesar do enfoque do programa de treinamento ter sido no desenvolvimento da capacidade de gerar força muscular em curto espaço de tempo, potencializando a ação do ciclo alongamento-encurtamento, mudanças no desempenho de força máxima são esperadas. MISZKO et al. (2003) verificaram que 16 semanas de treinamento de força ou potência (dois grupos de estudo) provocaram ganhos de 14,4% e 12,3% no exercício chest press e 23% e 12,8% no exercício leg press, nos grupos que treinaram força e potência, respectivamente. Os ganhos significativamente inferiores aos do presente estudo (43,1% e 66,3% para os exercícios de chest press e *leg press*) dificilmente serão justificados pelas diferenças metodológicas da intervenção experimental já que o grupo experimental que realizou treinamento de força o fez com 80% da carga máxima (1RM) – contrastando com os 60% assumido no presente estudo – e o grupo experimental que realizou treinamento de potência o executou com 40% de 1RM – contrastando com os 50% de 1RM do presente estudo.

Já De Vos et al. (2005) verificaram incrementos na ordem de 11% e 16%, para os dois exercícios, em idosos após 12 semanas de treinamento de potência com 50% de 1RM. Embora o tempo destes estudos tenha sido inferior ao do presente, é possível verificar que a maior porcentagem de ganho surge até à segunda avaliação

(avaliação intermediária – Figura 16). Em relação ao ganho no desempenho do exercício realizado na cadeira extensora (29,7%), parece que os resultados de De Vos et al. (2005) corroboram com os do presente estudo (23%).

Ao comparar protocolos de 24 semanas de treinamento de força em idosos com intensidades diferentes (55% e 80% de 1RM) Fatouros et al. (2005) verificaram ganhos na ordem de 66% e 43% para os exercícios de *chest press* e *leg press*, respectivamente (no grupo que treinou com 55% de 1RM). Embora estes se assemelhem aos resultados encontrados no presente estudo, pelas diferenças metodológicas impostas no protocolo de treinamento, não deverão ser diretamente comparados. Entretanto, verificou-se que o presente protocolo apesar de não ter tido enfoque no aumento da força máxima (treinando com 50% da carga máxima), mas na potência muscular, gerou um ganho superior na força máxima (no exercício *leg press*) do que 24 semanas de treinamento cujo foco foi exatamente o ganho nesta capacidade.

As diferenças nos ganhos de força máxima dos exercícios realizados pelas participantes do GE ficam justificadas pelas diferenças impostas na sua execução e intensidade. Quando comparados os tamanhos de efeito dos ganhos nos exercícios cadeira extensora ($d=0,92$), *leg press* ($d=1,01$) e *chest press* ($d=1,24$) fica uma notória tendência de ganho superior gerado pelo último. Esta constatação qualitativa (Figura 16) parece ser fruto da intensidade a que este exercício foi realizado (60% de 1RM) e das características da sua execução (velocidade moderada), contrariamente à intensidade com que os demais exercícios eram realizados (50% de 1RM) e da sua execução (fase concêntrica realizada na maior velocidade possível).

Fica, portanto, mais uma vez corroborada a hipótese de ganho de força máxima após intervenção com modalidade de exercício focado no aumento da potência muscular de idosos. Verificou-se, ainda, que os ganhos de força máxima obtidos pelo presente protocolo parecem ser superiores aos ganhos obtidos em protocolos com foco no aumento da capacidade de desempenho de força máxima (ao menos para o exercício *leg press*). Ganhos obtidos, portanto, com um volume de treinamento inferior ao desses protocolos.

SILVA et al. (2014), em sua meta-análise, referem que os ganhos de força para esta população podem ser obtidos com inúmeras combinações de intensidade, número de séries de exercícios, frequência semanal; sendo a duração da sessão de treinamento o único tamanho de efeito significativo na meta-regressão para a força muscular. Assim, parece que a duração da sessão é diretamente proporcional ao incremento de força. Acredita-se, portanto, que a estratégia adotada no presente estudo constitui-se como uma opção válida para o aumento da força máxima nesta população.

Relativamente à intensidade dos exercícios de salto propostos pelo programa de intervenção, verificou-se que a magnitude do primeiro pico da componente vertical da força de reação do solo foi semelhante à de outros estudos com alguma componente de salto. Bassey e Ramsdale (1995), por exemplo, obtiveram valores de primeiro pico na ordem de $2,73 \pm 0,55$ PC (peso corporal), enquanto que Bassey et al. (1998) obtiveram valores de $3,01 \pm 0,11$ PC. Estes, contudo, não expressam a carga interna do treinamento, ou seja, a intensidade do esforço percebida pela participante. Para tentar descrever a carga interna do protocolo proposto foi solicitado que descrevessem, mediante uma escala, a sua percepção de esforço da sessão (Percepção Subjetiva de Esforço – PSE), da recuperação geral (Percepção da Qualidade de Recuperação – PQR) e da sua recuperação muscular (Percepção Subjetiva de Dor – PSD). Estes dados foram colhidos com o intuito de melhor descrever o protocolo, sem intenção, portanto, de modificar o esquema linear de periodização inicialmente estabelecido.

Dunbar e Kalinski (2004) parecem ter sido os primeiros a propor escalas de percepção para regular a intensidade do exercício em idosos. Aplicaram-nas, com sucesso, para ajustar as cargas de treinamento aeróbio em protocolo de intervenção de 20 semanas, com participantes idosos. Apesar de alertarem acerca da necessidade de se entender a percepção das cargas impostas nesta população, a solicitação formal desta informação em todas as sessões de treinamento ainda não é prática comum. Parece que, até ao momento, somente Balachandran et al., (2014) tiveram semelhante preocupação. Verificaram, em protocolo de 15 semanas de treinamento, que o grupo que treinou potência (treinamento em circuito) manteve uma percepção de esforço significativamente menor que o grupo que treinou força. Utilizando a escala de dez estágios de esforço (escala de Borg CR-10) verificou que

o grupo que treinou potência registrou um valor médio de $5,3 \pm 0,8$; que corresponde ao descritor “Difícil”.

O presente estudo registrou, na maioria das semanas de intervenção, uma percepção de esforço (Figura 17, painel A) que corresponde ao intervalo dos descritores “Muito Fácil” e “Razoavelmente Fácil” (entre 9 e 10 pontos). Em relação à qualidade de recuperação, cuja resposta não se prende somente com os efeitos do treinamento mas com as atividades diárias que contribuem para a recuperação geral, verificou-se que apresentaram valores que correspondem ao descritor “Bem recuperada”. Por fim, relataram, no primeiro exercício de cada grupamento muscular (de membros inferiores e superiores), estar entre os descritores “Sem Dor” e “Dor Apenas Perceptível” nas 20 semanas de intervenção.

A descrição da percepção do esforço e recuperação é de extrema importância para identificar desconfortos físicos predecessores de alguma lesão ou que possam conduzir ao abandono da atividade. A percepção das participantes sugere que o protocolo proposto é de fácil aceitação, impondo um baixo esforço físico e, conseqüentemente, uma disposição inalterada para realizar as tarefas do seu cotidiano. Acredita-se que seja uma das razões que ajuda a justificar a ausência de perda amostral.

7.2 Discussão dos efeitos nas variáveis ósseas e composição corporal

As principais alterações ósseas encontradas no presente estudo localizam-se na coluna lombar. Tanto a densidade mineral óssea (DMO) medida por absorciometria por dupla emissão de raios-x (DXA) quanto os parâmetros relativos à microarquitetura desta região (escore trabecular – TBS) apresentaram ganhos significantes do GE quando comparado com o GC. Efeitos positivos parecem igualmente ter surgido em alguns parâmetros da microarquitetura da tíbia. Já na região do fêmur, não foram detectados efeitos significativos após o período de intervenção.

Após um ano de intervenção com mulheres na pós menopausa (entre 50 e 60 anos) de exercícios diários que incluíam 50 saltos com contato direto (pé descalço) do

calcanhar no solo Bassey e Ramsdale (1995) verificaram uma diminuição (não significativa) da DMO de coluna ($-0,022 \text{ g/cm}^2$). Usando um protocolo semelhante, Bassey et al. (1998) obtiveram um aumento de $0,012 \text{ g/cm}^2$ na DMO da coluna sem, contudo, ser diferente dos ganhos verificados pelo seu grupo controle ($0,013 \text{ g/cm}^2$). Já Kemmler et al. (2010) verificaram um aumento de $0,014 \text{ g/cm}^2$ com $d=0,49$ na DMO de coluna lombar após 18 meses de intervenção com um protocolo multilateral de exercícios físicos. Com um protocolo de saltos três vezes por semana, em mulheres na pré-menopausa, Heinonen et al. (1996) verificaram um aumento de $0,015 \text{ g/cm}^2$ na DMO de coluna após 18 meses de intervenção. Por fim, Kelley et al. (2012) em sua meta-análise acerca dos efeitos do exercício de força e de contato com o solo (andar, correr, saltar) referem ser possível uma alteração na DMO da coluna lombar reduzindo em 10% o risco de fratura óssea nos 20 anos seguintes. O efeito combinado dos estudos elegíveis apontou um tamanho de efeito (GE-GC) de $g=0,179$ (IC a 95%: de $-0,003$ a $0,361$).

Comparando os resultados obtidos no presente estudo com os acima apresentados para a DMO da coluna lombar (L1-L4) é possível confirmar os efeitos significativamente superiores obtidos ($g=1,06$). Mesmo naquele que parece ser o estudo que apresenta o maior efeito da intervenção com um protocolo multilateral (treinamento de força, flexibilidade e componente de salto) de exercícios físicos durante 32 semanas (MARQUES et al., 2013), os efeitos na DMO de coluna lombar encontram-se aquém ($0,019 \text{ g/cm}^2$) dos encontrados no presente estudo ($0,030 \text{ g/cm}^2$ com $g=1,06$). Esta informação sugere, portanto, que o protocolo proposto parece ser ótimo para aumentar DMO de coluna lombar em mulheres idosas.

Xu et al. (2016), em sua recente revisão sistemática e meta-análise, afirmam que o protocolo ideal de intervenção com o intuito de preservar/melhorar a DMO em mulheres na pós-menopausa passa pela combinação de exercícios de força e exercícios de alto impacto. A proposta do presente estudo, contudo, vai além desta recomendação já que propõe enfoque não no impacto externo gerado, mas na rápida transição concêntrica/excêntrica da componente de salto o que, em tese, contribuirá para um aumento da carga interna – compressão óssea devido à tração miotendínea (FERRETTI et al., 2003).

Efeitos superiores aos obtidos no presente estudo são, contudo, recorrentes quando a estratégia de intervenção é farmacológica. Boonen et al. (2012), em sua revisão sistemática, apontam efeitos na ordem dos 14% para a DMO da coluna lombar com a utilização de Alendronato. Apesar de expressivo, o efeito é obtido após 10 anos de intervenção ininterrupta. É razoável afirmar que, não havendo limitações maiores à prática de um protocolo de exercícios físicos, será um método preferido ao farmacológico. Trata-se de estratégia com reconhecidos benefícios tanto no aumento da DMO quanto na melhora da capacidade funcional e, conseqüentemente, da qualidade de vida.

Um efeito não reportado em qualquer estudo prévio foi o efeito decrescente encontrado na DMO das vértebras lombares, isto é, o efeito da intervenção na DMO da L1 foi superior ao da L2, que por sua vez foi superior à da L3 e esta à da L4 (Figura 18, painel A). Apesar destas diferenças não serem significantes (os intervalos de confiança dos tamanhos de efeito sobrepõem-se), sugerem um efeito próximo-distal crescente. Sem nenhuma explicação razoável para o fenômeno cabe registrar apenas que o estímulo fornecido parece promover ganhos diferenciados nas vértebras da coluna vertebral lombar.

Verificou-se, igualmente, que apesar do protocolo proposto não ter sido estímulo suficiente para afastar as participantes do GE de um quadro de osteopenia (t score entre -1,0 e -2,5), observou-se uma evolução que lhes permitiu aproximarem-se de um valor limítrofe (-1,19). Este indicador é utilizado amplamente para diagnóstico da perda mineral óssea (osteopenia, osteoporose), sugerindo um comprometimento da sua integridade. Todavia, este não é um indicador válido da microestrutura da peça óssea, apresentando baixa sensibilidade na predição de fratura (HARVEY et al., 2015). O valor de escore trabecular (TBS), a ferramenta não invasiva mais acessível para se determinar a qualidade da peça óssea, está diretamente relacionado com o número de trabéculas, com a separação trabecular e com a densidade da conectividade das trabéculas sendo, portanto, um melhor preditor da chance de fratura.

O presente estudo parece ser o primeiro a identificar o efeito do exercício físico na microestrutura da coluna lombar, pelo TBS. É razoável assumir que uma diferença de 3,2% no valor de TBS (GE-GC) seja suficiente para se poder afirmar que o

protocolo de intervenção foi adequado para diminuir significativamente a chance de fratura da peça óssea da coluna lombar (L1-L4). Estes resultados, portanto, somente poderão ser comparados aos resultados dos efeitos de estratégias farmacológicas, neste indicador. Di Gregorio et al. (2015) indicam a Teriparatida, em contraste com o tratamento anti-reabsorção, como a melhor estratégia farmacológica para aumentar os valores de TBS (3,6%). Uma vez mais, trata-se de uma estratégia que envolve o uso contínuo de medicação por longo período (dois anos).

O efeito do protocolo proposto na DMO e microarquitetura da coluna lombar permitiu confirmar a primeira hipótese do estudo, que versava acerca das alterações benéficas da intervenção na coluna lombar. Apesar dos mecanismos dos ganhos nesta estrutura não serem do escopo deste estudo, acredita-se que as características metabólicas das vértebras tenham contribuído de forma determinante para os ganhos expressivos identificados. Puri et al. (2013), verificaram que a coluna, quando comparada com o fêmur e calcâneo, pela sua natureza estrutural predominantemente trabecular, apresenta maior fluxo sanguíneo, contribuindo de forma categórica para o processo de remodelagem óssea. Com um metabolismo acelerado, seria de se esperar que esta estrutura fosse a primeira a apresentar alterações.

Por sua vez, estruturas ósseas predominantemente corticais (como a diáfise femoral), com metabolismo mais lento portanto apresentariam efeitos mais tardios na sua estrutura. No presente estudo foi identificado efeito trivial na DMO do fêmur total ($g=-0,08$) e efeito considerado baixo no colo do fêmur ($g=0,21$). Embora a justificativa acima apontada possa ajudar a explicar a ausência de mudança nesta estrutura, os efeitos positivos do exercício físico na DMO de fêmur são amplamente reconhecidos. De fato, Bassey et al. (1998) verificaram um aumento de $0,020 \text{ g/cm}^2$ no GE (e de $0,004 \text{ g/cm}^2$ no GC) na DMO do colo do fêmur; enquanto que no estudo de Heinonen et al. (1996) foi observado um aumento de $0,012 \text{ g/cm}^2$ do GE. Korpelainen et al. (2006), por sua vez, verificaram efeitos de $0,007 \text{ g/cm}^2$ e $0,004 \text{ g/cm}^2$ no colo e total do fêmur, respectivamente.

O estímulo imposto pelo presente protocolo, que parece não ter precedente com esta população, pode ter induzido alterações em estruturas do fêmur que não foram identificadas pelo DXA. A heterogeneidade espacial das respostas do treinamento

no fêmur pode ter camuflado o seu efeito (LANG et al., 2014). Especula-se, também, que o estado inicial desta estrutura tenha contribuído para o fenômeno, sem uma vez mais ser possível discutir acerca dos mecanismos que conduziram à ausência de mudança. Os maiores efeitos provocados pelo treinamento parecem ser nos estudos cujo critério de inclusão estipula um baixo valor de T score, normalmente menos de 2 desvios padrão abaixo da referência (KORPELAINEN et al., 2006; KUKULJAN et al., 2009), ou que corresponda a uma estrutura, ao menos, osteopênica. Acredita-se que as cargas impostas pelo protocolo de intervenção não tenham fornecido estímulo suficiente para estruturas notoriamente mais íntegras, como as das participantes do presente estudo. Desta forma, a segunda hipótese da presente tese fica refutada.

Relativamente às alterações na microarquitetura da tíbia, foi possível verificar a ausência de diferenças significantes na sua DMO total, trabecular e cortical; contudo, tamanhos de efeito moderados foram obtidos (0,62; 0,65 e 0,47; respectivamente). Apesar de não ser ainda prática comum, a utilização da tomografia computadorizada quantitativa periférica de alta resolução (HRpQCT) para avaliar efeitos de treinamento em idosos já foi utilizada. Liu-Ambrose et al. (2004), por exemplo, verificaram que 25 semanas de treinamento de força, com intensidade de 85% de 1RM, não foi estímulo suficiente para alterar a microestrutura da tíbia (densidade total: $-2,24 \text{ mm/cm}^3$). Karinkanta et al. (2007), por sua vez, apresentaram a eficácia de um protocolo de treinamento multilateral (combinação de treinamento de força, de equilíbrio e de saltos) durante 12 meses não na densidade da tíbia, mas em um índice de força do osso (*Bone Strength Index*).

O presente parece ser o primeiro estudo que tenha avaliado os efeitos de um protocolo de exercícios em parâmetros de resistência da peça óssea obtidos por análise de elementos finitos. Resultado semelhante ao que foi encontrado no estudo de Karinkanta et al. (2007), o presente estudo apontou efeito positivo no critério de falha trabecular de von Mises, na tíbia. Este é um indicador claro do aumento da resistência da peça óssea após o programa de intervenção, ainda que tenha apresentado um efeito baixo ($g=0,30$). Tal mudança, à semelhança do que aconteceu no estudo de Karinkanta et al. (2007), foi induzida sem uma alteração significativa na DMO da estrutura (embora, como já foi referido, efeitos moderados tenham sido observados).

Uma mudança estrutural apresentada nos resultados que poderá, de forma paradoxal, questionar estes cálculos é a diminuição do número de trabéculas por área e um aumento da separação trabecular (Tabela 2). Acredita-se que o aumento da espessura trabecular identificado tenha sido consequência, de fato, do estímulo mecânico induzido pelo protocolo de intervenção. Este dado é corroborado pelo aumento verificado na densidade do volume ósseo (VO/VT). Assim, especula-se que tenha havido, como consequência da intervenção, a aproximação (com preenchimento da matriz) de trabéculas quase adjacentes, aumentando a espessura e separação trabecular, diminuindo o número de trabéculas. Apesar da impossibilidade de teste direto desta hipótese, o aumento da rigidez, identificado pela análise de elementos finitos, fortalece-a.

Por fim, apesar da ausência de alterações significantes na DMO total (efeito moderado, $g=0,48$) ou microarquitetura do rádio, foi possível identificar um aumento significativo no critério de falha cortical de von Mises, sugerindo trata-se de um peça mais resistente. Será relevante assinalar que apesar da DMO trabecular tenha apresentado efeito trivial ($g=0,05$), a DMO cortical apresentou efeito considerado moderado ($g=0,45$), apesar de não significativo. Acredita-se, portanto, que as alterações na microarquitetura do rádio induzidas pelo programa de intervenção foram suficientes para o dotar de uma maior resistência à fratura. Corroborando os resultados encontrados, Adami et al. (1999) verificaram que 6 meses de exercícios diários especificamente concebidos para desenvolver a musculatura do antebraço de mulheres na pós-menopausa (com idades entre 52 e 72 anos) não foram suficiente para aumentar a DMO trabecular (-2,6%) sendo, contudo, suficientes para desenvolver a DMO cortical (2,2%) de rádio. Já Liu-Ambrose et al. (2004), identificaram uma diminuição da DMO total do rádio (-2,75 mm/cm³) após 25 semanas de treinamento de força (sem fornecerem informações acerca dos exercícios realizados para membros superiores).

Concluindo, parece que a execução de somente dois exercícios para membros superiores (*chest press* e remada) com 60% de 1RM foi suficiente para induzir mudanças estruturais e funcionais no rádio das participantes. Acredita-se que a magnitude dos efeitos ficou limitada pelo baixo volume fornecido a esta estrutura. Especula-se, igualmente que a continuação do estímulo proporcionasse efeitos progressivamente superiores.

Relativamente aos efeitos da intervenção na composição corporal, observou-se a ausência de significância estatística nas variáveis de massa magra e massa gorda avaliadas. No entanto, uma análise qualitativa (Figura 20) sugere uma tendência de redução dos indicadores de massa gorda e aumento do de massa magra pelo grupo experimental. Romero-Arenas, Martínez-Pascual e Alcaraz (2013), em sua revisão de literatura, apontam o efeito positivo (aumento de massa magra e redução da massa gorda) em idosos sujeitos do treinamento de força realizado com reduzido intervalo entre séries (circuito). Strasser et al. (2009), por sua vez, corroborando os resultados encontrados no presente estudo, verificaram que 6 meses de treinamento de força não foram suficientes para promover uma diminuição significativa no percentual de gordura corporal (-4,1% com $p=0,207$), sendo que o segundo grupo experimental do estudo (treinamento aeróbio) conseguiu reduzir o parâmetro significativamente (-5,3% com $p=0,033$).

7.3 Discussão dos efeitos na função muscular

Como seria expectável, o treinamento proposto conduziu não só a um aumento da potência muscular (pico de potência e potência média) de extensores de joelho, como ao aumento da força máxima. Ter medido estas variáveis em diferentes regimes de carga, e não só naquela que havia sido treinada, permite discutir acerca da transferência do ganho para cargas a que a participante não estaria familiarizada. Apesar de não se ter identificado diferenças entre os ganhos nas diferentes cargas (todos os intervalos de confiança da Figura 21 se sobrepõem), é possível observar que as alterações induzidas no pico de potência assumem um formato de U invertido, sendo que a carga a que as participantes estavam habituadas a treinar foi aquela que apresentou o maior ganho.

Fielding et al. (2002) reportam um aumento de 97% (de 66 W a 112 W) no pico de potência de extensores de joelhos, com um aumento na força máxima de 35% (de 38 N a 54 N), após 12 semanas de treinamento de potência. Apesar de expressivos e contrastantes com os ganhos apresentados no presente estudo, é razoável afirmar que os ganhos observados no estudo de Fielding et al. (2002) foram obtidos por indivíduos com uma capacidade muscular significativamente inferior às participantes

deste trabalho. Sugere-se, portanto, que haveria uma maior margem de desempenho funcional. De fato, Marsh et al. (2009) verificaram um aumento de 124% no pico de potência de extensores de joelho após 12 semanas de treinamento de potência em idosos que apresentavam algum grau de debilidade física diagnosticado.

Sendo a perda de potência muscular a característica mais marcante do aparelho locomotor senescente e a perda da capacidade de produzir força de extensores de joelhos rapidamente o traço relacionado com uma marcha ineficiente e aumentado risco de queda (IWAMOTO et al., 2009), o presente protocolo parece ter tido uma influência preponderante na capacidade funcional das participantes do grupo experimental.

Foi possível observar não haver diferenças significantes entre o efeito do treinamento no trabalho nas diferentes cargas. Na avaliação realizada na cadeira extensora as tentativas foram validadas pela percepção (paralelismo entre perna e solo) do pelo avaliador. Esta pode não ter sido a melhor forma para validar a tentativa, podendo ter induzido um viés (a amplitude de execução das maiores cargas pode ter sido menor), o que justificaria a diminuição do valor do trabalho gerado nos maiores regimes de carga.

Por fim, verificou-se ausência de diferenças significantes na velocidade pico e média de extensão de joelho. Pela análise da Tabela 4 é possível verificar que, apesar de não ter havido diferenças entre os efeitos do período de treinamento nos dois grupos, a velocidade do GE foi (ainda que de forma não significante) maior (exceção feita ao pico de velocidade e velocidade média na carga de 80% de 1RM). A velocidade foi maior com uma carga 15,2% maior, ou seja, se as participantes fossem testadas com a mesma carga da avaliação inicial a velocidade seguramente seria maior.

7.4 Discussão dos efeitos no equilíbrio postural

A diminuição da capacidade de gerar força e potência muscular e a diminuição da capacidade de manter equilíbrio, próprias do processo de senescência, têm sido

identificadas como as maiores contribuintes para eventos de queda (ORR; RAYMOND; FIATARONE SINGH, 2008). Desta forma, especula-se que o equilíbrio, que parece estar diretamente relacionado com a força e potência muscular, apresente melhoras após um programa de intervenção voltado para o aumento destas funções musculares.

Refutando esta hipótese, os dados obtidos no presente estudo não apresentaram alterações significantes na grande maioria dos parâmetros de equilíbrio analisados. Orr et al. (2008), em sua revisão acerca dos efeitos do treinamento de força no equilíbrio de idosos, corroboram estes achados. Referem haver ainda limitada evidência acerca dos benefícios do treinamento de força (como único estímulo) no equilíbrio de idosos, sugerindo protocolos de intervenção que ofereçam enfoque maior nas estruturas musculares que contribuem para o controle postural. Apontam, contudo, os efeitos positivos obtidos em seu estudo anterior (ORR et al., 2006).

Os autores identificaram efeitos significantes no equilíbrio de idosos submetidos a 12 semanas de treinamento de potência, particularmente com baixa intensidade de treino (20% de 1RM), quando comparados com os efeitos dos outros dois grupos experimentais – os que treinaram com 50% e 80% de 1RM. Utilizando um índice de equilíbrio composto por 18 parâmetros obtidos por 6 testes verificaram uma redução de $10,8\% \pm 12,6\%$ após o período de intervenção, apontando o seu efeito para a redução das oscilações do centro de massa dos participantes. Os autores conduziram também uma série de regressões para identificar aqueles que estariam com uma maior aptidão para aumentar o desempenho nos testes de equilíbrio, tendo identificado a maior perda de potência muscular como um preditor. Referem que os maiores benefícios ocorrem naqueles cujas funções fisiológicas estejam mais debilitadas. As informações obtidas da avaliação inicial do presente estudo indicam nem o GC nem o GE estivessem numa condição física debilitante, o que poderá ter contribuído para a diminuição da chance de obter efeitos mais expressivos com a intervenção.

Cadore et al. (2013), em sua revisão acerca das melhores estratégias de intervenção para melhorar o equilíbrio em idosos apontam um protocolo multilateral que incluía algum componente de equilíbrio como a melhor opção. Verificaram que, em oito dos dez estudos que reviram, houve uma melhora significativa dos indicadores de

equilíbrio postural, sendo que sete desses oito estudos adotaram um treinamento multilateral em suas intervenções. No estudo que apresentou melhoras no equilíbrio sem assumir um protocolo multilateral (WOLF et al., 2003), verificou-se a eficácia de 48 semanas de treinamento de Tai Chi (sessões bissemanais de 90 minutos) com foco em rotação do tronco, transferência do peso corporal, coordenação e diminuição gradual da base de suporte.

Em adultos jovens, o protocolo que oferece em seu programa um componente de equilíbrio parece apresentar maiores benefícios do que protocolo que não o fazem, mesmo que compreendam uma forte componente de treinamento de força e até de treinamento pliométrico (ZECH et al., 2010). Esta especificidade parece ser característica também na população idosa, ou seja, acredita-se que efeitos relevantes teriam surgido se o protocolo de intervenção garantisse o treino específico desta capacidade. Contudo, e apesar de não serem identificadas diferenças significantes (exceção feita à variável DPx na condição TANOF), é possível observar que a maioria dos tamanhos de efeito das variáveis de equilíbrio postural é negativa, sugerindo um efeito positivo de baixa a moderada magnitude do protocolo de intervenção (Tabela 6).

Orr et al. (2008) apontam que os efeitos positivos no equilíbrio postural após intervenção com treinamento de força observam-se nas condições de avaliação do equilíbrio funcional (como na tarefa de alcance funcional) e, em condições de avaliação de equilíbrio estático, com a remoção da informação visual (olhos fechados, por exemplo). De fato, numa análise qualitativa dos tamanhos de efeito encontrados no presente estudo (Figura 22) verifica-se que a sua maior magnitude surge nas condições de olhos fechados. A única diferença significativa encontrada e que exhibe uma redução significativa do deslocamento do centro de pressão ($g=-0,87$) é exatamente na condição de maior desafio (posição de Tandem com os olhos fechados). Embora se acredite que as reduções (não significantes) do deslocamento no sentido médio-lateral traduzam uma resposta mais positiva do treinamento nesta condição de equilíbrio (pela aproximação do centro de pressão à base de suporte), este é um efeito positivo inequívoco do protocolo de intervenção.

7.5 Discussão dos efeitos na marcha

Os principais efeitos encontrados nas variáveis de marcha surgiram apenas na condição de velocidade máxima. Parece que o protocolo de intervenção não apresentou efeitos relevantes na condição de velocidade auto-selecionada. A única alteração estatisticamente significativa surge na diminuição do comprimento de passada. Acredita-se que esta tenha sido o fator responsável pela diminuição da velocidade de marcha auto-selecionada ($g=-0,63$) na comparação do GE com o GC. Entretanto, verifica-se que esta diferença surge não pela diminuição da velocidade de marcha auto-selecionada do GE (1,5% de aumento), mas pelo aumento relevante do GC (10,2%). Symons et al. (2005), Berg e Lapp (1998) e Buchner et al. (1997) apontam, igualmente, a ausência de alterações na velocidade de marcha auto-selecionada após um programa de treinamento de força de 12, 8 e 26 semanas, respectivamente. Por outro lado, Persch et al. (2009) e Henwood e Taaffe (2005) mostram a eficácia de 12 semanas de treinamento de força e de potência, respectivamente, no aumento da velocidade de marcha auto-selecionada.

Na meta-análise de Peel et al. (2013) foi identificada uma velocidade média de marcha habitual de 0,58 m/s para idosos saudáveis ou que poderiam apresentar alguma limitação funcional (como quadro de sarcopenia), tendo observado valor máximo de 0,84 m/s. A velocidade auto-selecionada obtida pelas participantes no presente estudo é consideravelmente superior à encontrada, sugerindo tratar-se de uma amostra com bom condicionamento físico e, possivelmente, menos susceptível a alterações impostas pelo programa de treinamento, neste parâmetro. Em sua recente meta-análise acerca dos efeitos do exercício na velocidade de marcha Hortobágyi et al. (2015) apontam um aumento médio de 5,8% (0,07 m/s) na velocidade de marcha auto-selecionada após um período de treinamento de força ou potência. Acredita-se que o aumento da potência de extensores de joelhos, que parece ser um preditor válido da velocidade de marcha (BASSEY et al., 1992), seja um dos responsáveis pelas alterações induzidas neste parâmetro após um período de intervenção. Talvez por esta razão, Hortobágyi et al. (2015) tenham identificado um maior efeito do exercício físico na velocidade máxima de marcha do que na velocidade habitual. Embora o foco desse estudo tenha sido somente na velocidade do ciclo de marcha, especula-se que as alterações das demais características (cinemáticas, cinéticas, eletromiográficas) também se apresentem limitadas.

Os resultados obtidos no presente estudo corroboram as conclusões apresentadas pelos autores (HORTOBÁGYI et al., 2015), verificando apenas alterações significantes na velocidade máxima de marcha, não na velocidade auto-selecionada. Ao comparar, contudo, os ganhos médios dos protocolos de intervenção da sua meta-análise (9,4%; 0,12 m/s) verifica-se que as alterações encontradas no presente estudo foram mais modestas (4%; 0,073 m/s). Os autores alertam, contudo, para a tendência em encontrarem efeitos mais expressivos em avaliações da marcha que imponham uma alta demanda física aos idosos participantes (como, por exemplo, num corredor longo ao invés de num espaço curto – como foi o caso da avaliação da marcha no presente estudo). Cenários de avaliação com essas características poderiam, de fato, estar a avaliar outras componentes funcionais (capacidade aeróbia, por exemplo). Este resultado, portanto, permite aceitar a hipótese 3 que versa sobre os efeitos positivos do protocolo de intervenção na velocidade de marcha.

As alterações observadas na velocidade máxima de marcha no presente estudo parecem estar relacionadas com o aumento da cadência (3,7%) e redução da fase de duplo apoio (-1,5%), que por sua vez parece estar relacionada com a diminuição do tempo de contato (-4%). Desta forma, acredita-se que o mecanismo que conduz ao aumento de velocidade de marcha seja o aumento da frequência de passo ao invés do seu comprimento. Sadeghi et al. (2002) e Winter (1991) referem que, quando comparada com a do jovem, a marcha do idoso apresenta uma redução da velocidade dependente do menor comprimento de passo, sem diferenças na sua cadência. Esta estratégia, associada ao aumento da duração da fase de duplo apoio, para conferir maior estabilidade, é consequência da perda da extensibilidade do complexo miotendíneo, próprio desta fase de vida, restringindo a amplitude de movimento (SERRÃO; AMADIO, 1994). Desta forma, seria espectável uma alteração da velocidade de marcha que fosse mais dependente da amplitude do movimento, já que parece ser a capacidade que se apresenta diminuída com o processo fisiológico de envelhecimento. Os resultados sugerem que a estratégia para aumentar a velocidade de marcha se prende com o reforço de uma capacidade inerente (a cadência de marcha parece ser imutável ao longo do envelhecimento) ao invés da melhora de outra que, à partida, parece apresentar diferenças relevantes.

Apesar de apresentarem uma marcha mais rápida, verificou-se que o GE reduz (efeito moderado: $g=-0,59$) a velocidade horizontal do pé no contato inicial. Admite-se que este comportamento, que parece condizente com uma menor chance de queda (MILLS; BARRETT, 2001; WINTER, 1991), seja uma resposta positiva do treinamento. Não obstante, não parece evidência suficiente para aceitar a hipótese 4 da presente tese. Esperar-se-ia que esta diminuição da velocidade horizontal do calcanhar fosse acompanhada por uma maior ativação da musculatura controladora da frenagem na extensão de joelhos, o que não aconteceu (MAX.BF.Balanço=-8%).

Sugere-se que redução da magnitude de força da componente anteroposterior na fase propulsiva da marcha de idosos seja um dos mecanismos do reduzido comprimento de passada e consequente diminuição da velocidade de marcha (NIGG; SKLERYK, 1988; STERGIOU et al., 2002; WINTER, 1991). O presente estudo sugere que, quando ajustado pelo momento inicial, há um aumento moderado ($g=0,64$) do impulso propulsivo do GE. A redução observada neste parâmetro no GE é resposta ao menor tempo de contato na plataforma de força, sugerindo uma maior eficiência do movimento. Esta pode ser fundamentada também pela diminuição do segundo pico de força de reação do solo ($g=-0,79$) observada quando comparados GE e GC.

Supõe-se que a redução da ativação do m. gastrocnêmio na fase propulsiva esteja relacionada à acentuação da estratégia de redistribuição de torques e potências musculares no sentido distal-proximal. Reconhecida com uma estratégia comumente adotada por idosos para colmatar as deficiências de flexores plantares tem repercussões também na velocidade da marcha (DEVITA; HORTOBAGYI, 2000; WATELAIN et al., 2000). Acredita-se que o presente protocolo de treinamento, com enfoque particular na musculatura do quadril e joelho (e menos na do tornozelo) tenha contribuído para a acentuação dessa estratégia. O aumento da fase relativa quadril / joelho na comparação entre grupos, que sugere uma relação fora de fase dessas articulações poderá ser entendida como mais uma evidência da acentuação dessa estratégia.

Por fim, especula-se, a eficiência do protocolo de treinamento na capacidade aumentada de sustentação de dorsiflexão de tornozelo na fase de balanço (MAX.TA.Balanço) o que, em tese, poderá contribuir para o aumento da distância

mínima do antepé ao solo (*toe clearance*), reconhecida como uma variável preditora da chance de queda (MILLS; BARRETT; MORRISON, 2008). Porém, esta diferença surge somente na comparação com a estratégia de ativação do TA do GC, sendo que o efeito verificado no GE não parece ser expressivo (1,3%).

7.6 Discussão dos efeitos na capacidade funcional

A capacidade de, proficientemente, se sentar e levantar de uma cadeira é um indicador claro da autonomia do indivíduo idoso (GROSS et al., 1998). Pinheiro et al. (2016) afirmam ainda que o desempenho no teste de sentar e levantar possa ser usado como diagnóstico complementar de um quadro de sarcopenia em mulheres idosas. A transferência dos efeitos de um programa de treinamento de força para esta capacidade são amplamente reconhecidos. Steib et al. (2010), contudo, apontam efeitos mais marcantes nesta capacidade quando idosos são submetidos a um protocolo de treinamento de potência. De fato, Henwood e Taaffe (2006) verificaram que somente 8 semanas de treinamento de potência é estímulo suficiente para reduzir em 12,5% o tempo para se levantar e sentar de uma cadeira cinco vezes. Da mesma forma, os mesmos autores (HENWOOD et al., 2008) verificaram uma diminuição de 12,8% no tempo para se levantar e sentar cinco vezes, após 24 semanas de treinamento de potência, apontando a estratégia como ótima para desenvolver a capacidade funcional nesta população.

Os resultados obtidos no presente estudo apontam efeitos ainda mais expressivos do GE – $g=2,20$ com aumento de 39% da potência de extensores de joelhos após o período de intervenção, no teste de sentar e levantar de uma cadeira. Dehail et al. (2007) apontam a importância do idoso se levantar de uma cadeira com segurança, sendo um fator preditivo da debilidade do indivíduo e de chance de queda. Na sua análise cinemática e eletromiografia do gesto, referem tratar-se de uma tarefa de transição para a postura ortostática que requer o deslocamento do centro de massa de uma posição estável para uma com menor estabilidade. Verificaram que, nesta fase de transição, que combina flexão do quadril e extensão de joelhos, há uma correlação negativa da força de extensores de joelhos com a amplitude de flexão de quadril ($r=-0,63$ com $p<0,01$). Será razoável, portanto, afirmar que o aumento da força máxima e potência muscular de extensores de joelhos tenham contribuído para

a redução da necessidade de maior flexão de quadril nesta fase de transição, permitindo a realização das tentativas mais rapidamente.

Aceita-se, portanto, a quinta hipótese da tese acerca dos efeitos positivos no desempenho do teste “sentar e levantar” como consequência do protocolo de intervenção proposto.

Embora o aumento da flexibilidade como consequência de um programa de intervenção seja observado em protocolos multilaterais com forte componente de treinamento específico (flexibilidade), a melhora neste parâmetro de capacidade funcional é observado igualmente em protocolos de treinamento de força. Fatouros et al. (2006) apontam um inequívoco aumento da flexibilidade de membros superiores e inferiores após 24 semanas de treinamento. Os autores afirmam também que os ganhos de flexibilidade são proporcionais à intensidade da intervenção, tendo sido testados 3 grupos experimentais (treinando com 40%, 60% e 80% de 1RM). Desta forma, obtiveram um ganho de flexibilidade de membros inferiores (teste de sentar e alcançar) de 3,8 cm e um ganho de flexibilidade de membros superiores (teste de flexão de ombro) de 8% (que corresponde a um aumento de 9,6°). Da mesma forma, Barbosa et al. (2002) verificaram um aumento de 4 cm no teste de sentar e alcançar após 10 semanas de treinamento de força. Os autores sugerem que o estímulo apresentado aos participantes idosos tenha contribuído para a redução da rigidez muscular, bem como da sua fáscia, já que se trata da característica determinante da redução da amplitude de movimento mais mutável com o treinamento.

Os ganhos observados na flexibilidade de membros superiores (2,4 cm) e inferiores (3,1 cm) são semelhantes aos encontrados na literatura, conferindo ao presente protocolo a capacidade para alterar de forma significativa a flexibilidade de idosos. Entretanto, parece que o presente protocolo o faz com um volume de treinamento inferior aos demais. Este parece ser o primeiro estudo a apontar os efeitos benéficos de um treinamento de potência na flexibilidade de idosos.

7.7 Discussão dos efeitos na qualidade de vida

O ingresso num programa sistematizado de exercício físico conduz à melhora da auto percepção da qualidade de vida de idosos (LIU-AMBROSE et al., 2005). Estes efeitos parecem ficar mais acentuados com o baixo nível funcional inicial. É expectável, portanto, que os efeitos mais expressivos surjam em indivíduos que apresentem alguma dependência funcional e baixa qualidade de vida percebida (LANGLOIS et al., 2013). Acredita-se que, desta forma, as alterações na capacidade funcional provocadas pela intervenção, que irão contribuir de forma determinante para a autonomia nas tarefas cotidianas, tenham uma maior expressão na qualidade de vida percebida dos participantes desse protocolo. De fato, naquele que parece ser o único trabalho a abordar os efeitos de um protocolo de exercício físico em idosos fisicamente ativos não foram encontradas alterações nos parâmetros de bem-estar após o período de treinamento (PEIG-CHIELLO et al., 1998).

No presente estudo, é possível verificar, no momento inicial do programa, tanto um alto nível da capacidade funcional quanto um alto nível de qualidade da vida percebida. Acredita-se ser esta a razão pela qual não tenha havido diferenças relevantes no Domínio Físico da qualidade de vida: as mudanças induzidas pelo treinamento não tiveram uma repercussão drástica na vida diárias das participantes. Será necessário, portanto, refutar a hipótese 6 do presente trabalho.

A única alteração estatisticamente significativa, que conduziu a um efeito considerado elevado ($g=1,08$), surgiu no Domínio “Atividades Passadas, Presentes e Futuras”. Este é constituído por quatro facetas que investiga a satisfação com as conquistas alcançadas e as perspectivas futuras na vida. Desta forma, acredita-se que as participantes do GE aumentaram a satisfação com as oportunidades que surgiram na sua vida, o reconhecimento recebido, a satisfação com o que alcançou na vida e a felicidade em relação ao que espera do futuro. Apesar de não ser possível quantificar a dependência emocional das participantes do GE ao programa, é inegável a dedicação e empenho individual para que aquele fosse um reduto de apoio e companheirismo, contribuindo de forma sutil para a sua satisfação pessoal. Esta especulação encontra força na diferença encontrada (não significativa) no Domínio Psicológico ($g=0,60$).

Este Domínio é composto por facetas que se prendem com a aceitação e satisfação pessoal, sugerindo-se uma tendência de melhora para o GE após o período de intervenção. Estudos transversais (na sua maioria) têm mostrado o papel do exercício físico no combate aos quadros de depressão, comuns nesta população. De fato, Bridle et al. (2012), em sua meta-análise, reafirmam o relevante papel do exercício físico para diminuir os sintomas da depressão. Indicam ainda que a magnitude dos efeitos desta estratégia não-farmacológica é proporcional à severidade do quadro depressivo. Não tendo medido qualquer destes aspectos, especula-se somente a eficiência do protocolo no combate a estes tipos de enfermidades.

7.8 Discussão da associação entre os efeitos do protocolo

As equações de regressão estabelecidas sugerem que os ganhos verificados no GE na máxima velocidade de marcha são diretamente dependentes dos ganhos no pico de potência de extensores de joelho e dos ganhos na massa magra de membros inferiores; assim como inversamente dependentes dos ganhos na flexibilidade de membros inferiores e equilíbrio (no parâmetro amplitude anteroposterior na condição de apoios juntos e olhos fechados). De fato, um aumento unitário na variável pPot50, na MMII MG, na Flex.MMII e na EQJOFAmpX, considerando um incremento por vez (mantendo o valor das outras variáveis imutáveis), induziria um aumento na velocidade máxima de marcha de 0,00503 m/s e 0,000284 m/s; e a uma diminuição de 0,0204 m/s e 0,00556 m/s; respectivamente.

Esta informação sugere que o incremento na velocidade máxima de marcha obtido pelo protocolo de intervenção proposto foi dependente da melhora no pico de potência de extensores de joelho, aumento da massa magra de membros inferiores, redução do deslocamento do centro de pressão em tarefa de equilíbrio estático com os olhos fechados e da diminuição da flexibilidade de membros inferiores. Beijersbergen et al. (2013), na tentativa de apontar as causas biomecânicas dos incrementos de velocidade obtidos após protocolos de treinamento de força, sugerem que seja o aumento da força da musculatura do quadril, joelho e tornozelo

que garante uma fase de apoio segura e uma propulsão eficaz sem, contudo, conseguirem validar estes mecanismos como os preditores dessas alterações.

A associação entre a qualidade da marcha (medida pelo incremento da sua velocidade) e o equilíbrio postural parece estar entendida (VISWANATHAN; SUDARSKY, 2012), assim como a sua relação com a potência de extensores de joelhos (TSCHOPP et al., 2011) e, consequentemente, com a massa magra de membros inferiores. O aumento da velocidade de marcha com a redução da flexibilidade de membros inferiores, contudo, não parece ser facilmente explicada. Parece que a contribuição para o incremento da velocidade máxima de marcha é, maioritariamente, do incremento da sua cadência (3,7%) e não tanto do comprimento de passo (0,8%). Desta forma, será razoável assumir que para aumentar a velocidade de marcha não haja uma necessidade incontornável do aumento da flexibilidade de membros inferiores (da musculatura posterior de joelho, a que é avaliada pelo teste de “sentar e alcançar”).

O presente parece ser o primeiro estudo a apontar os possíveis mecanismos associados aos ganhos na velocidade de marcha após um programa de intervenção. Estas informações são de extrema importância para o planeamento de futuras intervenções direcionadas, ou seja, para indivíduos idosos que apresentem algum quadro funcional particular.

Na segunda equação foi possível determinar que a alteração no Domínio Físico da qualidade de vida das participantes do GE parece ser influenciada pelos ganhos na rigidez da sua peça óssea (tíbia), pelo incremento de massa magra de membros inferiores, aumento do deslocamento do centro de pressão em condição de equilíbrio estático de olhos fechados e pelos ganhos na potência média de extensores de joelhos. A relação dos ganhos na potência de extensores de joelhos e a qualidade de vida foi estudada por Katula et al. (2008) que aponta o treinamento de potência como uma estratégia capaz de aumentar múltiplos domínios da qualidade de vida de idosos. Assim, é razoável assumir que o aumento da massa magra em decorrência da estratégia de intervenção desempenhe igualmente um papel relevante, especialmente, na auto percepção de melhoras físicas e funcionais.

Em relação à dependência do aumento do valor de critério de falha trabecular de von Mises da tíbia e do incremento da qualidade de vida, supõe-se que uma percepção de melhora estrutural (óssea) induzida pela intervenção esteja relacionada com o aumento da qualidade de vida. Apesar de Albayrak et al. (2015) não terem conseguido mostrar uma associação significativa entre a DMO e a qualidade de vida de idosas com osteoporose, quando comparadas com um grupo controle (idosas sem osteoporose), verificaram diferenças significantes entre os grupos no índice da qualidade do sono, que poderá ser considerada como uma faceta da qualidade de vida.

Por fim, verificou-se que o aumento unitário na variável TANOF.DP2 induz um aumento de 0,0597 pontos no escore do Domínio Físico da qualidade de vida das participantes do GE. Embora a associação entre o desempenho na tarefa de manter equilíbrio postural estático e qualidade de vida pareça não existir – $r=-0,16$ com $p=0,232$ no estudo de Yumin et al. (2011) – seria razoável assumir uma relação inversamente proporcional (diminuição da oscilação do centro de pressão estivesse relacionada com o aumento da qualidade de vida). No modelo adotado, sem explicação plausível, foi observada uma relação diretamente proporcional destas variáveis, sugerindo que a diminuição da capacidade de controlar as oscilações do centro de pressão conduz ao aumento da qualidade de vida.

7.9 Limitações do estudo

As informações obtidas no presente trabalho constituem corpo de conhecimento relevante e inédito sobre um novo protocolo de intervenção para a população idosa, contudo, os resultados obtidos deverão ser interpretados à luz de algumas limitações:

- Apesar de não existirem diferenças relevantes entre GE e GC na altura da avaliação inicial a constituição dos grupos não foi completamente randomizada;
- A boa aptidão física exibida pelas participantes do estudo pode ter limitado a adequabilidade deste protocolo a outros grupos de idosos (que não tenham, por exemplo, uma capacidade funcional à priori tão boa);

- O tempo de intervenção parece ter sido baixo para identificar efeitos, reconhecidamente comuns em estudos com treinamento de força, na estrutura femoral;
- A avaliação cinemática da marcha realizada pelas centrais inerciais, ao invés de sistemas de aquisição por marcadores em proeminências ósseas, não permitiu o cálculo da sobrecarga interna durante o movimento, bem como identificar os efeitos do protocolo nestas variáveis (como, por exemplo, a suposta transferência da estratégia propulsiva para estruturas articulares proximais);
- A ausência de um protocolo de familiarização das tarefas funcionais propostas (garantindo a confiabilidade das medidas) pode ter camuflado, entre as respostas ao protocolo, efeito de aprendizagem.

8. CONCLUSÃO

O presente trabalho teve como objetivo apontar os efeitos de um protocolo de treinamento baseado na potencialização da ação do ciclo alongamento-encurtamento em idosas. Verificou-se que 20 semanas de intervenção de um protocolo que foi percebido como sendo de baixa intensidade, que não gerou nenhuma lesão, manteve a adesão plena e que foi estímulo suficiente para aumentar a potência de extensores de joelhos, permitiu aumentar a densidade mineral óssea da coluna e os indicadores da sua microarquitetura sem, contudo, apresentar efeito no fêmur. Apresentou alterações relevantes na microarquitetura de tíbia conferindo-lhe uma maior capacidade para suportar esforços máximos. Parece ter tido efeitos considerados baixos a moderados na composição corporal, sugerindo uma redução de massa gorda e aumento de massa magra. Da mesma forma, os efeitos encontrados nos parâmetros de equilíbrio postural também parecem ser de baixa magnitude. Apesar de parecer não ter tido efeito na marcha realizada a velocidade auto-selecionada, na condição de máxima velocidade apresentou alterações de parâmetros que sugerem uma marcha mais eficiente. Por fim, apesar de ter tido efeitos significativos nos indicadores de capacidade funcional, não apresentou alterações condizentes na qualidade de vida.

Portanto, das hipóteses estabelecidas inicialmente, pôde-se aceitar a [H₁], [H₃] e [H₅]; ou seja, o protocolo de treinamento permitiu aumentar a DMO da coluna lombar das participantes, aumentar a velocidade máxima de marcha e aumentar o desempenho no teste de “sentar e levantar” (potência “funcional” de membros inferiores). Da mesma forma, ficaram refutadas as hipóteses [H₂], [H₄] e [H₆]; ou seja, o protocolo não foi capaz de aumentar a DMO do colo do fêmur, de diminuir a velocidade horizontal do calcanhar no contato inicial, ou aumentar o escore do Domínio Físico da qualidade de vida das participantes do programa.

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADAMI, S. et al. Site-specific effects of strength training on bone structure and geometry of ultradistal radius in postmenopausal women. **Journal of bone and mineral research**, v. 14, n. 1, p. 120–4, jan. 1999.
- ADAMS, J. E. Quantitative computed tomography. **European journal of radiology**, v. 71, n. 3, p. 415–24, set. 2009.
- ALBAYRAK, I. et al. The association between bone mineral density, quality of life, quality of sleep and fatigue. **Acta clinica Belgica**, p. 2295333715Y0000000061, 13 ago. 2015.
- AUVINET, B. et al. Gait abnormalities in elderly fallers. **J Aging Phys Act**, v. 11, n. 1, p. 40–52, 2003.
- BALACHANDRAN, A. et al. High-speed circuit training vs hypertrophy training to improve physical function in sarcopenic obese adults: A randomized controlled trial. **Experimental Gerontology**, v. 60, p. 64–71, 2014.
- BANFI, G. et al. Bone metabolism markers in sports medicine. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 40, n. 8, p. 697–714, 1 ago. 2010.
- BARAK, Y.; WAGENAAR, R. C.; HOLT, K. G. Gait characteristics of elderly people with a history of falls: a dynamic approach. **Phys Ther**, v. 86, n. 11, p. 1501–1510, 2006.
- BARBOSA, A. R. et al. Effects of Resistance Training on the Sit-and-Reach Test in Elderly Women. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 16, n. 1, p. 14–18, 2002.
- BARRETT, R. S.; MILLS, P. M.; BEGG, R. K. A systematic review of the effect of ageing and falls history on minimum foot clearance characteristics during level walking. **Gait Posture**, v. 32, n. 4, p. 429–435, 2010.
- BASSEY, E. J. et al. Leg extensor power and functional performance in very old men and women. **Clinical science (London, England : 1979)**, v. 82, n. 3, p. 321–7, mar. 1992.
- BASSEY, E. J. et al. Pre- and postmenopausal women have different bone mineral density responses to the same high-impact exercise. **Journal of bone and mineral research**, v. 13, n. 12, p. 1805–13, dez. 1998.
- BASSEY, E. J.; RAMSDALE, S. J. Weight-bearing exercise and ground reaction forces: A 12-month randomized controlled trial of effects on bone mineral density in healthy postmenopausal women. **Bone**, v. 16, n. 4, p. 469–476, 1995.
- BEAN, J. F. et al. Increased Velocity Exercise Specific to Task (InVEST) training: a pilot study exploring effects on leg power, balance, and mobility in community-dwelling older women. **J Am Geriatr Soc**, v. 52, n. 5, p. 799–804, 2004.
- BEIJERSBERGEN, C. M. I. et al. The biomechanical mechanism of how strength and power training improves walking speed in old adults remains unknown. **Ageing Research Reviews**, v. 12, n. 2, p. 618–627, 2013.
- BENJAMIN, M.; KAISER, E.; MILZ, S. Structure-function relationships in tendons: a review. **Journal of anatomy**, v. 212, n. 3, p. 211–28, mar. 2008.
- BERG, W. P.; LAPP, B. A. The effect of a practical resistance training intervention on mobility in independent, community-dwelling older adults. **J Aging Phys Act**, v. 6, n. 1, p. 18–35, 1998.
- BIJUR, P. E.; SILVER, W.; GALLAGHER, E. J. Reliability of the visual analog scale for measurement of acute pain. **Academic emergency medicine : official journal of the Society for Academic Emergency Medicine**, v.

8, n. 12, p. 1153–1157, 2001.

BLAKE, G. M.; FOGELMAN, I. Technical principles of dual energy x-ray absorptiometry. **Seminars in nuclear medicine**, v. 27, n. 3, p. 210–28, jul. 1997.

BLAKE, G. M.; FOGELMAN, I. The clinical role of dual energy X-ray absorptiometry. **European journal of radiology**, v. 71, n. 3, p. 406–14, set. 2009.

BOCALINI, D. S. et al. Strength training preserves the bone mineral density of postmenopausal women without hormone replacement therapy. **Journal of aging and health**, v. 21, n. 3, p. 519–27, jun. 2009.

BOONEN, S. et al. Postmenopausal osteoporosis treatment with antiresorptives: Effects of discontinuation or long-term continuation on bone turnover and fracture risk-A perspective. **Journal of Bone and Mineral Research**, v. 27, n. 5, p. 963–974, 2012.

BORDE, R.; HORTOBÁGYI, T.; GRANACHER, U. Dose-Response Relationships of Resistance Training in Healthy Old Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 45, n. 12, p. 1693–720, dez. 2015.

BORG, G. A. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 14, n. 5, p. 377–381, 1982.

BOSKEY, A. L.; COLEMAN, R. Aging and bone. **Journal of dental research**, v. 89, p. 1333–48, 2010.

BRANDÃO, C. M. A. et al. Posições oficiais 2008 da Sociedade Brasileira de Densitometria Clínica (SBDens). **Arquivos Brasileiros de Endocrinologia & Metabologia**, v. 53, n. 1, p. 107–112, fev. 2009.

BRANDON, L. J. et al. Effects of lower extremity strength training on functional mobility in older adults. **J Aging Phys Act**, v. 8, n. 3, p. 227–241, 2000.

BRIDLE, C. et al. Effect of exercise on depression severity in older people: systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. **The British journal of psychiatry : the journal of mental science**, v. 201, n. 3, p. 180–5, set. 2012.

BROSS, R.; STORER, T.; BHASIN, S. Aging and Muscle Loss. **Trends Endocrinol Metab**, v. 10, n. 5, p. 194–198, 1999.

BRUNNER, F. et al. Effects of aging on Type II muscle fibers: a systematic review of the literature. **J Aging Phys Act**, v. 15, n. 3, p. 336–348, 2007.

BRZYCKI, M. Strength testing-Predicting a one-rep max from reps-to-fatigue. **Journal of Physical Education, Recreation and Dance**, n. 68, p. 88–90, 1993.

BUCHNER, D. M. et al. The effect of strength and endurance training on gait, balance, fall risk, and health services use in community-living older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 52, n. 4, p. M218–24, 1997.

BURDEN, A. Surface Electromyography. In: PAYTON, C. J.; BARTLETT, R. M. (Eds.). **Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise**. 1st. ed. [s.l.] Routledge, 2008. p. 77–102.

CADORE, E. L. et al. Effects of different exercise interventions on risk of falls, gait ability, and balance in physically frail older adults: a systematic review. **Rejuvenation research**, v. 16, n. 2, p. 105–14, 2013.

CADORE, E. L.; BRENTANO, M. A.; KRUEL, L. F. M. Efeitos da atividade física na densidade mineral óssea e na remodelação do tecido ósseo. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 11, n. 6, p. 373–379, dez. 2005.

CALLISAYA, M. L. et al. Sex modifies the relationship between age and gait: a population-based study of older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 63, n. 2, p. 165–170, 2008.

CARSON, R. et al. Role of peripheral afference during acquisition of a complex coordination task. **Experimental Brain Research**, v. 144, n. 4, p. 496–505, 2002.

CAVANI, A. et al. Effects of a 6-Week Resistance-Training Program on Functional Fitness of Older Adults. **J Aging Phys Act**, v. 10, n. 4, p. 443–452, 2002.

CHACHAMOVICH, E. et al. Brazilian WHOQOL-OLD Module version: a Rasch analysis of a new instrument. **Rev Saude Publica**, v. 42, n. 2, p. 308–316, 2008.

CHANDLER, J. M. et al. Is lower extremity strength gain associated with improvement in physical performance and disability in frail, community-dwelling elders? **Arch Phys Med Rehabil**, v. 79, n. 1, p. 24–30, 1998.

CHMIELEWSKI, T. L. et al. Plyometric exercise in the rehabilitation of athletes: physiological responses and clinical application. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 36, n. 5, p. 308–319, 2006.

CIVITELLI, R.; ARMAMENTO-VILLAREAL, R.; NAPOLI, N. Bone turnover markers: understanding their value in clinical trials and clinical practice. **Osteoporosis International**, v. 20, n. 6, p. 843–51, jun. 2009.

CORREA, C. S. et al. 3 Different types of strength training in older women. **International journal of sports medicine**, v. 33, n. 12, p. 962–9, dez. 2012.

- CURREY, J. D. The mechanical consequences of variation in the mineral content of bone. **Journal of Biomechanics**, v. 2, n. 1, p. 1–11, 1969.
- CYARTO, E. V.; MOORHEAD, G. E.; BROWN, W. J. Updating the evidence relating to physical activity intervention studies in older people. **J Sci Med Sport**, v. 7, n. 1 Suppl, p. 30–38, 2004.
- DE VOS, N. J. et al. Optimal load for increasing muscle power during explosive resistance training in older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 60, n. 5, p. 638–647, 2005.
- DEHAIL, P. et al. Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a “Sit-to-Walk” task in elderly subjects: role of strength. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 22, n. 10, p. 1096–1103, 2007.
- DEVITA, P.; HORTOBAGYI, T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. **J Appl Physiol**, v. 88, n. 5, p. 1804–1811, 2000.
- DI GREGORIO, S. et al. Comparison between different bone treatments on areal bone mineral density (aBMD) and bone microarchitectural texture as assessed by the trabecular bone score (TBS). **Bone**, v. 75, p. 138–143, 2015.
- DUNBAR, C. C.; KALINSKI, M. I. Using RPE to regulate exercise intensity during a 20-week training program for postmenopausal women: a pilot study. **Perceptual and motor skills**, v. 99, n. 2, p. 688–90, out. 2004.
- DUNLAP, W. P. et al. Meta-analysis of experiments with matched groups or repeated measures designs. **Psychological Methods**, v. 1, n. 2, p. 170–177, 1996.
- EARLES, D. R.; JUDGE, J. O.; GUNNARSSON, O. T. Velocity training induces power-specific adaptations in highly functioning older adults. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, n. 7, p. 872–878, 2001.
- ENOKA, R. M. **Neuromechanics of Human Movement**. 4th. ed. Champaign: Human Kinetics, 2008.
- FAHLMAN, M. et al. Combination training and resistance training as effective interventions to improve functioning in elders. **J Aging Phys Act**, v. 15, n. 2, p. 195–205, 2007.
- FATOUROS, I. G. et al. Strength training and detraining effects on muscular strength, anaerobic power, and mobility of inactive older men are intensity dependent. **British journal of sports medicine**, v. 39, n. 10, p. 776–780, 2005.
- FATOUROS, I. G. et al. Resistance training and detraining effects on flexibility performance in the elderly are intensity-dependent. **Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association**, v. 20, n. 3, p. 634–642, 2006.
- FERRETTI, J. L. et al. Bone mass, bone strength, muscle-bone interactions, osteopenias and osteoporoses. **Mechanisms of Ageing and Development**, v. 124, n. 3, p. 269–279, 2003.
- FIELDING, R. A. et al. High-velocity resistance training increases skeletal muscle peak power in older women. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 50, n. 4, p. 655–662, 2002.
- FRONTERA, W. R. et al. Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. **J Appl Physiol**, v. 88, n. 4, p. 1321–1326, 2000.
- FUKADA, E.; YASUDA, I. On the Piezoelectric Effect of Bone. **Journal of the Physical Society of Japan**, v. 12, p. 1158–1162, 1957.
- GALVAO, D. A.; TAAFFE, D. R. Resistance exercise dosage in older adults: single- versus multiset effects on physical performance and body composition. **J Am Geriatr Soc**, v. 53, n. 12, p. 2090–2097, 2005.
- GARATACHEA, N. et al. Feelings of well being in elderly people: relationship to physical activity and physical function. **Archives of gerontology and geriatrics**, v. 48, n. 3, p. 306–12, 2009.
- GENANT, H. K. et al. Quantitative computed tomography in assessment of osteoporosis. **Seminars in Nuclear Medicine**, v. 17, n. 4, p. 316–333, 1987.
- GILLISON, F. B. et al. The effects of exercise interventions on quality of life in clinical and healthy populations; a meta-analysis. **Social science & medicine**, v. 68, p. 1700–1710, 2009.
- GÓMEZ-CABELLO, A. et al. Effects of Training on Bone Mass in Older Adults: A Systematic Review. **Sports Medicine**, v. 42, p. 301–325, 2012.
- GREENLUND, L. J. S.; NAIR, K. S. Sarcopenia: consequences, mechanisms, and potential therapies. **Mechanisms of Ageing and Development**, v. 124, n. 3, p. 287–299, 2003.
- GROSS, M. M. et al. Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. **Gait Posture**, v. 8, n. 3, p. 175–185, 1998.
- HAHN, M. E.; LEE, H. J.; CHOU, L. S. Increased muscular challenge in older adults during obstructed gait. **Gait Posture**, v. 22, n. 4, p. 356–361, 2005.
- HAIR, J. F. et al. Multivariate Data Analysis. **Prentice Hall**, p. 816, 2010.

- HAKKINEN, K. et al. Changes in electromyographic activity, muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women. **Acta Physiol Scand**, v. 171, n. 1, p. 51–62, 2001.
- HALLIDAY, S. E. et al. The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. **Gait Posture**, v. 8, n. 1, p. 8–14, 1998.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Biomechanical Basis of Human Movement**. 3. ed. [s.l.] Lippincott Williams & Wilkins, 2009.
- HAMILTON, C. J.; SWAN, V. J. D.; JAMAL, S. A. The effects of exercise and physical activity participation on bone mass and geometry in postmenopausal women: a systematic review of pQCT studies. **Osteoporosis international**, v. 21, p. 11–23, 2010.
- HARVEY, N. C. et al. Trabecular bone score (TBS) as a new complementary approach for osteoporosis evaluation in clinical practice. **Bone**, v. 78, p. 216–224, 2015.
- HAUSDORFF, J. M. et al. Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 78, n. 3, p. 278–283, 1997.
- HAZELL, T.; KENNO, K.; JAKOBI, J. Functional benefit of power training for older adults. **J Aging Phys Act**, v. 15, n. 3, p. 349–359, 2007.
- HEDGES, L. V. Distribution Theory for Glass's Estimator of Effect size and Related Estimators. **Journal of Educational and Behavioral Statistics**, v. 6, n. 2, p. 107–128, 1981.
- HEINONEN, A. et al. Randomised controlled trial of effect of high-impact exercise on selected risk factors for osteoporotic fractures. **The Lancet**, v. 348, n. 9038, p. 1343–1347, 1996.
- HENRIKSSON, M.; HIRSCHFELD, H. Physically active older adults display alterations in gait initiation. **Gait Posture**, v. 21, n. 3, p. 289–296, 2005.
- HENWOOD, T. R.; RIEK, S.; TAAFFE, D. R. Strength versus muscle power-specific resistance training in community-dwelling older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 63, n. 1, p. 83–91, 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. 108–115, 2005.
- HENWOOD, T. R.; TAAFFE, D. R. Short-term resistance training and the older adult: the effect of varied programmes for the enhancement of muscle strength and functional performance. **Clin Physiol Funct Imaging**, v. 26, n. 5, p. 305–313, 2006.
- HERNANDEZ, C. J.; KEAVENY, T. M. A biomechanical perspective on bone quality. **Bone**, v. 39, p. 1173–1181, 2006.
- HORTOBÁGYI, T. et al. Effects of Three Types of Exercise Interventions on Healthy Old Adults' Gait Speed: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Medicine**, v. 45, n. 12, p. 1627–1643, 2015.
- HRUDA, K. V.; HICKS, A. L.; MCCARTNEY, N. Training for muscle power in older adults: effects on functional abilities. **Can J Appl Physiol**, v. 28, n. 2, p. 178–189, 2003.
- HUNTER, G. R.; MCCARTHY, J. P.; BAMMAN, M. M. Effects of resistance training on older adults. **Sports Med**, v. 34, n. 5, p. 329–348, 2004.
- IBGE. Censo demográfico 2010: características da população e dos domicílios. 2011.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATIONS UNITS. 6. Quantitative computed tomography. **Journal of the ICRU**, v. 9, n. 1, p. 59–69, 1 abr. 2009.
- ISHIKAWA, M. et al. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 99, n. 2, p. 603–8, ago. 2005.
- IWAMOTO, J. et al. Preventative effect of exercise against falls in the elderly: a randomized controlled trial. **Osteoporos Int**, v. 20, n. 7, p. 1233–1240, 2009.
- JONSSON, E.; SEIGER, A.; HIRSCHFELD, H. Postural steadiness and weight distribution during tandem stance in healthy young and elderly adults. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 20, n. 2, p. 202–8, fev. 2005.
- KARANI, R.; MCLAUGHLIN, M. A.; CASSEL, C. K. Exercise in the healthy older adult. **Am J Geriatr Cardiol**, v. 10, n. 5, p. 269–273, 2001.
- KARINKANTA, S. et al. A multi-component exercise regimen to prevent functional decline and bone fragility in home-dwelling elderly women: randomized, controlled trial. **Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA**, v. 18, n. 4, p. 453–62, abr. 2007.
- KATULA, J. A.; REJESKI, W. J.; MARSH, A. P. Enhancing quality of life in older adults: a comparison of muscular

strength and power training. **Health Qual Life Outcomes**, v. 6, p. 45, 2008a.

KATULA, J. A.; REJESKI, W. J.; MARSH, A. P. Enhancing quality of life in older adults: a comparison of muscular strength and power training. **Health and quality of life outcomes**, v. 6, p. 45, jan. 2008b.

KELLEY, G. A.; KELLEY, K. S.; KOHRT, W. M. Effects of ground and joint reaction force exercise on lumbar spine and femoral neck bone mineral density in postmenopausal women: a meta-analysis of randomized controlled trials. **BMC musculoskeletal disorders**, v. 13, p. 177, jan. 2012.

KEMMLER, W. et al. Exercise effects on bone mineral density, falls, coronary risk factors, and health care costs in older women: the randomized controlled senior fitness and prevention (SEFIP) study. **Archives of internal medicine**, v. 170, n. 2, p. 179–85, 25 jan. 2010.

KENTTÄ, G.; HASSMÉN, P. Overtraining and Recovery A Conceptual Model. **Sports Medicine**, v. 26, n. 1, p. 1–16, 1998.

KERRIGAN, D. C. et al. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 79, n. 3, p. 317–322, 1998.

KIMURA, T. et al. Effects of aging on gait patterns in the healthy elderly. **Anthropological Science**, v. 115, n. 1, p. 67–72, 2007.

KOMI, P. V. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. **Journal of biomechanics**, v. 33, n. 10, p. 1197–206, out. 2000.

KOMI, P. V.; NICOL, C. Stretch–Shortening Cycle of Muscle Function. In: ZATSIORSKY, V. M. (Ed.). . **Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention**. [s.l.] Blackwell Science Inc, 2000. p. 87–102.

KORPELAINEN, R. et al. Effect of impact exercise on bone mineral density in elderly women with low BMD: a population-based randomized controlled 30-month intervention. **Osteoporos Int**, v. 17, p. 109–118, 2006.

KUKULJAN, S. et al. Effects of a multi-component exercise program and calcium– vitamin-D 3 -fortified milk on bone mineral density in older men: a randomised controlled trial. **Osteoporos Int**, v. 20, p. 1241–1251, 2009.

LANG, T. F. et al. Spatial heterogeneity in the response of the proximal femur to two lower-body resistance exercise regimens. **Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research**, v. 29, n. 6, p. 1337–45, jun. 2014.

LANGLOIS, F. et al. Benefits of physical exercise training on cognition and quality of life in frail older adults. **The journals of gerontology. Series B, Psychological sciences and social sciences**, v. 68, n. 3, p. 400–4, maio 2013.

LEE, L. W.; KERRIGAN, D. C. Identification of kinetic differences between fallers and nonfallers in the elderly. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 78, n. 3, p. 242–246, 1999.

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.

LIU-AMBROSE, T. Y. L. et al. Both Resistance and Agility Training Increase Cortical Bone Density in 75- to 85-Year-Old Women With Low Bone Mass: A 6-Month Randomized Controlled Trial. **Journal of Clinical Densitometry**, v. 7, n. 4, p. 390–398, 2004.

LIU-AMBROSE, T. Y. L. et al. Both resistance and agility training reduce back pain and improve health-related quality of life in older women with low bone mass. **Osteoporosis international**, v. 16, n. 11, p. 1321–9, nov. 2005.

LOCKHART, T. E.; KIM, S. Relationship between hamstring activation rate and heel contact velocity: factors influencing age-related slip-induced falls. **Gait Posture**, v. 24, n. 1, p. 23–34, 2006.

MAGANARIS, C. N.; NARICI, M. V. Mechanical properties of tendons. In: MAFFULLI, N.; RENSTRÖM, P.; LEADBETTER, W. B. (Eds.). . **Tendon Injuries: Basic Science and Clinical Medicine**. [s.l.] Springer Science & Business Media, 2005. p. 14–21.

MARKOVIC, G.; MIKULIC, P. Neuro-musculoskeletal and performance adaptations to lower-extremity plyometric training. **Sports Med**, v. 40, n. 10, p. 859–895, 2010.

MARQUES, E. et al. Response of bone mineral density , inflammatory cytokines , and biochemical bone markers to a 32-week combined loading exercise programme in older men and women. **Arch Gerontol Geriatr**, v. 57, p. 226–233, 2013.

MARSDEN, C. D.; MERTON, P. A.; MORTON, H. B. Human postural responses. **Brain : a journal of neurology**, v. 104, n. 3, p. 513–34, set. 1981.

MARSH, A. P. et al. Lower Extremity Muscle Function After Strength or Power Training in Older Adults. **J Aging**

Phys Act, v. 17, n. 4, p. 416–443, 2009.

MARTYN-ST JAMES, M.; CARROLL, S. **Meta-analysis of walking for preservation of bone mineral density in postmenopausal women** *Bone*, 2008. Disponível em:

<<http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=reference&D=emed8&NEWS=N&AN=2008382735>>

MARTYN-ST JAMES, M.; CARROLL, S. Effects of different impact exercise modalities on bone mineral density in premenopausal women: a meta-analysis. **Journal of bone and mineral metabolism**, v. 28, n. 3, p. 251–67, maio 2010.

MATOS, O. et al. Effect of specific exercise training on bone mineral density in women with postmenopausal osteopenia or osteoporosis. **Gynecological endocrinology : the official journal of the International Society of Gynecological Endocrinology**, v. 25, p. 616–620, 2009.

MAYER, F. et al. The intensity and effects of strength training in the elderly. **Deutsches Ärzteblatt international**, v. 108, n. 21, p. 359–64, maio 2011.

MAZO, G. Z. et al. Validade concorrente e reprodutibilidade: teste-reteste do Questionário de Baecke modificado para idosos. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v. 6, n. 1, p. 5–11, 1998.

MICKELBOROUGH, J. et al. Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. **Gait Posture**, v. 19, n. 1, p. 50–57, 2004.

MILLS, P. M.; BARRETT, R. S. Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. **Hum Mov Sci**, v. 20, n. 4-5, p. 427–446, 2001.

MILLS, P. M.; BARRETT, R. S.; MORRISON, S. Toe clearance variability during walking in young and elderly men. **Gait Posture**, v. 28, n. 1, p. 101–107, 2008.

MISZKO, T. A. et al. Effect of strength and power training on physical function in community-dwelling older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 58, n. 2, p. 171–175, 2003.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 3, n. 3, p. 77–83, 2003.

MONACO, V. et al. During walking elders increase efforts at proximal joints and keep low kinetics at the ankle. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 24, n. 6, p. 493–498, 2009.

MURPHY, M. A. et al. Screening for Falls in Community-Dwelling Elderly. **J Aging Phys Act**, n. 11, p. 64–78, 2003.

NARICI, M. V et al. Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 59, n. 4, p. 310–319, 1989.

NICOLUSSI, A. C. et al. [Quality of life in elderly people that have suffered falls: integrative literature review]. **Ciência & saúde coletiva**, v. 17, n. 3, p. 723–30, mar. 2012.

NIGG, B. M.; SKLERYK, B. N. Gait characteristics of the elderly. **Clin Biomech**, v. 3, n. 2, p. 79–87, 1988.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System**. 4. ed. [s.l.] Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

OKADA, S. et al. Age-related differences in postural control in humans in response to a sudden deceleration generated by postural disturbance. **European journal of applied physiology**, v. 85, n. 1-2, p. 10–8, jul. 2001.

ORR, R. et al. Power training improves balance in healthy older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 61, n. 1, p. 78–85, 2006.

ORR, R.; RAYMOND, J.; FIATARONE SINGH, M. Efficacy of progressive resistance training on balance performance in older adults : a systematic review of randomized controlled trials. **Sports Med**, v. 38, n. 4, p. 317–343, 2008.

OSTROSKY, K. M. et al. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. **Phys Ther**, v. 74, n. 7, p. 637–646, 1994.

PANDY, M. G.; BARR, R. E. Biomechanics of the musculoskeletal system. In: KUTZ, M. (Ed.). **Standard Handbook of Biomedical Engineering & Design**. [s.l.] McGraw-Hill Professional, 2003. p. 6.1 – 6.34.

PEEL, N. M.; KUYS, S. S.; KLEIN, K. Gait speed as a measure in geriatric assessment in clinical settings: a systematic review. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 68, p. 39–46, 2013.

PEIG-CHIELLO, P., PERRIG, W. J., EHRSAM, R., STAEHELIN, H. B., & KRINGS, F. The effects of resistance training on well-being and memory in elderly volunteers. **Age and Ageing**, 272, v. 27, n. 4, p. 469–475, 1998.

PEREIRA, A. et al. Effects of high-speed power training on functional capacity and muscle performance in older women. **Experimental gerontology**, v. 47, n. 3, p. 250–5, mar. 2012.

- PEREIRA, É. F.; TEIXEIRA, C. S.; SANTOS, A. DOS. Quality of life: approaches, concepts and assessment. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 26, n. 2, p. 241–250, 2012.
- PERSCH, L. N. et al. Strength training improves fall-related gait kinematics in the elderly: a randomized controlled trial. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 24, n. 10, p. 819–825, 2009.
- PETERSON, M. D. et al. Resistance exercise for muscular strength in older adults: a meta-analysis. **Ageing research reviews**, v. 9, p. 226–237, 2010.
- PINHEIRO, P. A. et al. «Chair Stand Test» as Simple Tool for Sarcopenia Screening in Elderly Women. **The journal of nutrition, health & aging**, v. 20, n. 1, p. 56–9, 2016.
- PINHO, J. P. et al. AN INEXPENSIVE METHOD TO MEASURE KNEE EXTENSORS' POWER IN OLDER ADULTS. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 21, n. 6, p. 421–424, dez. 2015.
- PINHO, J. P.; AMADIO, A. C. **Indicadores biomecânicos da marcha de idosas em resposta ao treinamento de força**. [s.l.] Universidade de São Paulo, 2012.
- PRINCE, F. et al. Gait in the elderly. **Gait Posture**, v. 5, n. 2, p. 128–135, 1997.
- PURI, T. et al. Differences in regional bone metabolism at the spine and hip: a quantitative study using (18)F-fluoride positron emission tomography. **Osteoporosis International**, v. 24, n. 2, p. 633–9, fev. 2013.
- RAGNARSDÓTTIR, M. The Concept of Balance. **Physiotherapy**, v. 82, n. 6, p. 368–375, 1 jun. 1996.
- RAYMOND, M. J. et al. Systematic review of high-intensity progressive resistance strength training of the lower limb compared with other intensities of strength training in older adults. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 94, p. 1458–72, 2013.
- RHO, J.-Y.; KUHN-SPEARING, L.; ZIOUPOS, P. Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. **Medical Engineering & Physics**, v. 20, n. 2, p. 92–102, mar. 1998.
- RIKLI, R. E.; JONES, C. J. Functional Fitness normative scores for community-residing older adults. **J Aging Phys Act**, n. 7, p. 162–181, 1999a.
- RIKLI, R.; JONES, C. Development and validation of a functional fitness test for community-residing older adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, v. 7, p. 129–161, 1999b.
- ROMERO-ARENAS, S.; MARTÍNEZ-PASCUAL, M.; ALCARAZ, P. E. Impact of resistance circuit training on neuromuscular, cardiorespiratory and body composition adaptations in the elderly. **Ageing and disease**, v. 4, n. 5, p. 256–63, 2013.
- ROSA, T. E. C. et al. Fatores determinantes da capacidade funcional entre idosos. **Rev Saude Publica**, v. 37, n. 1, p. 40–48, 2003.
- ROSENBLUM, M.; KURTHS, J. Analysing Synchronization Phenomena from Bivariate Data by Means of the Hilbert Transform. **Nonlinear Analysis of Physiological Data**, n. 1996, p. 91–99, 1998.
- SADEGHI, H. et al. Knee flexors/extensors in gait of elderly and young able-bodied men (II). **Knee**, v. 9, n. 1, p. 55–63, 2002.
- SAEZ SAEZ DE VILLARREAL, E. et al. Effect of plyometric training on chair-rise, jumping and sprinting performance in three age groups of women. **J Sports Med Phys Fitness**, v. 50, n. 2, p. 166–173, 2010.
- SÁEZ-SÁEZ DE VILLARREAL, E.; REQUENA, B.; NEWTON, R. U. Does plyometric training improve strength performance? A meta-analysis. **Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia**, v. 13, p. 513–522, 2010.
- SAMUEL, D. et al. The relationships between muscle strength, biomechanical functional moments and health-related quality of life in non-elite older adults. **Age and ageing**, v. 41, n. 2, p. 224–30, mar. 2012.
- SAYERS, S. P.; GIBSON, K.; COOK, C. R. The effect of high-speed power training on muscle performance, function and pain in older adults with knee osteoarthritis: A pilot investigation. **Arthritis Care Res (Hoboken)**, 2011.
- SCHLICHT, J.; CAMAIONE, D. N.; OWEN, S. V. Effect of intense strength training on standing balance, walking speed, and sit-to-stand performance in older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 56, n. 5, p. M281–6, 2001.
- SCHMITZ, A. et al. Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 19, n. 6, p. 1085–1091, 2009.
- SCHULMAN, R. C.; WEISS, A. J.; MECHANICK, J. I. Nutrition, bone, and aging: an integrative physiology approach. **Current Osteoporosis Reports**, v. 9, p. 184–95, 2011.
- SENIAM. **Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles**. Disponível em: <<http://seniam.org/>>. Acesso em: 1 jan. 2013.

- SERRÃO, J. C.; AMADIO, A. C. Análise de características dinâmicas do andar em idosos e sua influência na seleção de atividades físicas. **Proceedings of the First Conference of European Group for Research into Elderly and Physical Activity**, p. 438–441, 1994.
- SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. **Motor control: theory and practical applications**. 2nd. ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- SIFF, M. Biomechanical Foundations of Strength and Power Training. In: ZATSIORSKY, V. M. (Ed.). **Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention**. [s.l.] Blackwell Science Inc, 2000. p. 103–139.
- SILLANPÄÄ, E. et al. Combined strength and endurance training improves health-related quality of life in healthy middle-aged and older adults. **International journal of sports medicine**, v. 33, p. 981–6, 2012.
- SILVA, N. L. et al. Influence of strength training variables on strength gains in adults over 55 years-old: A meta-analysis of dose-response relationships. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 17, n. 3, p. 337–344, 2014.
- SIMON, S. R. **Orthopaedic Basic Science**. [s.l.] American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1994.
- SIPILA, S. et al. Effects of strength and endurance training on isometric muscle strength and walking speed in elderly women. **Acta Physiol Scand**, v. 156, n. 4, p. 457–464, 1996.
- SLATKOVSKA, L. et al. Effect of whole-body vibration on BMD: a systematic review and meta-analysis. **Osteoporosis international**, v. 21, p. 1969–1980, 2010.
- SPARROW, W. A.; TIROSH, O. Gait termination: a review of experimental methods and the effects of ageing and gait pathologies. **Gait Posture**, v. 22, n. 4, p. 362–371, 2005.
- STACOFF, A. et al. Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. **Gait Posture**, v. 21, n. 1, p. 24–38, 2005.
- STEIB, S.; SCHOENE, D.; PFEIFER, K. Dose-response relationship of resistance training in older adults: a meta-analysis. **Med Sci Sports Exerc**, v. 42, n. 5, p. 902–914, 2010.
- STERGIOU, N. et al. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 17, n. 8, p. 615–617, 2002.
- STRASSER, B. et al. Efficacy of systematic endurance and resistance training on muscle strength and endurance performance in elderly adults--a randomized controlled trial. **Wien Klin Wochenschr**, v. 121, n. 23-24, p. 757–764, 2009.
- SUETTA, C. et al. Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. **J Appl Physiol**, v. 97, n. 5, p. 1954–1961, 2004.
- SYMONS, T. B. et al. Effects of maximal isometric and isokinetic resistance training on strength and functional mobility in older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 60, n. 6, p. 777–781, 2005.
- TAKAI, Y. et al. Sit-to-stand test to evaluate knee extensor muscle size and strength in the elderly: a novel approach. **Journal of PHYSIOLOGICAL ANTHROPOLOGY**, v. 28, n. 3, p. 123–128, 2009.
- TSCHOPP, M.; SATTELMAYER, M. K.; HILFIKER, R. Is power training or conventional resistance training better for function in elderly persons? A meta-analysis. **Age Ageing**, v. 40, n. 5, p. 549–556, 2011.
- TURNER, C. H. Biomechanics of bone: determinants of skeletal fragility and bone quality. **Osteoporosis International**, v. 13, p. 97–104, 2002.
- VAN INGEN SCHENAU, G.; BOBBERT, M.; HAAN, A. Does elastic energy enhance work and efficiency in the stretch-shortening cycle? **Journal of applied biomechanics**, p. 389–415, 1997.
- VAN KAN, G. A. et al. Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an International Academy on Nutrition and Aging (IANA) Task Force. **The Journal of Nutrition, Health & Aging**, v. 13, n. 10, p. 881–889, 2009.
- VERGHESE, J. et al. Quantitative gait markers and incident fall risk in older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 64, n. 8, p. 896–901, 2009.
- VISWANATHAN, A.; SUDARSKY, L. Balance and gait problems in the elderly. **Handbook of clinical neurology**, v. 103, p. 623–34, 2012.
- VON STENGEL, S. et al. Differential effects of strength versus power training on bone mineral density in postmenopausal women: a 2-year longitudinal study. **Br J Sports Med**, v. 41, n. 10, p. 649–55; discussion 655, 2007.
- VOORRIPS, L. E. et al. A physical activity questionnaire for the elderly. **Med Sci Sports Exerc**, v. 23, n. 8, p. 974–979, 1991.

- WATELAIN, E. et al. Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 81, n. 5, p. 579–586, 2000.
- WEHRLI, F. W. Structural and functional assessment of trabecular and cortical bone by micro magnetic resonance imaging. **Journal of magnetic resonance imaging : JMRI**, v. 25, n. 2, p. 390–409, fev. 2007.
- WESTHOFF, M. H.; STEMMERIK, L.; BOSHUIZEN, H. C. Effects of a Low-Intensity Strength-Training Program on Knee-Extensor Strength and Functional Ability of Frail Older People. **J Aging Phys Act**, v. 8, n. 4, p. 325–342, 2000.
- WHIPPLE, R. et al. Altered sensory function and balance in older persons. **Journal of gerontology**, v. 48 Spec No, p. 71–6, set. 1993.
- WINTER, D. **Human balance and posture control during standing and walking** *Gait & Posture*, 1995.
- WINTER, D. A. et al. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. **Phys Ther**, v. 70, n. 6, p. 340–347, 1990.
- WINTER, D. A. **The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological**. 2^a. ed. Waterloo: Canadian Cataloguing in Publication Data, 1991.
- WINTERS-STONE, K. M.; SNOW, C. M. Site-specific response of bone to exercise in premenopausal women. **Bone**, v. 39, p. 1203–1209, 2006.
- WOLF, S. L. et al. Intense tai chi exercise training and fall occurrences in older, transitionally frail adults: a randomized, controlled trial. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 51, n. 12, p. 1693–701, dez. 2003.
- WOLFF, J. **Das Gesetz der Transformation der Knochen**. [s.l.] Berlin: Hirschwald, 1892.
- WOOLLACOTT, M. H.; TANG, P. F. Balance control during walking in the older adult: research and its implications. **Physical therapy**, v. 77, n. 6, p. 646–60, jun. 1997.
- XU, J. et al. Effects of Exercise on Bone Status in Female Subjects, from Young Girls to Postmenopausal Women: An Overview of Systematic Reviews and Meta-Analyses. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, 8 fev. 2016.
- YUMIN, E. T. et al. The effect of functional mobility and balance on health-related quality of life (HRQoL) among elderly people living at home and those living in nursing home. **Archives of Gerontology & Geriatrics**, v. 52, n. 3, p. e180–4, 2011.
- ZECH, A. et al. Balance training for neuromuscular control and performance enhancement: A systematic review. **Journal of Athletic Training**, v. 45, n. 4, p. 392–403, 2010.