



---

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE -  
INTERUNIDADES**

---

**TREINAMENTO RESISTIDO E LOCOMOÇÃO DE IDOSOS SAUDÁVEIS E  
PACIENTES COM DOENÇA DE PARKINSON: explorando as variáveis específicas que  
beneficiam o desempenho da locomoção**

**DIEGO ALEJANDRO ROJAS JAIMES**

Tese apresentada ao Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista Campus de Rio Claro, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Ciências da Motricidade.

**Julho, 2019**

Diego Alejandro Rojas Jaimes

**TREINAMENTO RESISTIDO E LOCOMOÇÃO DE IDOSOS SAUDÁVEIS E  
PACIENTES COM DOENÇA DE PARKINSON: explorando as variáveis específicas que  
beneficiam o desempenho da locomoção**

Tese apresentada ao Instituto de Biociências da  
Universidade Estadual Paulista Campus de Rio Claro,  
como parte dos requisitos para obtenção do título de  
Doutor em Ciências da Motricidade.

Orientadora: Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi

Rio Claro

2019

R741t

Rojas-Jaimes, Diego Alejandro

Treinamento resistido e locomoção de idosos saudáveis e pacientes com doença de Parkinson: : Explorando as variáveis específicas que beneficiam o desempenho da locomoção / Diego Alejandro

Rojas-Jaimes. -- Rio Claro, 2019

177 p.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp),  
Instituto de Biociências, Rio Claro

Orientadora: Lilian Teresa Bucken Gobbi

1. Envelhecimento. 2. Doença de Parkinson. 3. Exercícios físicos. 4.  
Força muscular. 5. Distúrbios da locomoção. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca do Instituto de Biociências, Rio Claro. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

**CERTIFICADO DE APROVAÇÃO**

**TÍTULO DA TESE:** TREINAMENTO RESISTIDO E LOCOMOÇÃO DE IDOSOS SAUDÁVEIS E PACIENTES COM DOENÇA DE PARKINSON: explorando as variáveis específicas que beneficiam o desempenho da locomoção

**AUTOR:** DIEGO ALEJANDRO ROJAS JAIMES

**ORIENTADORA:** LILIAN TERESA BUCKEN GOBBI

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Doutor em CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE , especialidade: Biodinâmica da Motricidade Humana pela Comissão Examinadora:



Profa. Dra. LILIAN TÉRESA BUCKEN GOBBI  
Departamento de Educação Física / UNESP - Instituto de Biociências de Rio Claro - SP



Prof. Dr. ALESSANDRO MOURA ZAGATTO  
Departamento de Educação Física / UNESP - Faculdade de Ciências de Bauru/ SP

Prof. Dr. ANDRÉ LUIZ DEMANTOVA GURJÃO  
Colegiado de Educação Física / Universidade Federal do Vale do São Francisco - Petrolina / PE

Prof. Dr. FERNANDO DIEFENTHAELER  
Departamento de Educação Física - Centro de Desportos / Universidade Federal de Santa Catarina - Florianópolis/SC

Prof. Dr. GUSTAVO CHRISTOFOLETTI  
Instituto Integrado de Saúde / Universidade Federal do Mato Grosso do Sul - Campo Grande /MS

Rio Claro, 31 de julho de 2019

Fear has two meanings:

“Forget Everything and Run”

or

“Face Everything and Rise”

The choice is yours.

Dedico este trabalho a minha mãe, que com seu carinho, esforço e dedicação me fez o que sou. Além a minha família (Javier, Luis Antonio, Trina, Rafael, Rosalba, Juliana e Ricardo) que foram meu suporte e estímulo quando precisei de um.

## **Agradecimentos**

Primeiramente, agradeço a Deus por me permitir vivenciar o período do doutorado em boas condições de saúde e na companhia de pessoas maravilhosas.

O presente trabalho foi realizado com o apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de financiamento 001.

Aos protagonistas desta história, os idosos do PROFIT e os pacientes com doença de Parkinson do PROPARKI que foram fundamentais neste processo.

À minha orientadora Lilian Gobbi, por me guiar durante o doutorado que possibilitou o meu crescimento pessoal e profissional na área acadêmica. Serei eternamente grato pela oportunidade que me proporcionou e por ter aberto as portas do LEPLO.

Aos amigos, parceiros e irmãos do LEPLO: ao Victor por me mostrar a disciplina e o rigor de um cientista. Ao Diego (Jet) e Paulo Cesar que mostraram que a vida é melhor quando se tem um sorriso estampado no rosto. À Nubia por toda a dedicação e esforço que sempre demonstrou. À Priscila pelos jogos de terça e quinta que foram mais que uma terapia e por sempre estar disposta a me escutar. Ao Vinicius (B1) e Juliana pela constante disposição em me ajudar nesse período. Agradeço ao João pelos hambúrgueres, pela boa energia e pela fortaleza mental que me ensinou. Ao Marcelo por sempre ter tempo para responder minhas perguntas por mais simples que pudessem ser. Ao Rodrigo e a Ellen que sempre estiveram dispostos e preocupados em me ajudar e pelas palavras certas para cada momento. Além disso, impossível não agradecer os alunos da graduação que são membros do LEPLO: Mayra, Isabella, Paola, Vinicius e Lucas, que me ajudaram sempre que precisei. Para todos vocês, um “obrigado” é pouco. Levo uma parte de cada um de vocês no meu coração e tenho orgulho por ter feito parte do LEPLO.

Aos amigos externos Jorge, Ana Maria e Swani, que foram minha família no Brasil. À Aninha Cassanti, Miriã Araujo, Mayara Borkowske, pela amizade, jantares e momentos especiais que me tiravam do tédio. A todos vocês, muito obrigado!

Agradeço eternamente à minha família: minhas mães Ana, Trina, meu pai Luis Antonio, meus tios Javier, Rafael e Rosalba (esposa de meu tio) e meus primos Ricardo e Juliana. Vocês sempre estiveram na torcida para que este processo chegasse ao final de maneira boa e satisfatória. Certamente vocês são o motivo pelo meu avanço na vida.

À Alejandra por ter me impulsionado neste processo.

Por fim, mas não menos importantes, aos meus irmãos de outras mães Juan Jose, Oscar Mauricio, Marla Liliana, Jaime, Sara Catalina. Aos amigos de coração Rubiel, Yenny, Dennis, Ailin, Karina Munevar, Marcela Rojas, Yuli Alvarez, German Dario Diaz, Martin Sara, Blanca, Ruben e Islenis Carolina, e todos os demais que por coisas da memora esqueci de nomear por sempre estarem ao meu lado mesmo de longe.



## Resumo

O treinamento resistido tem sido estudado no contexto do envelhecimento e da doença de Parkinson, mas há falta de exploração das características deste tipo de treinamento que contribuem na melhora da locomoção e da funcionalidade. A pergunta central desta tese é: Quais características do treinamento resistido no contexto do envelhecimento saudável e da doença de Parkinson permitem potencializar seus efeitos no desempenho locomotor? Para responder este questionamento foram desenvolvidos dois estudos. **ESTUDO 1.** Novos modelos de periodização do treinamento, como a periodização ondulatória e a periodização inversa, têm sido desenvolvidos, mas não há evidências sobre as vantagens da periodização ondulatória quando comparada com a periodização linear em idosos. Por outro lado, a periodização inversa não tem sido testada em idosos. Assim, o objetivo do presente estudo foi analisar os efeitos de dois treinamentos de força com periodizações diferentes na locomoção de idosos saudáveis. Participaram 69 idosos (70,23±6,81 anos, 72,58±5,51 Kg, 162,26±5,92 cm), cognitivamente preservados (27,40±1,20 pontos Mini-Exame de Estado Mental) e fisicamente ativos (12,64±3,15 pontos Baecke). A amostra foi distribuída em três grupos, grupo de treinamento de força com periodização inversa ondulatória (GPIO n=25), grupo de treinamento de força com periodização linear (GPL n=25) e grupo controle (GC n=19). Foram realizadas 20 semanas de treinamento resistido, 2 dias na semana, mais 1 dia de treinamento locomotor. GPIO realizou um treinamento decrescente iniciando com cargas de alta intensidade e depois com cargas de moderada a baixa intensidade, enquanto GPL realizou um treinamento progressivo. Volume e intensidade foram iguais para ambos grupos. O GC realizou atividades de dança no mesmo período. Foram estabelecidos dois momentos de avaliação (pré e pós) onde se registrou o comportamento nas tarefas de levantar e andar (índice de fluidez), iniciação do andar (velocidade do centro de pressão nos ajustes posturais antecipatórios) e andar (velocidade da passada). Todas as tarefas foram executadas em velocidade preferida e rápida. Além, foi mensurado o tempo do *Timed Up and Go Test* e a força isométrica máxima voluntária. MANOVAs de dois fatores grupo (GPL x GPIO x GC) e momento (pré x pós) e testes *post hoc* de Bonferroni foram empregados. Os resultados indicaram interação para o índice de fluidez na tarefa de levantar e andar na velocidade rápida ( $F_{2,50}= 38,727$ ;  $p<0,01$ ), indicando que GPL e GPIO foram significativamente mais fluidos na execução da tarefa quando comparados com GC ( $F_{2,50}=178,92$ ;  $p<0,01$ ). O tempo do *Timed Up and Go Test* apresentou interação ( $F_{2,50}= 65,89$ ;  $p <0,01$ ), onde GPIO apresentou tempo menor que GPL no momento pós ( $p=0,02$ ). Na força

isométrica máxima voluntária, a taxa de desenvolvimento da força apontou interação ( $F_{2,50}=29,708$ ;  $p<0,01$ ), indicando valores médios maiores de GPL e GPIO quando comparados com GC ( $F_{2,50}=506,41$ ;  $p<0,01$ ). No andar em velocidade preferida foi observado efeito principal de momento ( $F_{2,50}=3,786$ ;  $p=0,01$ ) na duração da passada, no tempo de apoio e no tempo de apoio duplo, observando incrementos significativos para todas as variáveis no momento pós quando comparados com o pré. Por outro lado, a iniciação do andar não apresentou resposta frente ao treinamento. O treinamento resistido combinado com o treinamento locomotor aumentou a capacidade de gerar força muscular e melhorou o desempenho em tarefas mais complexas como o *Timed Up and Go Test* e a tarefa de se levantar e andar. Além disso, a periodização das intervenções não foi um fator decisivo para a melhora na funcionalidade de idosos. **ESTUDO 2.** O baixo impacto do treinamento resistido isolado para as tarefas locomotoras de pessoas com doença de Parkinson tem sido evidenciado. O objetivo do presente estudo foi analisar os efeitos dos treinamentos de força com periodização linear e do treinamento de força com periodização linear combinado com exercícios de transferência para a locomoção sobre o comportamento em tarefas locomotoras de pacientes com doença de Parkinson. Participaram 22 pacientes ( $71,09\pm 11,66$  anos,  $71,87\pm 11,78$  Kg,  $162,4\pm 10,59$  cm), cognitivamente preservados ( $27,40\pm 1,20$  pontos Mini-Exame de Estado Mental), fisicamente ativos ( $6,69\pm 6,40$  pontos Baecke) e em estado moderado da doença (Escala de Hoehn & Yahr 2 (20 pacientes) e 3 (2 pacientes)). A amostra foi distribuída em dois grupos: grupo de treinamento de força com periodização linear e transferência (GTFPL-T) e grupo de treinamento de força com periodização linear (GTFPL). Foram realizadas 20 semanas de treinamento, 3 dias na semana e 60 minutos de duração. Ambos grupos realizaram o mesmo treinamento resistido com uma duração de 30 minutos. Porém, GTFPL-T iniciou com 30 minutos de treino resistido e logo após um treinamento locomotor também de 30 minutos. O GTFPL iniciou com um treinamento respiratório com atividades de baixa intensidade motora, sob orientação de um fisioterapeuta, nos primeiros 30 minutos e em seguida realizou o mesmo treinamento resistido. As avaliações seguiram a mesma estrutura do Estudo 1. MANOVAs de dois fatores grupo (GTFPL-T x GTFPL) e momento (pré x pós) e testes *post hoc* de Bonferroni foram empregados. Houve interação para o índice de fluidez da tarefa de levantar e andar em velocidade preferida ( $F_{1,20}=2,76$ ;  $p=0,05$ ), indicando que GTFPL-T foi mais fluido quando comparado com GTFPL após a aplicação do treinamento ( $p<0,01$ ). Na iniciação do andar em ambas velocidades foram identificados efeitos principais de momento ( $F_{1,20}=79,59$ ;  $p<0,01$  e  $F_{1,20}=31,57$ ;  $p<0,01$ )

para a velocidade do centro de pressão. No caso do andar em velocidade rápida foi apontado efeito principal de momento ( $F_{1,20} = 3,59$ ;  $p = 0,02$ ), embora a análise univariada não conseguiu detectar quais variáveis apresentaram resposta estatisticamente significativa. Houve interação para a taxa de desenvolvimento da força ( $F_{2,50} = 84,757$ ;  $p < 0,01$ ), indicando que GTFPL-T foi maior quando comparado com GTFPL ( $p < 0,01$ ) após a aplicação do treinamento. O tempo no *Timed Up and Go Test* não foi responsivo ao treinamento. A combinação do treinamento resistido com o locomotor foi capaz de aumentar a taxa de desenvolvimento da força de pacientes com DP e de promover a transferência das adaptações neuromusculares para as tarefas locomotoras. Nesse sentido, a soma destes resultados implica potenciais benefícios para a funcionalidade e independência dos pacientes com DP. De esta forma, é possível reforçar a ideia dos benefícios do treinamento de força para a população idosa e de pacientes com DP. Embora identificando que os modelos de periodização não são decisivos para obter adaptações positivas no envelhecimento saudável, enquanto parece ser que a especificidade do treinamento e o processo de transferência parecem potencializar os efeitos do treinamento de força na população com DP.

**Palavras-chave:** Envelhecimento, doenças neurodegenerativas, treinamento resistido, periodização, transferência, andar, iniciação do andar, levantar-se e andar.

## Abstract

Resistance training has been studied in the context of aging and Parkinson's disease, but there is a lack of exploration of the characteristics of this type of training that contribute to the improvement of locomotion and functionality. The central question of this thesis is: What characteristics of resistance training in the context of healthy aging and Parkinson's disease allow to enhance its effects on locomotor performance? To answer this question two studies were developed. **STUDY 1.** New models of training periodization, such as undulating periodization and inverse periodization, have been developed, but there is no evidence about the advantages of wave periodization compared to linear periodization in the elderly. On the other hand, inverse periodization has not been tested in the elderly. Thus, the aim of the present study was to analyze the effects of two strength training with different periodizations on the mobility of healthy elderly. Participants were 69 elderly ( $70.23 \pm 6.81$  years,  $72.58 \pm 5.51$  Kg,  $162.26 \pm 5.92$  cm), cognitively preserved ( $27.40 \pm 1.20$  points Mini Mental State Examination) and physically active ( $12.64 \pm 3.15$  Baecke points). The sample was divided into three groups, strength training group with inverse undulating periodization (IUPG  $n = 25$ ), force training group with linear periodization (LPG  $n = 25$ ) and control group (CG  $n = 19$ ). We performed 20 weeks of resistance training, 2 days a week, plus 1 day of locomotor training. GPIO performed a decreasing training starting with high intensity loads and then with moderate to low intensity loads, while LPG performed a progressive training. Volume and intensity were equal for both groups. The CG performed dance activities in the same period. Two assessment moments (pre and post) were established, which recorded the behavior in the tasks of sit to walk (fluidity index), gait initiation (center of pressure velocity in anticipatory postural adjustments) and gait (stride speed). All tasks were performed at preferred and fast speed. In addition, the time of the Timed Up and Go Test and the voluntary maximum isometric force were measured. Two-factor MANOVAs group (LPG x IUPG x CG) and momentum (pre x post) and Bonferroni post hoc tests were employed. The results indicated interaction for the fluidity index in the task of sit to walk at fast speed ( $F_{2,50} = 38.727$ ;  $p < 0.01$ ), indicating that LPG and IUPG were significantly more fluid in the task execution when compared to CG ( $F_{2,50} = 178.92$ ;  $p < 0.01$ ). The time of the Timed Up and Go Test showed interaction ( $F_{2,50} = 65.89$ ;  $p < 0.01$ ), where GPIO presented less time than LPG at the post-intervention moment ( $p =$

0.02). In the voluntary maximum isometric force, the force development rate indicated interaction ( $F_{2.50}= 29.708$ ;  $p < 0.01$ ), indicating higher mean values of LPG and GPIO when compared to CG ( $F_{2.50}= 506.41$ ;  $p < 0.01$ ). In the preferred speed walking, the main moment effect ( $F_{2.50}= 3.786$ ;  $p= 0.01$ ) was observed in the stride duration, the support time and the double support time, observing significant increments for all variables in the post-intervention moment when compared with pre. On the other hand, the gait initiation showed no response to training. Resistance training combined with locomotor training increased the ability to generate muscle strength and improved performance on more complex tasks such as the Timed Up and Go Test and the task of sit to walk. In addition, the periodization of interventions was not a decisive factor for improving the functionality of the elderly. **STUDY 2.** The low impact of isolated resistance training for the locomotor tasks of people with Parkinson's disease has been evidenced. The aim of the present study was to analyze the effects of linear periodization strength training and linear periodization strength training combined with transference exercises for locomotion on the behavior in locomotor tasks of patients with Parkinson's disease. Twenty-two patients ( $71.09 \pm 11.66$  years,  $71.87 \pm 11.78$  kg,  $162.4 \pm 10.59$  cm), cognitively preserved ( $27.40 \pm 1.20$  points Mini Mental State Examination) participated in the study. physically active ( $6.69 \pm 6.40$  Baecke points) and in a moderate state of disease (Hoehn & Yahr 2 (20 patients) and 3 (2 patients)). The sample was divided into two groups: linear periodization strength training and transfer group (LPSTG-T) and linear periodization strength training group (LPSTG). There were 20 weeks of training, 3 days a week and 60 minutes duration. Both groups performed the same resistance training lasting 30 minutes. However, LPSTG-T started with 30 minutes of resistance training and soon after a 30-minute locomotor training. The LPSTG started with respiratory training with low motor intensity activities, under the guidance of a physiotherapist, in the first 30 minutes and then performed the same resistance training. The evaluations followed the same structure as Study 1. Two-way MANOVAs group (LPSTG-T x LPSTG) and momentum (pre x post) and Bonferroni post hoc tests were employed. There was interaction for the fluidity index of the sit to walk task at a preferred speed ( $F_{1.20}= 2.76$ ;  $p= 0.05$ ), indicating that LPSTG-T was more fluid when compared to LPSTG after training ( $p < 0.01$ ). At the gait initiation at both speeds, main moment effects were identified ( $F_{1.20}= 79.59$ ;  $p < 0.01$  and  $F_{1.20}= 31.57$ ;  $p < 0.01$ ) for the center of pressure velocity. In the case of fast speed walking, the main moment effect was pointed out ( $F_{1.20}= 3.59$ ;  $p= 0.02$ ), although univariate analysis failed to detect which variables showed a statistically significant

response. There was interaction for the force development rate ( $F_{1,20} = 84.757$ ;  $p < 0.01$ ), indicating that LPSTG-T was higher when compared to LPSTG ( $p < 0.01$ ) after the training application. Time on the Timed Up and Go Test was not responsive to training. The combination of resistance training with locomotor was able to increase the rate of strength development of PD patients and to promote the transfer of neuromuscular adaptations to locomotor tasks. In this sense, the sum of these results implies potential benefits for the functionality and independence of Parkinson's patients. In this way, it is possible to reinforce the idea of the benefits of strength training for the elderly population and patients with Parkinson's disease. Although identifying that periodization models are not decisive to obtain positive adaptations in healthy aging, while it seems that the specificity of training and the transference process seem to enhance the effects of strength training in the Parkinson's population.

Keywords: Aging, neurodegenerative diseases, resistance training, periodization, transference, walking, gait initiation, sit to walk.

**Sumário**

Lista de Abreviaturas e Siglas.....	2
Lista de Figuras.....	4
Lista de Tabelas .....	5
Lista de Anexos.....	6
Lista de Apêndices .....	7
1. Introdução .....	9
2. Revisão de Literatura .....	13
2.1 Envelhecimento.....	13
2.2 Doença de Parkinson.....	21
2.3 Aspectos gerais do treinamento resistido.....	30
3. ESTUDO 1 .....	36
3.1 Introdução .....	36
3.2 Material e Métodos .....	39
3.3 Resultados.....	50
3.4 Discussão .....	63
3.5 Conclusão.....	74
4. ESTUDO 2:.....	75
4.1 Introdução .....	75
4.2 Material e Métodos .....	78
4.3 Resultados.....	81
4.4 Discussão .....	92
4.5 Conclusão.....	99
6. Referências.....	100
Anexos .....	135
Apêndices.....	145

**Lista de Abreviaturas e Siglas**

- ACSM: American College of Sports Medicine
- APAs: Ajustes Posturais Antecipatórios
- AST: Área de Secção Transversal muscular
- AVD: Atividades da Vida Diária
- CIMV: Contração Isométrica Máxima Voluntária
- CM: Centro de Massa
- COP: Centro de Pressão
- DP: Doença de Parkinson
- EMG: Eletromiografia
- FT: Fase de Treinamento
- GC: Grupo controle
- GCP: Gerador Central de Padrão
- GPIO: Grupo de Treinamento com Periodização Inversa Ondulatória
- GPL: Grupo de Treinamento com Periodização Linear
- GTFPL: Grupo de Treinamento de Força com Periodização Linear
- GTFPL-T: Grupo de Treinamento de Força com Periodização Linear e Transferência
- H&Y: Hoehn & Yahr
- IA: Iniciação do andar
- IF: Índice de Fluidez
- LEA: Levantar e Andar
- MA: Membro de Apoio
- MEEM: Mini-Exame do Estado Mental
- PI: Periodização Inversa
- PIO: Periodização Inversa Ondulatória
- PL: Periodização Linear
- PO: Periodização Ondulatória
- QV: Qualidade de Vida
- SNC: Sistema Nervoso Central
- T: Tempo



- TDF: Taxa de Desenvolvimento de Força
- TF: Treinamento de Força
- TFPIO: Treinamento de Força com Periodização Inversa Ondulatória
- TFPL: Treinamento de Força com Periodização Linear
- TUG: *Timed Up and Go Test*
- UM: Unidade motora
- UPDRS: Unified Parkinson's Disease Rating Scale

## Lista de Figuras

Figura 1. Fluxograma apresentando a randomização e perda amostral ao longo do Estudo 1. ....	39
Figura 2. Desenho experimental da avaliação motora. Levantar e andar (LEA), iniciação do andar (IA), andar livre, Timed Up and Go (TUG) e força isométrica máxima voluntária (FIMV). .....	41
Figura 3. Dinâmica de crescimento da intensidade da carga do treinamento para GPL e GPIO para 23 semanas. ....	49
Figura 4. Interações para tempo nas fases 1, 2, 3 e 4 da LEA em velocidade preferida. ....	52
Figura 5. Interação para comprimento dos passos 1 e 2 da LEA em velocidade preferida. ....	53
Figura 6. Interação para velocidade do passo 2 da LEA em velocidade preferida. ....	53
Figura 7. Interação para tempo total da LEA em velocidade rápida. ....	54
Figura 8. Interação para tempo das fases 1, 2 e 3 da LEA em velocidade rápida. ....	55
Figura 9. Interação para comprimento dos passos 1 e 2, duração dos passos 1 e 2 e velocidade dos passos 1 e 2 na LEA em velocidade rápida. ....	57
Figura 10. Interação para largura do passo 1 na LEA em velocidade rápida. ....	58
Figura 11. Interação para índice de fluidez na LEA em velocidade rápida. ....	58
Figura 12. Porcentagens médias e desvios padrão de melhora para comprimento do passo 1 e duração dos passos 1 e 2 na LEA em velocidade rápida. ....	60
Figura 13. Interação para a mobilidade funcional. ....	62
Figura 14. Interação para a FIMV e TDF. ....	63
Figura 15. Fluxograma da randomização e perda amostral ao longo do Estudo 2. ....	79
Figura 16. Interações para tempo das fases 1, 2 e 3 da LEA em velocidade preferida. ....	83
Figura 17. Interação para comprimento do passo 1 da LEA em velocidade preferida. ....	84
Figura 18. Interação para velocidade do passo 1 da LEA em velocidade preferida. ....	85
Figura 19. Interação para o Índice de fluidez da LEA em velocidade preferida. ....	85
Figura 20. Interações do tempo total e os tempos da fase 1, 2, 3 e 4 da LEA em velocidade rápida.....	87
Figura 21. Interação para a velocidade do passo 1 na IA em velocidade preferida.....	89
Figura 22. Interação grupo*momento para a força isométrica máxima voluntária e a taxa de desenvolvimento da força .....	91

**Lista de Tabelas**

Tabela 1 . Médias e desvios padrão dos dados de caracterização dos grupos de treinamento no momento pré-intervenção. ....	50
Tabela 2. Resumo das características da carga de treinamento do Estudo 2. ....	80
Tabela 3 Dados de caracterização dos grupos no momento pré-intervenção. ....	82

**Lista de Anexos**

Anexo 1 Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos. ....	135
Anexo 2. Mini-Exame de Estado Mental.....	141
Anexo 3. Questionário de atividade física habitual Baecke modificado para idosos. ....	142

## Lista de Apêndices

Apêndice 1. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. ....	145
Apêndice 2. Médias e desvios padrão do tempo total e tempos das fases da LEA na velocidade preferida. ....	148
Apêndice 3. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais dos primeiros dois passos da LEA na velocidade preferida. ....	149
Apêndice 4. Médias, desvios padrão e efeitos principais de momento e grupo e interação dos tempos das fases da LEA na velocidade rápida. ....	150
Apêndice 5. Médias e desvios padrão das variáveis espaço temporais dos dois primeiros passos da LEA na velocidade rápida. ....	151
Apêndice 6. Médias e desvios padrão das variáveis do centro de pressão nos ajustes posturais antecipatórios na iniciação do andar na velocidade preferida. ....	152
Apêndice 7. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais do passo 1 na iniciação do andar na velocidade preferida. ....	153
Apêndice 8. Médias e desvios padrão das variáveis do centro de pressão nos ajustes posturais antecipatórios na iniciação do andar na velocidade rápida. ....	154
Apêndice 9. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais do passo 1 na iniciação do andar na velocidade rápida. ....	155
Apêndice 10. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais do andar livre em velocidade preferida. ....	156
Apêndice 11. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais do andar livre em velocidade rápida. ....	157
Apêndice 12. Médias, desvio padrão e efeitos principais de momento e grupo da mobilidade funcional. ....	158
Apêndice 13. Médias, desvio padrão e efeitos principais de momento e grupo da avaliação de força. ....	159
Apêndice 14. Médias e desvios padrão da duração total e da duração das fases da LEA na velocidade preferida. ....	160
Apêndice 15. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais dos primeiros dois passos da LEA na velocidade preferida. ....	161
Apêndice 16. Médias, desvios padrão e efeitos principais de momento e grupo da duração total e da duração das fases da LEA na velocidade rápida. ....	162
Apêndice 17. Médias, desvios padrão e efeitos principais de momento e grupo das variáveis espaço-temporais dos primeiros dois passos da LEA na velocidade preferida. ....	163
Apêndice 18. Médias, desvios padrão das variáveis do centro de pressão nos ajustes posturais antecipatórios na iniciação do andar na velocidade preferida. ....	164
Apêndice 19. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais do primeiro passo da IA na velocidade preferida. ....	165
Apêndice 20. Médias e desvios padrão das variáveis do centro de pressão nos ajustes posturais antecipatórios na iniciação do andar na velocidade rápida. ....	166

Apêndice 21. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais do primeiro passo da IA na velocidade rápida .....	167
Apêndice 22. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais dos passos do andar livre em velocidade preferida.....	168
Apêndice 23. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais dos passos do andar livre em velocidade rápida. ....	169
Apêndice 24. Médias e desvios padrão da mobilidade funcional.....	170
Apêndice 25. Médias e desvios padrão da avaliação de força.....	171

## 1. Introdução

O envelhecimento populacional é um fenômeno generalizado no mundo todo. A Organização Mundial da Saúde (OMS) estima que entre 2015 e 2050 a população maior de 60 anos aumentará em 12% em relação ao aumento de 20% da população mundial (OMS, 2015). O envelhecimento populacional já pode ser percebido no Brasil, onde a população acima de 60 anos terá um crescimento de 23% no intervalo entre 2020 e 2060 (IGBE, 2016). Além disso, o envelhecimento pode também ser acompanhado pela presença de doenças neurodegenerativas como a Doença de Parkinson (DP). No Brasil, a incidência da DP é de 3,3% em pessoas acima de 60 anos de idade (BARBOSA *et al.* 2006). A DP é uma doença crônica neurodegenerativa caracterizada pela perda de neurônios dopaminérgicos da substância negra, que acarreta diminuição da dopamina no estriado e com isso comprometimentos no controle motor (OBESO *et al.*, 2010). A DP apresenta sintomas motores (DELONG e WICHMANN, 2014; ELBAZ *et al.*, 2016) e não motores (CHAUDHURI *et al.*, 2006; AARSLAND *et al.*, 2004; AARSLAND *et al.*, 2017). A sinergia destes sintomas implica em acometimentos na locomoção independente e na qualidade de vida de pacientes com DP (ELBAZ *et al.*, 2016). Assim, a necessidade de estratégias que atendam aos requerimentos ante os declínios funcionais do envelhecimento saudável e patológico são relevantes para assegurar independência e a qualidade de vida dos idosos.

A degeneração neural, um dos declínios gerados com o envelhecimento, é um processo complexo que afeta componentes estruturais e funcionais e que pode ser exacerbado pela presença de doenças como a DP. A diminuição no volume da massa cinzenta e as perdas na quantidade e qualidade da substância branca (SALAT *et al.*, 2004; SEIDLER *et al.*, 2010) e a morte dos neurônios dopaminérgicos da substância negra parte compacta (OLANOW *et al.*, 2009) estão entre os componentes estruturais de idosos e pacientes respectivamente. Entre os componentes funcionais afetados se encontra a diminuição da frequência de disparos dos neurônios, perda na velocidade de transmissão dos impulsos nervosos e perdas na sensibilidade dos receptores periféricos, dinapenia, entre outros (WANG *et al.*, 1999; SHAFFER e HARRISON, 2007; MANINI e CLARK, 2012; UNHJEM *et al.*, 2015) e no caso dos pacientes, a diminuição na comunicação tálamo-cortical e a subsequente redução nos estímulos eferentes do córtex para os núcleos da base e o trato córtico-espinhal (LANG e LOZANO, 1998; LOZANO *et al.*, 1998). Com isso, ocorre o enfraquecimento do drive neural comprometendo a qualidade das informações eferentes (TAKAKUSAKI *et al.*, 2004; TAKAKUSAKI *et al.*, 2008). Este comprometimento

diminui a capacidade de produzir força rapidamente, de controlar sua produção e a coordenação adequada das sinergias musculares necessárias para a execução de tarefas motoras (BARRY e CARSON, 2004).

Idosos apresentam diminuição na capacidade para gerar força e esta é uma condição aumentada nos pacientes com DP. O envelhecimento acarreta diminuições na funcionalidade neuromuscular e estrutural que implicam diminuição da força (MORLEY, 2012). A diminuição na massa muscular gerada pela sarcopenia envolve tanto a diminuição no tamanho e número das fibras musculares (NARICI e MAFFULLI, 2010), Por outro lado, o componente neural apresenta declínios como a redução da quantidade de unidades motoras (UM), a diminuição da velocidade de condução elétrica nos neurônios (LAURETANI *et al.*, 2006), redução da frequência de disparos das unidades motoras (CONLEY *et al.*, 1997; KAMEN, 2005), aumento da co-contração e alterações do drive central (VANDERVOORT, 2002; CLARK e MANINI, 2008; ARNOLD e BAUTMANS, 2014), entre outras.

No contexto do paciente com DP, os déficits dopaminérgicos na substância negra que resultam em redução na comunicação tálamo-cortical (LANG e LOZANO, 1998; LOZANO *et al.*, 1998), aumentam os comprometimentos do drive neural eferente e da ativação muscular (NOGAKI *et al.*, 1999; PFANN *et al.*, 2001; WICHMANN e DELONG, 2003; 2007). Desta forma, a fraqueza muscular é um sintoma relatado pelos pacientes (KOLLER e KASE, 1986; CANO-DE-LA-CUERDA *et al.*, 2010), indicando que pacientes com DP apresentam baixos níveis de força em comparação com indivíduos saudáveis da mesma idade (KAKINUMA *et al.*, 1998; CANO-DE-LA-CUERDA *et al.*, 2010). Estes comprometimentos na força impactam negativamente a locomoção do idoso saudável e do paciente com DP (KAYA, *et al.*, 2013; MAU-MOELLER *et al.*, 2013; MITCHELL *et al.*, 2012), tornando-a mais desafiadora (HIRVENSALO *et al.*, 2000; HORTOBÁGYI *et al.*, 2003; CLARK *et al.*, 2011; LORD *et al.*, 2002).

As limitações neuromusculares de idosos e pacientes com DP podem ser evidências no desempenho de tarefas locomotoras. O andar de idosos saudáveis apresenta diminuição na velocidade média do andar, do comprimento do passo e da passada, da amplitude de movimento nas articulações do quadril, joelho e tornozelo e da cadência e aumento na largura da base de suporte e no tempo em duplo suporte (BARBIERI *et al.*, 2013). No caso do pacientes com DP, os comprometimentos na velocidade do andar, no comprimento do passo, tempo do duplo suporte e variabilidade do comprimento são ainda mais acentuados quando comparados com idosos saudáveis



(HAUSDORFF *et al.*, 1997; SOFUWA *et al.*, 2005). Por outro lado, tarefas de maior complexidade como a iniciação do andar e tarefa de levantar e andar são afetadas pelo envelhecimento e a DP (FERNANDEZ *et al.*, 2013; MUIR *et al.*, 2014; PELICIONI, 2014; LU *et al.*, 2017).

Tarefas como a iniciação do andar (IA) e levantar e andar (LEA) são desafiadoras para idosos saudáveis e pacientes com DP. No caso da iniciação do andar, idosos saudáveis apresentam redução nos ajustes posturais antecipatórios e diminuição do comprimento e velocidade do primeiro passo, fato que reflete os comprometimentos neurais no controle postural (YIOU *et al.*, 2017). No caso da LEA, idosos apresentam pior desempenho quando comparados com adultos jovens, especificamente na fase de levantar da cadeira e nas variáveis espaço-temporais dos primeiros passos (PELICIONI *et al.*, 2015). No caso dos pacientes, o desempenho destas tarefas apresenta comprometimentos relacionados aos sinais e sintomas da DP, especificamente com o controle postural diminuindo o deslocamento e a velocidade do centro de pressão nos ajustes posturais antecipatórios da iniciação do andar (FERNANDEZ *et al.*, 2013). Por outro lado, os comprometimentos nos movimentos sequenciais são evidenciados na separação das fases na tarefa de levantar e andar e na diminuição de comprimento e velocidade do primeiro passo nesta tarefa (PELICIONI, 2014).

Embora o panorama locomotor seja complexo tanto para o idoso saudável como para o paciente com DP, existem alternativas terapêuticas para desacelerar ou diminuir os comprometimentos na locomoção e melhorar a funcionalidade neuromuscular. A literatura tem explorado intervenções orientadas à manutenção dos parâmetros funcionais por meio de exercícios físicos multimodais e funcionais (BAKER *et al.*, 2007; AMANO *et al.*, 2013; GOBBI *et al.*, 2009; OKUBO *et al.*, 2017) e específicos para o fortalecimento muscular (RICE e KEOGH, 2009; BEIJERSBERGEN *et al.*, 2016; HENDERSON *et al.*, 2017; LOPEZ *et al.*, 2018). Em relação ao exercício resistido, tem-se demonstrado sua eficácia em desacelerar ou diminuir os declínios gerados pelo envelhecimento no nível de força (STEELE *et al.*, 2017), na massa muscular (CSAPO e ALEGRE, 2016; STEELE *et al.*, 2017), na função neuromuscular (CARROLL *et al.*, 2001; MACALUSO e De VITO, 2004; GRIFFIN e CAFARELLI, 2005) e na funcionalidade (HORTOBÁGYI *et al.*, 2015; HVID *et al.*, 2016; WANG *et al.*, 2017). Em relação ao efeito do treinamento resistido no desempenho das variáveis da locomoção comprometidas com o envelhecimento saudável e patológico, a literatura apresenta sistematicamente menor responsividade destas quando comparadas com variáveis relacionadas à força muscular

(TILLMAN *et al.*, 2015; LIU e LATHAM, 2009). Desta forma, a presente tese centra sua atenção na periodização do treinamento resistido e na transferência dos ganhos do treinamento resistido para a locomoção. Esta abordagem pretende aumentar a efetividade do treinamento resistido na funcionalidade de idosos e pacientes com DP.

A literatura tem apontado a periodização linear (PL) como a recomendada no treinamento resistido em idosos (CIOLAC *et al.*, 2010; MURLASITS *et al.*, 2012); porém, na atualidade, além da PL se encontram outras formas de periodizar o treinamento resistido como a periodização ondulatória (PO) e a periodização inversa (PI) (POLIQUIN, 1988; ARROYO-TOLEDO, 2011; ARROYO-TOLEDO *et al.*, 2014). Estudos comparativos da PL e PO têm sido desenvolvidos nesta população, finalizando com resultados pouco conclusivos sobre as vantagens da utilização da PL ou da PO (CONLON *et al.*, 2017; JIMENEZ e PAZ, 2011; MOURA *et al.*, 2018; PRESTES *et al.*, 2015). Dessa forma, o primeiro estudo da presente tese, que envolve população idosa saudável, foca sua atenção na periodização do treinamento.

A abordagem da transferência na população com DP parte da inexistência de trabalhos que foquem sua atenção neste princípio do treinamento. Na pesquisa no contexto esportivo, a transferência apresenta ampla preocupação devido à necessidade em aumentar o desempenho em movimentos especializados (YOUNG, 2006; ISSURIN, 2013). A baixa magnitude de resposta das variáveis locomotoras leva a pensar que as adaptações específicas do treinamento resistido têm um papel secundário na melhora de tarefas funcionais e que são limitadas e mediadas pela especificidade do treinamento (CARROLL *et al.*, 2001). Deste modo, pode-se especular que a transferência dos efeitos do treinamento resistido é um fator central para as intervenções orientadas para favorecer a locomoção.

Diante do exposto, a seguinte pergunta se apresenta como eixo central da pesquisa: Quais características do treinamento resistido no contexto do envelhecimento saudável e da doença de Parkinson permitem potencializar seus efeitos no desempenho locomotor?

## **2. Revisão de Literatura**

Esta revisão está organizada em três partes: os aspectos do envelhecimento saudável, os mecanismos fisiopatológicos da DP e os aspectos gerais do treinamento resistido nestas populações. A primeira parte aborda tópicos relacionados a dados epidemiológicos, comprometimentos neuromusculares e declínios funcionais e locomotores relacionados ao envelhecimento. A segunda parte aborda as causas e comprometimentos neurológicos da DP e comprometimentos na força e na locomoção que são decorrentes da DP. E a terceira parte desenvolve os tópicos específicos do treinamento resistido para cada uma das populações envolvidas nesta tese. Na introdução de cada um dos estudos, a evolução da pesquisa nestas populações e a fundamentação das metodologias de cada um dos estudos são apresentadas.

### **2.1 Envelhecimento**

O envelhecimento populacional é um fenômeno generalizado no mundo todo. A Organização Mundial da Saúde (OMS) estima que entre 2015 e 2050 a população maior de 60 anos aumentará de 12% para 20% da população mundial (OMS, 2015). Especificamente para o Brasil, a população acima de 60 anos terá um crescimento de 23% no intervalo entre 2020 e 2060, devido ao aumento na expectativa de vida e à tendência para o aumento dos índices de envelhecimento (IGBE, 2016).

O envelhecimento está relacionado com declínios nos processos funcionais. De acordo com o Centro Nacional de Estatística para a Saúde, aproximadamente 84% dos indivíduos com 65 anos ou mais apresentam dependência para realizar atividades da vida diária (AVDs) e maior risco de institucionalização (NÓBREGA *et al.*, 1999). Lang *et al.* (2010) ressaltam que a perda de mobilidade, decorrente de declínios fisiológicos comuns ao processo de envelhecimento, é um dos fatores determinantes para que os idosos necessitem de cuidadores ou institucionalização (LUPPA *et al.*, 2010). Nesse sentido, entender as necessidades dos idosos é crucial para o desenvolvimento de estratégias que promovam melhoras na capacidade de realizar as AVDs (i. e., capacidade funcional) e na qualidade de vida (QV).

#### **2.1.1 Alterações neuromusculares decorrentes do envelhecimento**

##### **2.1.1.1 Componente estrutural**

Os declínios fisiológicos que acompanham o processo de envelhecimento provocam alterações neuromusculares importantes. Uma delas, a sarcopenia, relaciona-se com a diminuição da massa muscular e, com isso, a diminuição da força (MORLEY, 2012). O termo sarcopenia foi

atribuído por Rosenberg, na década de 80, ao fenômeno da perda de massa muscular decorrente do processo de envelhecimento (ROSENBERG, 2011). Atualmente, seu entendimento é mais amplo e está relacionado tanto à perda de massa muscular como de força muscular (MORLEY *et al.*, 2001; DOHERTY, 2003; DE BOER *et al.*, 2007; MITCHELL *et al.*, 2012; STEWART *et al.*, 2014). A diminuição na massa muscular gerada pela sarcopenia envolve tanto a diminuição no tamanho da fibra muscular (atrofia) como no número (hipoplasia) (NARICI e MAFFULLI, 2010).

Clark e Manini (2008), em contraposição a Morley *et al.* (2001), sugerem que o termo usado para a perda de força muscular (dinapenia) seja diferente da relacionada à perda de massa muscular (sarcopenia). Desta forma, eles são dois processos diferentes, mas que apresentam uma relação entre si, não necessariamente de causalidade, já que o que se tem reportado é uma perda de força muito maior do que perda de massa muscular. De uma forma ou de outra, a dinapenia e a sarcopenia não ocorrem separadamente, e que ambas podem acarretar fragilidade e perda de autonomia na realização das AVDs (DOHERTY, 2003; KIM *et al.*, 2010; MORLEY, 2012).

Com o envelhecimento, as fibras tipo II são mais vulneráveis à atrofia e a modificações estruturais que as fibras tipo I. Idosos de 60 a 85 anos de idade apresentam uma área de ocupação de fibras musculares tipo II 35% menor em comparação com adultos jovens (20-25 anos) e para as fibras de tipo I uma área 25% menor (LARSSON, 1978; LEXELL *et al.*, 1988; ANDERSEN, 2003). A sarcopenia tem implícitas mudanças não somente na área transversal do músculo, mas também está associada a modificações na arquitetura muscular, o que vai determinar o comportamento das características mecânicas do músculo, a saber, as relações comprimento-força e força-velocidade (NARICI e MAFFULLI, 2010). A diminuição no comprimento do fascículo implica em perda dos sarcômeros em série e prediz alguns decréscimos na velocidade de contração do músculo. Por outro lado, a diminuição no ângulo de penação pode refletir em perda nos sarcômeros em paralelo, portanto, na área de secção transversal muscular (AST) e na capacidade para gerar força (THOM *et al.*, 2007). Assim, é evidente que a sarcopenia tem uma relação direta sobre as possibilidades de gerar força muscular no idoso a partir da diminuição da massa muscular.

Tendo em conta o tecido contrátil contido na massa muscular, é possível sugerir que a redução na AST seja proporcional à redução da força muscular (BRUCE *et al.*, 1989; JUBRIAS *et al.*, 1997; BALLAK *et al.*, 2014). A literatura relata que a perda de força é maior do que a perda de massa muscular depois dos 50 anos (MANINI e CLARK, 2011). Parece que o indivíduo começa a perder massa muscular a partir dos 25-30 anos de idade e, ao chegar aos 60 anos, a perda de força

se torna importante e, os dois fatores em conjunto, aumentam a chance de o indivíduo se tornar frágil. Evidência disto é o aumento do esforço relativo ao indivíduo para realizar suas AVDs (HORTOBÁGYI *et al.*, 2003), e as mudanças apresentadas em idosos na mecânica do andar (HORTOBÁGYI *et al.*, 2016). Assim, a evidência apresentada permite estabelecer uma relação entre a diminuição AST, o nível de força e o comprometimento funcional do idoso.

A evidência de que a perda de força não pode ser completamente explicada pela redução da AST sugere que outros fatores devem estar envolvidos nesse processo (VANDERVOORT, 2002; DOHERTY, 2003; CLARK e MANINI, 2008). De fato, a perda de massa muscular explica uma pequena parte da perda de força muscular (HUGHES *et al.* 2001; GOODPASTER *et al.* 2006), e que essa perda é mais rápida do que a perda de massa muscular (GOODPASTER *et al.* 2006), implicando em diminuição da qualidade na massa muscular. Desse modo, é preciso desenvolver estudos que permitam aprofundar a compreensão dos processos biológicos envolvidos nos declínios fisiológicos na produção de força, além de auxiliar no estabelecimento de prioridades no planejamento de programas de treinamento para esta população.

#### **2.1.1.2 Componente neural**

Um dos fatores que pode estar relacionado com a diminuição da capacidade de gerar força muscular são as alterações do componente neural decorrentes do envelhecimento, como redução da quantidade de UMs, a diminuição da velocidade de condução elétrica nos neurônios (LAURETANI *et al.*, 2006), redução da frequência de disparos das UMs (CONLEY *et al.*, 1997; KAMEN, 2005), aumento da co-contracção, alterações do drive central (VANDERVOORT, 2002; CLARK e MANINI, 2008; ARNOLD e BAUTMANS, 2014), entre outras. A redução de UMs tem um papel determinante na diminuição da capacidade para gerar força no idoso, na medida em que ela representa o componente central do sistema motor. A perda de um motoneurônio devido ao processo de envelhecimento afeta outras UMs, uma vez que as fibras denervadas morrerão caso não sejam reinervadas por um novo motoneurônio (LEXELL, 1997). Estas fibras sofrem um processo de denervação e reinervação devido à redução da quantidade de UMs funcionais. Neste processo, em um primeiro momento, a denervação é compensada pela reinervação das fibras musculares. Porém, com o avançar do envelhecimento, esse processo se descompensa, fazendo com que fibras denervadas morram e deem lugar a tecido fibroso e gorduroso. Assim, esse processo está intimamente ligado à perda de fibras musculares, afetando diretamente a

contratilidade do músculo esquelético e, conseqüentemente, produzindo a perda de força muscular (ENOKA, 1997; LEXELL, 1997).

Frequentemente, as fibras de contração rápida denervadas são reinervadas por motoneurônios de contração lenta. Desta forma, ocorre uma reorganização na distribuição dos tamanhos das UMs que inervam cada músculo, já que as que continuam trabalhando são, principalmente, as de contração lenta. Assim, ocorre uma mudança na estratégia para modular a produção de força de acordo com a demanda (ENOKA, 1997), além de diminuição na capacidade do indivíduo em realizar tarefas que exijam contrações musculares rápidas ou sobrecarga (HUNTER *et al.*, 2004).

Nesse contexto, este remodelamento de fibras musculares e UMs pode ser corroborado pela redução da frequência de disparos da UM em idosos, já que UMs de contração rápida possuem maior frequência de disparo (CONNELLY *et al.*, 1999; KAMEN, 2005). De Luca e Mambrito (1987) demonstraram que a força muscular é modulada tanto pela quantidade de unidades motoras ativas quanto pela frequência de disparo delas. Em relação à frequência de disparo, quando as unidades motoras disponíveis são recrutadas, a única forma de aumentar a força muscular é através do aumento na frequência de disparo das mesmas (DE LUCA e MAMBRITO, 1987). Assim, a perda de motoneurônios com elevada frequência de disparo pode ser um dos fatores associados à diminuição da capacidade de produção de força em idosos.

Adicionalmente, a produção de força também pode ser prejudicada pela redução da velocidade de condução elétrica no axônio (DOHERTY *et al.*, 1993; VANDERVOORT, 2002; MCKINNON *et al.*, 2017). As alterações neurais relacionadas à velocidade de transição poderão provocar perda de funcionalidade do aparato contrátil e, com isso, um comprometimento significativo nos níveis de força. Isto pode ser verificado com variáveis como tempo de meio relaxamento e de ativação muscular voluntária de membros inferiores, que são comprometidas no processo de envelhecimento e que representam a funcionalidade neuromuscular (LAROCHE *et al.*, 2010). Estas variáveis estão relacionadas à maior eficiência na realização de sinergias musculares e suas alterações podem provocar efeitos deletérios na funcionalidade de idosos, que impactará o desempenho das AVDs.

Um dos componentes da capacidade de produção de força que pode sofrer alterações com o processo de envelhecimento é o tempo meio de relaxamento, que representa a velocidade de declínio da força após o cessar do potencial de ação (ENOKA, 1988) e que pode ser definido como

o tempo necessário para que a força isométrica máxima voluntária decline até a metade (KERNELL *et al.*, 1983). A importância desta variável está no fato dela poder demonstrar alterações no ciclo de contração e relaxamento muscular, além de fornecer informações sobre a eficiência do músculo em relaxar.

A ativação muscular voluntária demonstra a capacidade de um indivíduo em ativar determinada musculatura voluntariamente (ARNOLD e BAUTMANS, 2014; GUIZELINI *et al.*, 2018). Tem-se evidenciado que idosos mantêm a capacidade de ativação voluntária máxima das UMs, apresentando valores semelhantes aos encontrados em adultos jovens (KNIGHT e KAMEN, 2001). Porém, os idosos apresentam alterações na capacidade de gerar força e não na capacidade de ativar as UMs (KNIGHT e KAMEN, 2001; KENT-BRAUN E NG, 1999). De fato, os comprometimentos na força têm se relacionado com os detrimientos na funcionalidade e independência do idoso (HYATT *et al.*, 1990), sendo a locomoção um dos componentes mais afetados (WINTER *et al.*, 1990).

### **2.1.2 Comprometimentos funcionais e locomotores**

A capacidade funcional é composta por diversos fatores, tais como força muscular e flexibilidade de membros superiores e inferiores, capacidade aeróbia, equilíbrio, agilidade (GARCIA PRADO *et al.*, 2013; PAOLI e BIANCO, 2015). É importante ter em conta que estes componentes podem ser influenciados pelo processo de envelhecimento e por diversos outros fatores, como doenças, fatores socioeconômicos e ambientais (TORAMAN e ŞAHIN, 2004). Desta forma, tendo o aumento da incidência de quedas (GELL *et al.*, 2015) e a redução da funcionalidade por causas multifatoriais (ROCKWOOD *et al.*, 2004), deve-se ter consciência que uma intervenção que aborde somente um dos componentes não surtirá efeito na totalidade da funcionalidade, visto que alguns de seus fatores não são modificáveis através de intervenções relacionadas ao exercício físico, como no caso de uma doença grave. Entretanto, outros fatores são responsivos ao exercício físico, como a força muscular, a flexibilidade e a mudança de hábitos em relação à prática de atividade física (PAHOR *et al.*, 2014; CHURCHWARD-VENNE *et al.*, 2015). Assim, é entendível que o exercício físico seja uma estratégia orientada a diminuir os impactos do envelhecimento na capacidade funcional dentro do marco da especificidade do treinamento.

A redução da capacidade funcional é um dos principais efeitos do processo de envelhecimento e pode levar o idoso à completa perda de autonomia. Adicionalmente, a redução da capacidade funcional aumenta a ocorrência de quedas entre idosos, que é de 33% após os 65

anos, chegando a 50% após os 80 anos de idade (TINETTI e WILLIAMS, 1997). As quedas e a instabilidade postural estão entre os problemas mais sérios enfrentados por idosos, gerando comprometimentos funcionais que são responsáveis por altas taxas de mortalidade e morbidade, além de estarem associadas à perda de mobilidade independente (STEVENS, 2005; RUBENSTEIN, 2006). Apesar da redução do desempenho motor na realização de AVDs fazer parte de processo de envelhecimento, a perda de autonomia não é consequência direta deste declínio e é determinante ter clareza que a perda de função pode ser evitada por diversas estratégias relacionadas à atividade física (ROGERS *et al.*, 2014). Desta forma, dentro do contexto do exercício físico, uma das variáveis de maior resposta através da intervenção é a força muscular (CHURCHWARD-VENNE *et al.*, 2015). Frontera e Bigard (2002) propõem que a força muscular pode ser considerada preditora da incapacidade funcional. Nesse contexto, diversos pesquisadores têm tentado desenvolver estratégias eficientes em aumentar a força muscular com o objetivo de aumentar a capacidade funcional. A estratégia mais estudada é o treinamento de força, devido à sua eficácia em aumentar a força muscular de idosos (FIATARONE *et al.*, 1990; HENWOOD *et al.*, 2008; PACHECO *et al.*, 2013), que está relacionada aos comprometimentos na locomoção (RINGSBERG *et al.*, 1999; SENDEN *et al.*, 2014; DE ALMEIDA *et al.*, 2015; FRAGALA *et al.*, 2016).

O andar é o movimento básico da locomoção humana que depende de múltiplos mecanismos para que seja executado de forma natural e segura. É um movimento que tem como objetivo transportar o corpo de forma segura e eficiente de um local para outro (PRINCE *et al.*, 1997). A locomoção é o resultado da interação de estruturas musculoesqueléticas e neurossensoriais que possibilita um processo harmônico e coordenado de movimentos (WINTER, 1991). O processo de envelhecimento acarreta em alterações nos parâmetros do andar, como menor velocidade, simetria, e comprimento do passo, e aumento da cadência, duração, tempo de duplo suporte e largura do passo (ABOUTORABI *et al.*, 2016). Algumas causas para as mudanças nos parâmetros do andar de idosos incluem o aumento do custo energético (PETERSON e MARTIN, 2010; HALL *et al.*, 2013), as compensações geradas pela fraqueza muscular (MCGIBBON *et al.*, 2001; LEE *et al.*, 2017) e os comprometimentos no equilíbrio (ANGHELESCU, 2017). Esta combinação de fatores que influenciam negativamente no desempenho do andar de idosos pode interferir no desempenho de tarefas de maior complexidade como a IA e o LEA.



A IA se refere ao período de transição entre a posição de pé (parado) para o estado dinâmico do andar (YIOU *et al.*, 2017; STANSFIELD *et al.*, 2018). A IA é uma tarefa usualmente utilizada para avaliar como o sistema nervoso central (SNC) controla o equilíbrio durante movimentos de todo o corpo que envolvem mudanças nas dimensões da base de suporte e progressão do centro de massa (CM) (YIOU *et al.*, 2017). De fato, a IA requer integração de múltiplas informações no sistema nervoso junto com a coordenação de múltiplos músculos esqueléticos distribuídos em todo o corpo, o que faz dela uma tarefa de alta complexidade para o sistema de controle do equilíbrio e, desta forma, populações com comprometimentos sensoriais e motores poderiam aumentar o risco de quedas na sua execução (PATLA *et al.*, 1993).

A IA tem sido dividida em três fases sucessivas: uma fase postural que precede a retirada do calcanhar da perna que executa o passo (esta fase corresponde aos chamados ajustes posturais antecipatórios - APAs); a segunda fase que termina com a retirada total do pé, a execução do balanço (aqui a massa do corpo é transferida para a perna de apoio); e, finalmente, a fase de execução que termina no momento do contato do pé de balanço com a superfície de suporte (YIOU *et al.*, 2017). A literatura tem estabelecido os fenômenos desenvolvidos durante os APAs e o entendimento da sua funcionalidade depende do eixo que está sendo estudado. O comportamento dos APAs no eixo anteroposterior está relacionado com o desempenho motor (BRENIÈRE *et al.*, 1987; LEPERS e BRENIERE, 1995), na medida em que incluem o deslocamento posterior do centro de pressão (COP) que gera as forças propulsoras iniciais necessárias para atingir o desempenho motor pretendido quanto ao comprimento e à velocidade de progressão (YIOU *et al.*, 2017). Os APAs no eixo mediolateral estão relacionados com a estabilidade postural (HONEINE *et al.*, 2016; YIOU *et al.*, 2016), incluindo a mudança do COP para a perna de balanço que provoca o deslocamento do CM na direção oposta, isto é, para a perna de suporte (YIOU *et al.*, 2015; HONEINE *et al.*, 2016). Os APAs mediolaterais reduzem assim o espaço entre o CM e o COP no momento da retirada do pé. A redução deste espaço diminui a queda mediolateral do CM para a perna de balanço na execução do passo devido à gravidade (LYON e DAY, 1997; YIOU *et al.*, 2016). Assim, a retirada do pé para executar o passo para frente gera uma instabilidade lateral, que é parcialmente controlada antes do início do balanço do pé pelos APAs, que incluem a mudança do COP para a perna de balanço que age para mover o CM para a perna de apoio.

Acreditava-se que o envelhecimento modificava as estratégias para executar a IA a partir da comparação do comportamento dos APA entre adultos jovens e idosos (DELVAL *et al.*, 2014).

Recentemente, Lu *et al.* (2017) demonstraram que a incidência da idade sobre os APA não é tão alta. Decréscimo na excursão posterior COP foi estabelecido no idoso, usualmente acompanhado por redução da velocidade e comprimento do primeiro passo, particularmente em idosos que estão transitando para a fragilidade (HASS *et al.*, 2008). Por outro lado, as pesquisas iniciais sobre a IA enfatizavam a existência de um acoplamento temporal entre as forças de reação do solo (FRS) e os padrões de ativação muscular (CARLSÖÖ, 1966; BRUNT *et al.*, 1991; CRENNNA e FRIGO, 1991), sugerindo que os APAs antes do início do andar representam um programa motor pré-definido, ou sinergia antecipatória, que poderia ser modulada pelos requisitos posturais da tarefa. Consistente com esta ideia, alterar o comprimento inicial do passo, a velocidade ou a direção do início do andar pode afetar a magnitude e o tempo dos APAs (CRENNNA E FRIGO, 1991; ROCCHI *et al.*, 2006; DALTON *et al.*, 2011; CADERBY *et al.*, 2014). Contrário a isso, nos resultados de Lu *et al.* (2017), apresentou-se grande variabilidade das estratégias empregadas dentro e entre os sujeitos, fato que indica a não existência de estratégias motoras pré-programadas. Deste modo, os declínios nesta tarefa poderiam estar relacionados com as perdas de coordenação e força próprias do envelhecimento. Assim, é importante entender o alcance destes comprometimentos funcionais também na LEA.

A LEA é uma tarefa caracterizada pela transferência do corpo para frente e para cima no momento de se erguer, e antes de chegar totalmente à posição vertical ao iniciar o andar (MAGNAN *et al.*, 1996; ÅBERG *et al.*, 2010). Durante o processo de envelhecimento, os declínios físicos que comprometem o idoso para se levantar de uma cadeira contribuem para a perda de autonomia (DEHAIL *et al.*, 2007). Especificamente, mais de 43% dos idosos relatam dificuldades em se levantar de uma cadeira, devido principalmente a alterações musculoesqueléticas e a desafios impostos pelo controle postural, pois o corpo se movimenta para uma pequena base de suporte, o que requer alto controle da postura (IKEDA *et al.*, 1991; BUCKLEY *et al.*, 2009).

Kerr *et al.* (2004) analisaram a LEA em 4 fases. A primeira fase inicia com a primeira mudança na FRS vertical com o indivíduo sentado até a perda do contato com o assento. Durante este período, o indivíduo realiza a flexão do tronco, movendo o CM para frente e para baixo. A segunda fase inicia com a perda do contato com o assento até o momento em que o pico da velocidade vertical do CM é encontrado. Esta fase é caracterizada pela extensão das articulações dos membros inferiores e do tronco enquanto o corpo se verticaliza. A terceira fase é descrita como o início do andar, identificado pelo início da transferência lateral de peso até o momento da retirada

do primeiro membro a se mover. A última fase inicia com o término da fase anterior até a retirada do outro membro do solo.

A LEA é uma tarefa altamente dependente de um bom nível de estabilidade postural e espera-se que indivíduos idosos apresentem maior dificuldade em sua realização (KOUTA e SHINKODA, 2008; BUCKLEY *et al.*, 2009). Ainda, por meio da investigação da tarefa completa e de suas diferentes fases, comprometimentos no sequenciamento motor podem ser identificados, já que se trata de uma tarefa contínua. De fato, é observado maior tempo de realização da tarefa e maior separação entre as diferentes fases da LEA em idosos (BUCKLEY *et al.*, 2008). Além disso, menor velocidade horizontal durante o momento de levantar-se da cadeira é observado nos idosos, devido à restrição na progressão anterior do CM. Possivelmente, isso aconteça como uma forma dos idosos priorizarem a estabilidade ao invés da mobilidade.

## **2.2 Doença de Parkinson.**

O aumento da qualidade de vida decorre no aumento da expectativa de vida da população e, conseqüentemente, no aumento da incidência e da prevalência de doenças neurodegenerativa, como a doença de Parkinson (DP). A DP é a segunda doença neurodegenerativa com maior prevalência no mundo, afetando 0,5 a 1% da população mundial com idade entre 65 e 69 anos e 3% com idade de 80 anos (DE LAU e BRETELER, 2006). No Brasil, a expectativa de vida vem aumentando e a prevalência da DP é de 3,3% na população com mais de 64 anos (BARBOSA *et al.*, 2006).

A DP é uma doença neurológica progressiva, ocasionada pela morte dos neurônios dopaminérgicos na parte compacta da substância negra que integra os núcleos da base (OLANOW *et al.*, 2009). Esta deficiência causa desordens no movimento e o aparecimento dos sintomas de tremor em repouso, rigidez, bradicinesia, hipocinesia, déficits no andar e instabilidade postural. Estes sintomas afetam as características locomotoras, exceto o tremor em repouso, pois o tremor não concorre com atividades corticais (HELMICH *et al.*, 2012). O paciente também apresenta comprometimentos na orientação e no controle postural, relacionados com quedas e mobilidade (VAUGOYEAU *et al.*, 2007).

Os neurônios dopaminérgicos da substância negra parte compacta são responsáveis pelo controle dos circuitos dos núcleos da base (JURI *et al.*, 2010). Estes neurônios têm aferências excitatórias por via direta ao globo pálido interno e à substância negra parte reticulada e aferências

inibitórias por via indireta ao globo pálido externo. Estas projeções dopaminérgicas são responsáveis por aumentar a atividade na via direta e diminuir na via indireta, diminuindo o efeito da aferência inibitória gerada dos núcleos da base. Na DP, a morte dos neurônios dopaminérgicos gera desequilíbrio entre a via direita e indireta, acarretando excessiva inibição do globo pálido externo, desinibição do núcleo subtalâmico e ativação do globo pálido interno e da substância negra parte reticulada. Assim, o efeito inibitório da saída dos núcleos da base fica anormalmente aumentado, ocasionando inibição excessiva da via tálamo-cortical e da ativação dos neurônios motores superiores no córtex cerebral e o aparecimento os sinais e sintomas de bradicinesia e hipocinesia (DELONG e WICHMANN, 2009; PEREIRA *et al.*, 2013).

A bradicinesia, lentidão na execução de movimentos, é um dos principais sintomas da DP e ocorre pela falha em ativar o músculo agonista. O primeiro estímulo agonista pode ser insuficiente e, com isso, há interrupção de conectividade entre a percepção do objetivo da tarefa e o envio das informações apropriadas ao córtex motor, refletindo na regulação interna do output motor (TEASDALE *et al.*, 1990). Somado à lentidão, pacientes com DP apresentam dificuldade de modificar a velocidade do movimento em diferentes demandas temporais, refletindo a organização deficitária do movimento (TEASDALE *et al.*, 1990).

A rigidez é outro sintoma relacionado com as alterações locomotoras. Em indivíduos em condições normais, os neurônios da medula espinhal são estimulados pela formação reticular e pelo núcleo pedúnculo-pontino e estes inibem o motoneurônio por meio do interneurônio medular inibitório (TAKAKUSAKI *et al.*, 2003; TAKAKUSAKI *et al.*, 2004; TAKAKUSAKI *et al.*, 2008). Por outro lado, o sistema excitatório do tônus muscular inclui trajetos descendentes como os tratos coerulo-espinhal, rafe-espinhal e retículo-espinhal (TAKAKUSAKI *et al.*, 2003). Assim, o equilíbrio entre estes dois sistemas, por meio de interações inibitórias recíprocas, é responsável por manter o tônus muscular adequado. Entretanto, pacientes com DP apresentam aumento da atividade inibitória do núcleo pedúnculo-pontino e redução do estímulo descendente desta estrutura. Além disso, o sistema excitatório também está comprometido pela degeneração dos neurônios dos núcleos coerulos e da rafe. Como resultado, pacientes com DP apresentam atividade reduzida dos interneurônios inibitórios da medula espinhal e, conseqüentemente, aumento do tônus muscular, caracterizando a rigidez na DP.

Acredita-se que as projeções nigroestriatais estão envolvidas na produção da disfunção motora na DP. Estas projeções são parte da alça de retroalimentação entre córtex motor, estriado,

globo pálido, tálamo e área motora suplementar e são comumente envolvidas na regulação de movimentos bem praticados e repetidos (ALMEIDA, 2012). O comprometimento desses sistemas explica os comprometimentos do andar e de movimentos rítmicos e repetitivos, automáticos e cíclicos (DEVOS *et al.*, 2010). A suplementação dopaminérgica exógena pode melhorar a regulação temporal dos parâmetros do andar (ALMEIDA, 2012), embora seja temporário pois, com o avanço da DP, os comprometimentos são mais graves.

Existe uma relação direta entre o tempo de doença e os comprometimentos clínicos nos pacientes, gerados pela progressão da DP. Nos estágios iniciais da doença (1 e 1,5 na escala de estadiamento de Hoehn & Yahr – H&Y; HOEHN e YAHR, 1998; GOETZ *et al.*, 2004), a instabilidade postural não é comum, mas é fator marcante em pacientes em estágios moderados e avançados (entre os estágios 2,5 e 4 na escala de H&Y). Além disso, o comprometimento do controle postural nos pacientes com DP também pode estar relacionado a problemas na integração sensorial, uma das funções dos núcleos da base (BROWN *et al.*, 2006).

Os sinais e sintomas da DP são avaliados por meio da *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* (UPDRS) (M.D.S-Task-Force, 2003; GOETZ *et al.*, 2008). No caso da mobilidade, a avaliação acurada das alterações do andar são os testes cinéticos e cinemáticos (MCGINLEY *et al.*, 2009; VITÓRIO *et al.*, 2010); enquanto que a instabilidade postural é avaliada por testes de avaliação postural estática e dinâmica (HUGHES *et al.*, 1992; CARPENTER *et al.*, 2004; EBERSBACH e GUNKEL, 2011). Em decorrência dos comprometimentos motores, como redução da mobilidade, da estabilidade postural e da capacidade funcional, os pacientes com DP apresentam involução na funcionalidade e na capacidade de locomover, impactando significativamente a qualidade de vida (MCNEELY *et al.*, 2012; SPAY *et al.*, 2018; SCHENKMAN *et al.*, 2001; MORRIS, 2006; KEUS *et al.*, 2007; BEDESCHI, 2013).

### **2.2.1 Comprometimentos na força pela doença de Parkinson**

Na DP, a fraqueza muscular é um sintoma relatado continuamente pelos pacientes, é um dos primeiros sinais (KOLLER e KASE, 1986) e há progressão com o avanço da doença (NOGAKI *et al.*, 1999). Pacientes com DP apresentam baixos níveis de força em comparação com indivíduos sadios da mesma idade (KAKINUMA *et al.*, 1998; CANO-DE-LA-CUERDA *et al.*, 2010). A fraqueza muscular tem sido observada nos dois lados do corpo (KOLLER e KASE, 1986), sendo mais acentuada no lado mais afetado. A causa da fraqueza muscular ainda não está determinada e questões sobre sua relação com fatores centrais ou periféricos do sistema nervoso,

e se é um sintoma intrínseco da DP ou um fenômeno secundário estão em debate (CANO-DE-LA-CUERDA *et al.*, 2010). Entretanto, relações entre o nível de força, os distúrbios na mobilidade e o risco de quedas nos pacientes têm sido relatadas (HVID *et al.*, 2016).

A bradicinesia está relacionada com a fraqueza muscular, pois compartilham mecanismos neurais adjacentes (DAVID *et al.*, 2012). Devido ao fato que a fisiopatologia da DP implica déficits dopaminérgicos na substância negra que resultam em inibição do tálamo e redução no drive excitatório para o córtex motor (LANG e LOZANO, 1998; LOZANO *et al.*, 1998), que gera comprometimentos na interrupção da ativação cortical do músculo (NOGAKI *et al.*, 1999; PFANN *et al.*, 2001; WICHMANN e DELONG, 2007) e que pode se manifestar como bradicinesia e fraqueza muscular. Além disso, a potência muscular, produto da velocidade de movimento e do torque muscular, é reduzida em indivíduos com DP (ALLEN *et al.*, 2009). A produção de torque durante o teste de força muscular isocinética em indivíduos com DP mostrou variar com a velocidade de movimento. Nogaki *et al.* (1999) não verificaram diferença no pico de torque entre o lado mais e o menos afetado em movimentos mais lentos, enquanto em movimentos mais rápidos, o lado mais afetado foi significativamente mais fraco. Portanto, a redução da potência muscular é indicativa de déficits em força, velocidade de movimento ou ambos, e fortalece a relação entre bradicinesia e fraqueza muscular (DAVID *et al.*, 2012) e evidencia os comprometimentos musculares.

Tendo em conta que o músculo é o alvo final das informações corticais durante o movimento, a análise da atividade eletromiográfica (EMG) dos padrões de ativação pode fornecer informações sobre a bradicinesia e a fraqueza muscular (DAVID *et al.*, 2011). A ativação muscular nos movimentos balísticos nos pacientes com DP se encontra comprometida por quatro causas: 1) aumento na variabilidade do padrão de ativação muscular (PFANN *et al.*, 2001; ROBICHAUD *et al.*, 2002); 2) o primeiro *burst* agonista não incrementa sistematicamente com o comprimento do movimento (PFANN *et al.*, 2001); 3) com a progressão da doença, a magnitude do primeiro *burst* agonista é menos modulada com o incremento do comprimento do movimento (PFANN *et al.*, 2001); 4) múltiplos *bursts* agonistas são observados durante a fase de aceleração e o número de *bursts* agonistas são incrementados com os aumentos do comprimento do movimento (PFANN *et al.*, 2001; ROBICHAUD *et al.*, 2002). Nas contrações isométricas, pacientes com DP manifestam déficits no desenvolvimento da tarefa. No início da ativação isométrica, há diminuição na taxa de geração de torque e na ativação inicial EMG agonista, o que resulta em tempos prolongados de

aumento de torque e pico de torque atrasado (CORCOS *et al.*, 1996). No meio da tarefa, durante o estado estável a 25%, 50% e 75% da contração isométrica máxima voluntária (CIMV), a frequência dominante no espectrograma EMG em pacientes com DP permanece razoavelmente constante em 10 Hz (CHEN *et al.*, 1997). Em indivíduos saudáveis, no entanto, a frequência dominante é maior e aumenta com o aumento da geração de torque isométrico, ou seja, a frequência dominante muda de 18 para 25 Hz quando a geração de torque isométrico aumenta de 25% para 75% da CIMV. No final da tarefa, a taxa de liberação de contração muscular também é prolongada e os tempos de queda de torque são aumentados em indivíduos com DP (ROBICHAUD *et al.*, 2005). Desta forma, evidenciam-se os déficits musculares gerados pelos comprometimentos centrais já relatados.

O déficit de força muscular causa grande impacto na funcionalidade e qualidade de vida em indivíduos com DP (KAKINUMA *et al.*, 1998; INKSTER *et al.*, 2003; ALLEN *et al.*, 2009; CANO-DE-LA-CUERDA *et al.*, 2010). A redução na força muscular na DP está relacionada com o déficit central na ativação muscular (STEVENS-LAPSLEY *et al.*, 2012), maior fatigabilidade causada pela disfunção mitocondrial (ALLEN *et al.*, 2010), diminuição na velocidade do andar e maior risco de quedas (STEVENS-LAPSLEY *et al.*, 2012). A produção de força é reduzida e progride com a doença, especialmente em movimentos executados em máximas velocidades (CANO-DE-LA-CUERDA *et al.*, 2010). O comprometimento da força muscular e da produção de força acarretam a perda de condicionamento e, conseqüentemente, em limitações funcionais progressivas (VAN NIMWEGEN *et al.*, 2011).

Existem evidências que os déficits de força estão relacionados com a diminuição do drive neural (MANINI e CLARK, 2011; MORENO CATALÁ *et al.*, 2013), oriundos do processo de envelhecimento, sendo exacerbada pelos acometimentos neurológicos da DP (DIBBLE *et al.*, 2006). A diminuição no drive neural resulta em um recrutamento anormal das UMs (GLENDINNING e ENOKA, 1994; VALLS-SOLÉ *et al.*, 1994) e perda na capacidade de produzir força muscular, evidenciada pela maior variabilidade no sinal eletromiográfico de pacientes com DP (PFANN *et al.*, 2001; ROBICHAUD *et al.*, 2009). Este padrão eletromiográfico anormal é explicado pela deficiência na ativação córtico-espinal e na diminuição no drive neural (MILLER *et al.*, 1996) e pela incapacidade de ativar o *pool* de motoneurônios fásicos (GLENDINNING & ENOKA, 1994; VALLS-SOLÉ *et al.*, 1994). Estas alterações afetam negativamente a ativação da

musculatura, tornando o paciente mais fraco e lento (CORCOS *et al.*, 1996; STEVENS-LAPSLEY *et al.*, 2012), aumentando a dependência e diminuindo a funcionalidade na locomoção.

### **2.2.2 Comprometimentos na funcionalidade e na locomoção em pacientes com Doença de Parkinson**

Alterações na funcionalidade apresentadas com o processo de envelhecimento, como a dificuldade em levantar de uma cadeira de forma rápida e andar três metros com facilidade, levam à diminuição da independência funcional do idoso e, com o surgimento e a progressão da DP, estas alterações são agravadas (JANKOVIC, 2001; JANKOVIC, JOSEPH, 2008). A mobilidade, os déficits de equilíbrio e o medo de cair são algumas das principais causas dos comprometimentos funcionais no paciente com DP.

A mobilidade é uma importante capacidade funcional, sendo definida como a capacidade de movimentar-se de forma segura em ambientes e condições diferentes, e depende do controle de equilíbrio, do andar e das mudanças das estratégias de acordo com a tarefa e/ou ambiente (WEINTRAUB *et al.*, 2008). O tratamento medicamento tem efeito limitado nos déficits da mobilidade (GOETZ *et al.*, 2004; HIRSCH *et al.*, 2009). A mobilidade é fortemente associada com pobre qualidade de vida e invalidez (WOOTEN *et al.*, 2004), sendo um dos preditores de mortalidade (DAVID *et al.*, 2012) em indivíduos com DP. Diversos fatores contribuem para a piora dos déficits na mobilidade na DP, como os sintomas motores cardinais da doença (rigidez, bradicinesia, instabilidade postural - LANG e LOZANO, 1998; ROBICHAUD *et al.*, 2002), o medo de cair (NOGAKI *et al.*, 1999) e os déficits no controle de equilíbrio (LOZANO *et al.*, 1998).

O controle do equilíbrio refere-se à função de múltiplos sistemas que mantém o corpo ereto, orientando-o durante a atividades voluntárias, perturbação externa e modificações da superfície de apoio ou do ambiente (LOZANO *et al.*, 1998). Déficits nos mecanismos de controle de equilíbrio contribuem para pobre mobilidade, aumento do risco de quedas (WICHMANN e DELONG, 2007) e o medo de cair (CORCOS *et al.*, 1996; WICHMANN e DELONG, 2007; ALLEN *et al.*, 2009). O medo de cair é altamente prevalente (35% - 59%) em indivíduos com DP (CHEN *et al.*, 1997; ROBICHAUD *et al.*, 2005) e um alto de medo de cair leva à restrição na mobilidade (CHEN *et al.*, 1997), além de ser associado com o aumento no risco de futuras quedas (SPAY *et al.*, 2018) e pobre qualidade de vida (TILLMAN *et al.*, 2015). Desta forma, estes comprometimentos afetam negativamente a locomoção do paciente.



As desordens do andar apresentadas nos pacientes com DP geram limitações na locomoção e aumentam com a progressão da doença, sendo que após 3 anos de diagnóstico, mais de 85% dos indivíduos com DP desenvolvem alterações no andar (CARROLL *et al.*, 2001a; STEFFEN e SENEY, 2008). O andar é marcado por lentidão (bradicinesia), diminuição do balanço de membros superiores, da rotação de tronco e da amplitude de movimento das articulações, justificando a diminuição do comprimento da passada (que em idosos saudáveis varia de 1,2 a 1,5 m e nos pacientes com DP varia de 0,4 a 0,9 m em estado OFF do medicamento e de 0,8 a 1,0 m no estado ON) (EBERSBACH *et al.*, 2013). Estas alterações levam à diminuição de velocidade do andar (taxa de 40 a 60 m/min) (CARROLL *et al.*, 2001b).

Os indivíduos com DP apresentam dificuldades no início e término do passo; o padrão de andar é estereotipado, com redução da flexibilidade de adaptação a ambientes e condições de tarefas (CARROLL *et al.*, 2001; SAGE *et al.*, 2011). Ainda que as variáveis do andar em velocidade preferida (duração das fases de apoio e de balanço) possam ser aparentemente normais em alguns pacientes com DP leve a moderada, quando a velocidade é modificada alterações importantes na amplitude e ritmo de andar são notadas (EBERSBACH *et al.*, 2013).

Um dos acometimentos mais importantes e característicos do andar na DP são os congelamentos que podem ocorrer no início do movimento, nas curvas, em locais estreitos ou em espaços abertos (JANKOVIC, 2008). Nos estágios iniciais, os congelamentos são breves (OKUMA e YANAGISAWA, 2008), porém na fase *OFF* da medicação são evidentes (SCHAAFSMA *et al.*, 2003). O congelamento está associado ao avanço da doença e à extensão da terapia com Levodopa (GARCIA-RUIZ, 2011). Outra característica do andar na DP é a festinação, definida como mover-se para frente com passos cada vez mais rápidos e menores, deslocando o centro de gravidade anteriormente aos pés (NUTT *et al.*, 2011). Os distúrbios do andar justificam a incidência de quedas de quase 70% e a taxa de recorrência de aproximadamente 50% dos pacientes (WOOD *et al.*, 2002; BLOEM *et al.*, 2004). A maioria das quedas ocorre anteriormente ou lateralmente, devido a dificuldades em curvas e múltiplas tarefas, desordens do andar, assimetria postural, deficiências na integração sensorio-motora e nos ajustes compensatórios (BLOEM *et al.*, 2004). É importante ressaltar que a incidência de quedas é característica de avanço da DP (KEMPSTER *et al.*, 2010). Desta forma, a alta incidência de quedas influencia negativamente as tarefas locomotoras e, por isto, é necessário aprofundar o

conhecimento sobre a interação entre comprometimento na circuitaria neural, desempenho do andar e medo de quedas.

Ainda não são completamente conhecidos os mecanismos envolvidos nas disfunções do andar na DP. Atualmente, é conhecido que o andar funcional (orientado para um propósito) compreende a participação integrativa entre processos relacionados a componentes volitivos, emocionais e automáticos. Os sinais sensoriais gerados dos estímulos externos e internos (viscerais) estão envolvidos em dois processos: 1) processamento cognitivo (memória operacional) que guia o comportamento, influenciado pelos estados emocionais e de alerta (componentes volitivos e emocionais); 2) processamento automático responsável pelos movimentos rítmicos e pela regulação do tônus postural (KEMPSTER *et al.*, 2010). O componente volitivo deriva de comandos motores das áreas corticais, executados por projeções do tronco encefálico e medula espinhal; enquanto o componente emocional envolve projeções das partes límbicas do hipotálamo até o tronco encefálico, resultando em comportamentos motores emocionais. Já o processo automático é evocado por ativações de neurônios do tronco encefálico e dos geradores centrais de padrão (GCP) da medula espinhal (LA FOUGERE *et al.*, 2010). O cerebelo e os núcleos da base participam do controle, da modulação e o refinamento de ambos os processos mencionados (KEMPSTER *et al.*, 2010). Desta forma, os *loops* das áreas motoras corticais para os núcleos da base e cerebelo geram o controle acurado e adaptativo do movimento, que requer volição, cognição, atenção e predição (MIDDLETON e STRICK, 2000), permitindo planejamento, programação e iniciação do andar (BOHNEN e JAHN, 2013; TAKAKUSAKI, 2013). Assim, a DP acomete a circuitaria relacionada com o planejamento e controle do andar.

Os distúrbios do andar na DP não são apenas gerados pela diminuição de dopamina, mas são resultantes da complexa degeneração de sistemas e deficiências de neurotransmissores, incluindo estruturas não dopaminérgicas. Estudos demonstram mecanismos não dopaminérgicos extra-estriatais, denervação colinérgica e deposição beta-amiloide cortical, envolvidos nos distúrbios de andar e postura (BOHNEN e JAHN, 2013). Pacientes com sinais de denervação colinérgica no pós-encéfalo apresentam maior lentidão no andar do que aqueles que com denervação dopaminérgica nigro-estriatal, sugerindo que a deficiência no processamento cognitivo é decisiva para a lentidão do andar (BOHNEN e JAHN, 2013). As degenerações da projeção colinérgica do SNC são os maiores contribuintes para as disfunções de andar e postura na DP (YARNALL *et al.*, 2011). Vias noradrenérgicas são importantes para alerta e atenção no controle

do andar, dada à degeneração do *locus coeruleus* relacionada à DP (BALOYANNIS *et al.*, 2006; GRIMBERGEN *et al.*, 2009). Desta forma, os comprometimentos na circuitaria que programa, controla e modula o andar podem ter um efeito negativo em tarefas de maior complexidade como a IA ou LEA.

O desempenho em tarefas complexas como IA está comprometido em pacientes com DP, sendo observada acinesia (dificuldades em iniciar movimentos), episódios de congelamento e comprometimentos no controle postural antecipatório (ROSIN *et al.*, 1997; HALLIDAY *et al.*, 1998; DELVAL *et al.*, 2014). Quando ocorrem situações com maior exigência temporal, devido à lentidão de movimento e à limitada habilidade para modificar a velocidade de movimento, pacientes com DP dão prioridade à velocidade em detrimento da precisão (TEASDALE *et al.*, 1990).

A IA impõe maiores demandas funcionais aos pacientes com DP devido ao controle postural comprometido (HORAK *et al.*, 1992; VAUGOYEAU *et al.*, 2007). Na IA, o comprometimento dos APAs é considerado um importante mecanismo fisiopatológico (HALLIDAY *et al.*, 1998). O tempo e o tamanho da excitação bilateral do tibial anterior durante a IA é anormal em pacientes com DP (DELVAL *et al.*, 2014), conseqüentemente, as forças de reação mediolateral e anteroposterior do solo (APAs característicos de pacientes com DP) são mais longas e mais fracas, com atrasos prolongados entre o início dos APAs e o início do passo (VAUGOYEAU *et al.*, 2003; DIBBLE *et al.*, 2004; HASS *et al.*, 2005). As alterações nos APAs acontecem desde os estágios iniciais (MANCINI *et al.*, 2009) e comprometem a realização de tarefas de maior complexidade como LEA.

Em relação à capacidade de levantar-se de uma cadeira, 80% das pessoas com DP relatam dificuldades (BROD *et al.*, 1998), demonstrando menor velocidade de deslocamento do CM (BUCKLEY *et al.*, 2008; PELICIONI, 2015) e menores velocidades angulares, associadas ao padrão de movimento seguro. Os comprometimentos na LEA são ocasionados pela incapacidade de integrar programas motores (BENECKE *et al.*, 1987b), que afetam a fluidez da execução na tarefa (BUCKLEY *et al.*, 2008). Além disso, a bradicinesia e a fraqueza muscular influenciam negativamente a realização da tarefa (CHEN e CHOU, 2017; KUHNER *et al.*, 2017). Sabendo que o nível de força muscular está relacionado a bradicinesia (ALLEN *et al.*, 2009; SCHILLING *et al.*, 2009; ALLEN *et al.*, 2010), o treinamento de força poderia reduzir dos efeitos negativos da bradicinesia.

## **2.3 Aspectos gerais do treinamento resistido.**

### **2.3.1 Periodização do treinamento**

Na atualidade, o treinamento de força (TF) é uma das recomendações do *American College of Sports Medicine* (ACSM) (CAVANAGH *et al.*, 1998; NELSON *et al.*, 2007; CHODZKO-ZAJKO *et al.*, 2009). Em seu posicionamento de 1998, o ACSM preconizava que idosos deveriam realizar exercícios de força caracterizado pela utilização de uma intensidade baixa a moderada. Dessa forma, apesar de haver uma preocupação com os declínios decorrentes do envelhecimento, o treinamento de força era incluído nas recomendações da ACSM nessa época, ou seja, há 20 anos atrás já era percebido que a população idosa poderia ser beneficiada com essa prática. Na atualidade, o treinamento resistido tem adquirido um papel relevante na medida em que a literatura reporta a relação entre o nível de funcionalidade e nível de força (CHANDLER *et al.*, 1998; FOLDVARI *et al.*, 2000; CALDAS *et al.*, 2017). Com isso, o TF se apresenta como uma estratégia efetiva para diminuir os declínios relacionados ao envelhecimento.

Na atualidade, o treinamento de força é seguro e eficiente para diminuir os declínios gerados pelo envelhecimento. Os estudos orientados a aumentar a força e a massa muscular (GUIZELINI *et al.*, 2018) apresentam estratégias de intervenção onde é importante reconhecer as particularidades e pontos compartilhados e, dentro destes, a periodização do treinamento. A periodização do treinamento tem sido relatada na literatura como determinante para estabelecer processos de intervenção orientados à melhora da saúde (HOOVER *et al.*, 2016). Uma peculiaridade dos métodos de TF reportados pela literatura é que os modelos de progressão da carga de treinamento têm uma tendência linear ao aumento (RAYMOND *et al.*, 2013), em que se reconhecem as vantagens dos programas periodizados frente aos não periodizados (FLECK, 1999; RHEA e ALDERMAN, 2004; AHMADIZAD *et al.*, 2014; STROHACKER *et al.*, 2015). Estudos apontam a viabilidade de programas periodizados em populações com necessidades especiais, como uma alternativa geradora de adaptações mais estáveis nos sujeitos submetidos a treinamentos com estas características, por exemplo, para aumentar ou manter as condições de saúde da população idosa (KELL *et al.*, 2011; BOTERO *et al.*, 2013; BLANCHARD e GLASGOW, 2014; HOOVER *et al.*, 2015; STROHACKER *et al.*, 2015). Desta forma, três modelos de periodização da carga do TF, estratégias que manipulam as variáveis da carga de

treinamento (volume, intensidade), têm sido reportados na literatura: periodização linear (PL), periodização ondulatória (PO) e periodização inversa (PI).

Os modelos PL têm como característica principal, ao início do treinamento, alto volume e baixa intensidade da carga e uma tendência ao aumento para a intensidade e à diminuição para o volume (BAKER *et al.*, 1994; HOFFMAN *et al.*, 2003; RHEA *et al.*, 2003; BUFORD *et al.*, 2007; HARTMANN *et al.*, 2009; HOFFMAN *et al.*, 2009; KOK *et al.*, 2009; MONTEIRO *et al.*, 2009; TRIPLETT., 2009; MANN *et al.*, 2010; SIMÃO *et al.*, 2012). Na população idosa, este modelo de periodização tem sido usado na pesquisa relacionada ao desenvolvimento da força (LATHAM *et al.*, 2004; STRAIGHT *et al.*, 2016), além de ser a recomendação do ACSM como uma estratégia segura para estimular a força nesta população (CHODZKO-ZAJKO *et al.*, 2009). Embora a PL seja muito utilizada na literatura, as evidências indicam que treinamentos resistidos com PL apresentam um efeito pequeno a moderado sobre a força nos músculos da cadeia extensora dos membros inferiores (STRAIGHT *et al.*, 2016). Além disso, tem-se evidenciado que o impacto isolado do treinamento resistido sobre a funcionalidade é baixo, fato que implica a necessidade de combinar este tipo de treinamento com outros (por exemplo: equilíbrio, locomoção) com o intuito de aumentar o impacto na funcionalidade (LATHAM *et al.*, 2004). Assim, é possível visar a necessidade da procura de novas estratégias para aperfeiçoar e potencializar os efeitos do treinamento resistido nesta população e, dentro destas estratégias, os novos modelos de periodização como a PO poderiam ser uma alternativa a ser pesquisada.

Poliquin (1988) propôs um modelo de periodização que visa aperfeiçoar os efeitos do TF, denominado Periodização Ondulatória (PO). A PO tem sido descrita como a manipulação diária, semanal e bissemanal do volume e da intensidade da carga de treinamento (RHEA *et al.*, 2003; RHEA *et al.*, 2004; BUFORD *et al.*, 2007; PETERSON *et al.*, 2008; HOFFMAN *et al.*, 2009; KOK *et al.*, 2009; TRIPLETT., 2009; MIRANDA *et al.*, 2011; PAINTER *et al.*, 2012; SIMÃO *et al.*, 2012). A PO, pela manipulação não linear da carga de treinamento, pode promover maiores mudanças nos estímulos e nos períodos de recuperação, favorecendo os ganhos na força muscular (BAKER *et al.*, 1994; RHEA *et al.*, 2002; BUFORD *et al.*, 2007; HOFFMAN *et al.*, 2009; MONTEIRO *et al.*, 2009; PRESTES, *et al.*, 2009; MIRANDA *et al.*, 2011). Este modelo tem sido aplicado principalmente no campo esportivo, mas para outros campos com populações infantis, adolescentes ou idosos não se tem reportado evidências práticas (HARRIES *et al.*, 2015; HOOVER *et al.*, 2015; STROHACKER *et al.*, 2015). Por outro lado, a PO se apresenta como

uma possibilidade viável de explorar outras formas de planejamento do TF para manter ou melhorar a saúde das pessoas ou mesmo como ferramenta na reabilitação.

A Periodização Inversa (PI) da carga do TF (ARROYO-TOLEDO, 2011; ARROYO-TOLEDO *et al.*, 2013) é o mais novo dos modelos de periodização, tem sido aplicado no TF de nadadores de moderado nível de desempenho (ARROYO-TOLEDO *et al.*, 2014) e foi desenvolvido com o intuito de aumentar o tempo de altas exigências ao longo do período de treinamento, o que poderia ser benéfico na melhora do desempenho físico dos sujeitos treinados com este modelo de periodização (ARROYO-TOLEDO *et al.*, 2013; ARROYO-TOLEDO *et al.*, 2014). A PI segue a modificação de intensidade e volume, no entanto, em ordem inversa à PL, aumentando o volume e reduzindo a intensidade (contrário ao esperado na PL) e, com o avanço do tempo de treinamento, são realizados ajustes com tendência à diminuição da intensidade como parâmetro fundamental da carga. Este modelo de periodização já foi testado no âmbito da atividade física (PRESTES *et al.*, 2009), onde foram comparados os efeitos da PI e da PL sobre a força máxima, a resistência muscular e a composição corporal em mulheres jovens (n=20, 26,9 anos). Os achados apontaram que a PL teve um impacto significativo nas variáveis da composição corporal (diminuição de 17,76% após 12 semanas de treino) e, em relação às variáveis de força máxima e resistência muscular, PL e PI foram efetivas para aumentar seu desempenho. Os autores justificam a falta de diferenças estatísticas nas variáveis de força no fato de que PL desenvolveu as cargas de alta intensidade no final do período de treinamento. Por último, os autores recomendam a possibilidade de realizar pesquisas com diferentes intensidades e populações (HARRIES *et al.*, 2015).

Intervenções utilizando os novos modelos de periodização (PO e PI) para gerar adaptações diversas, principalmente no campo do treinamento de força na população idosa têm sido pouco exploradas. Nesta população, têm-se achado aplicações com resultados positivos apenas utilizando treinamento resistido com PL, sendo uns mais significativos do que outros em função das adaptações prévias dos participantes (CHMELO *et al.*, 2015). Uma possível causa para a falta de exploração dos modelos de periodização nesta população pode ser devido às recomendações do ACSM e outras evidências que tem estabelecido a PL como uma forma segura e eficiente para a estimulação da força em idosos (CHODZKO-ZAJKO *et al.*, 2009; LIU e LATHAM, 2009; CADORE *et al.*, 2014). Embora existam outras alternativas como PO ou PI, pode ser que estas não sejam utilizadas nesta população pela fragilidade dos idosos ou porque as pesquisas têm

focado nos efeitos gerados por faixas de intensidade da carga muito específicas como a alta ou a moderada com o intuito de entender seus efeitos de maneira isolada (RAYMOND *et al.*, 2013; GUIZELINI *et al.*, 2018). Desta forma, o elemento implícito na periodização relacionado à manipulação dos componentes da carga (volume e intensidade) nos períodos de treinamento é pouco estudado. Por fim, uma última justificativa para a não abordagem da PO e da PI na pesquisa nesta população possivelmente pode ser o foco dado pelos pesquisadores e profissionais da atividade física, na medida em que, nesta população, a preocupação esteja em manter e até reverter os efeitos do envelhecimento na funcionalidade e na saúde dos idosos. Desta forma, a PO e PI oferecem a possibilidade de configurar estímulos novos com o intuito de potencializar os alcances das intervenções a fim de gerar aumentos significativos na saúde e funcionalidade.

### **2.3.2 Transferência**

A eficácia com que as adaptações do treinamento resistido são traduzidas em melhor desempenho das tarefas funcionais pelos idosos ainda precisa ser esclarecida (Brown, McCartney, & Sale, 2017; J O Judge, Underwood, & Gennosa, 1993; James O Judge, Whipple, & Wolfson, 1994; Taaffe, Duret, Wheeler, & Marcus, 1999). Embora tenha sido demonstrado que melhorias no equilíbrio, no andar e no desempenho de tarefas como levantar-se de uma cadeira podem resultar de programas de treinamento resistido (ALEXANDER *et al.*, 2001; BARRY e CARSON, 2004; CARROLL; RIEK; CARSON, 2001; FIATARONE *et al.*, 1990; JUDGE; UNDERWOOD; GENNOSA, 1993; TAAFFE *et al.*, 1999), também é frequente o fato que as adaptações geradas pelo treinamento não se transferem efetivamente na funcionalidade (Brown *et al.*, 2017; Earles, Judge, & Gunnarsson, 2001; J O Judge *et al.*, 1993; James O Judge *et al.*, 1994). Duas revisões compilaram em detalhe uma ampla quantidade de estudos com treinamento resistido conduzidos com idosos, que avaliaram a mudança no desempenho de tarefas funcionais (CONNELLY, 2000; KEYSOR, 2001). A variação considerável dos resultados evidenciada nesses estudos provavelmente tenha surgido de diferenças nas intervenções, variações na idade, gênero e saúde dos participantes, e as tarefas específicas de transferência que foram examinadas. No entanto, a medida em que o treinamento resistido beneficiou o desempenho das tarefas funcionais foi restringido pela especificidade das adaptações promovidas pelo treinamento resistido, em que um aumento na força é maior para tarefas que são mais semelhantes aos exercícios empregados no treinamento (Rutherford & Jones, 1986).

De acordo com a especificidade das adaptações de treinamento de força, foi demonstrado que quando idosos treinam com cargas pesadas para aumentar a força máxima, a melhora relativa na capacidade de produção de força através de diferentes velocidades é maior em velocidades mais lentas de contração (Frontera, Meredith, O'Reilly, Knuttgen, & Evans, 1988). Em comparação, o treinamento com cargas mais leves em velocidades mais rápidas melhorou a potência muscular e resultou em ganhos relativamente menores na força máxima (Earles et al., 2001). Consequentemente, tem sido sugerido que é importante determinar se um modo é superior ao outro em melhorar as capacidades funcionais dos idosos (Earles et al., 2001). Dadas as fortes associações que existem entre a capacidade dos idosos de produzir força rapidamente e o desempenho funcional das tarefas, o treinamento para melhorar a produção rápida de força parece ser de importância crítica para os idosos (Evans, 2000). Pode-se antecipar, portanto, que uma rotina de treinamento que desenvolve força muscular trará maiores benefícios para o desempenho de tarefas funcionais do que uma rotina tradicional de treinamento resistido. Talvez surpreendentemente, em um dos poucos estudos que se concentraram especificamente no desenvolvimento da força muscular, foram observadas melhorias mínimas no desempenho funcional de idosos (Earles et al., 2001). Melhorias no desempenho do andar e saltos foram demonstradas por idosos após 24 semanas de treinamento orientado para a força muscular que combinava exercícios de alta (força) e baixa intensidade (força explosiva) (Häkkinen, Alen, Kallinen, Newton, & Kraemer, 2000). Além disso, em um estudo recente que comparou o TF convencional e o treinamento orientado à força, melhorias maiores em vários índices de equilíbrio e coordenação foram exibidas pelo grupo de TF (Miszko et al., 2003). No mesmo estudo, no entanto, nenhum dos dois grupos apresentou melhorias notáveis para várias outras medidas funcionais, incluindo aquelas para as quais havia ênfase na contribuição da força muscular. Parece que, embora a taxa de desenvolvimento de força seja considerada crítica para o controle do movimento em idosos, a melhora da potência muscular com o treinamento resistido não necessariamente aumenta as capacidades funcionais. A fim de avaliar a probabilidade com que o treinamento resistido irá beneficiar o desempenho das tarefas cotidianas, deve-se rever exatamente como as adaptações específicas que são acumuladas através do treinamento podem influenciar o desempenho das tarefas cotidianas.

Poder-se-ia dizer que os benefícios para o desempenho das tarefas funcionais diárias que os idosos podem experimentar como resultado do treinamento resistido dependem da transferência das adaptações promovidas na força na coordenação intramuscular e intermuscular para o



desempenho de tarefas funcionais (Carroll et al., 2001). Para entender melhor a capacidade do treinamento resistido para restaurar deficiências de controle de movimento em adultos mais velhos, é necessário investigar melhor os mecanismos de adaptações neurais que os idosos experimentam com tal treinamento e avaliar a expressão destas adaptações durante tarefas relacionadas ao movimento. Várias investigações se concentraram na diminuição da estabilidade da produção de força exibida com a idade avançada, o que está associado a um aumento na variabilidade das taxas de descarga da unidade motora (Laidlaw, Bilodeau, & Enoka, 2000). Assim, Laidlaw et al. (1999) observaram melhorias na estabilidade de uma tarefa de movimentação de carga após um período de treinamento de 4 semanas que foram equivalentes para um grupo que completou seu treinamento com cargas pesadas (80% da força máxima) e um grupo que completou o treinamento com cargas leves (10%). Kornatz; Christou; Enoka (2002) relataram que a diminuição na variabilidade da força produzida pelo dedo indicador subsequentemente ao treinamento estava de fato associada à redução na variabilidade da descarga da unidade motora. No entanto, a redução na variabilidade da descarga e a melhora na estabilidade foram alcançadas após duas semanas iniciais de treinamento com cargas mínimas (10%); um período subsequente de 4 semanas de treinamento resistido a 70% do máximo não resultou em qualquer melhoria adicional. Para os músculos extensores do joelho, parece também desnecessário treinar a força contra cargas progressivas para reduzir as flutuações na produção de força (Bellew, 2002; Enoka et al., 2003; Hortobágyi, Tunnel, Moody, Beam, & DeVita, 2001; Tracy et al., 2001). Estes resultados sugerem que a melhoria da estabilidade e a redução na variabilidade da descarga da unidade motora podem surgir de melhorias na coordenação que surgiram da execução regular do movimento de treinamento, em vez dos aumentos de força incorridos como resultado de treinamento regular contra cargas progressivamente crescentes. Se, de fato, a maior parte dos benefícios que os idosos recebem do treinamento de resistência é essencialmente decorrente da aprendizagem motora que ocorre através do desempenho regular de um exercício de treinamento, é importante considerar quais benefícios são realmente obtidos pelo treinamento com PL.

### 3. ESTUDO 1

Efeitos dos treinamentos resistidos com periodização inversa ondulatória e linear para a locomoção de idosos neurologicamente saudáveis e ativos.

#### 3.1 Introdução

Na atualidade, o treinamento resistido tem adquirido um papel relevante na literatura relacionada com atividade física e envelhecimento, na medida em que foi estabelecida uma relação entre nível de funcionalidade e nível de força (CHANDLER *et al.*, 1998; FOLDVARI *et al.*, 2000; CALDAS *et al.*, 2017). O treinamento resistido se apresenta como uma forma efetiva para diminuir os declínios relacionados ao envelhecimento (FRONTERA *et al.*, 1988; FIATARONE *et al.*, 1990; SKELTON; McLAUGHLIN, 1996; GUIZELINI *et al.*, 2018), sendo uma das atividades recomendações pelo ACSM para a população idosa (CAVANAGH *et al.*, 1998; NELSON *et al.*, 2007; CHODZKO-ZAJKO *et al.*, 2009). Nesse sentido, a literatura tem apontado as vantagens dos treinamentos periodizados frente aos não periodizados (FLECK, 1999; RHEA e ALDERMAN, 2004; AHMADIZAD *et al.*, 2014; STROHACKER *et al.*, 2015) e a viabilidade de programas periodizados para gerar adaptações mais estáveis, por exemplo, para aumentar ou manter as condições de saúde da população idosa (KELL *et al.*, 2011; BOTERO *et al.*, 2013; BLANCHARD e GLASGOW, 2014; HOOVER *et al.*, 2015; STROHACKER *et al.*, 2015).

O treinamento resistido em idosos tem sido efetivo para aumentar a força muscular desta população, especialmente pela utilização de PL com cargas crescentes (LATHAM *et al.*, 2004; RAYMOND *et al.*, 2013; STRAIGHT *et al.*, 2016). Embora a PL seja muito utilizada, as evidências indicam que treinamentos resistidos com este tipo de periodização apresentam efeito pequeno a moderado sobre a força nos músculos da cadeia extensora dos membros inferiores (STRAIGHT *et al.*, 2016). Igualmente, tem-se evidenciado que o impacto isolado do treinamento resistido sobre a funcionalidade é baixo, fato que implica a necessidade de combinar este tipo de treinamento com outros (por exemplo: equilíbrio, locomoção) com o intuito de aumentar o impacto na funcionalidade (LATHAM *et al.*, 2004). Além disso, recentes estudos envolvendo treinamento resistido em idosos têm demonstrado, através de adaptações estruturais e neurais, que esta população é responsiva a este tipo de intervenção e não perde a capacidade de aumentar seus níveis iniciais de força (BARBALHO *et al.*, 2017; GUIZELINI *et al.*, 2018). Assim, é possível visar a necessidade da procura de novas estratégias para aperfeiçoar e potencializar os

efeitos do treinamento resistido nesta população e, dentro destas estratégias, os novos modelos de periodização como a PO e a PI poderiam ser uma alternativa a ser pesquisada nesta população.

Na última década, a PO tem sido abordada na pesquisa do treinamento resistido em baixa proporção na população idosa quando comparada com a literatura publicada relacionada a populações jovens. Deste modo, foram identificados 5 estudos que abordaram a questão da PO como uma forma de incrementar os efeitos do treinamento resistido sobre variáveis fisiológicas, funcionais e de força muscular (CONLON *et al.*, 2017; JIMENEZ; PAZ, 2011; MOURA *et al.*, 2018; PRESTES *et al.*, 2015; KRAEMER *et al.*, 1999). Desta forma, Kraemer *et al.* (1999), evidenciaram que idosos são responsivos a um treinamento resistido com PO, embora, com incrementos hormonais, funcionais e estruturais menores quando comparados com jovens. Enquanto que nos estudos de Conlon *et al.*, (2017), Jimenez; Paz, (2011); Moura *et al.*, (2017) e Prestes *et al.*, (2015) se têm apresentado resultados evidenciado a similaridade nos efeitos da PL e PO na força muscular e na funcionalidade em idosos. Contudo, é possível perceber a falta de achados conclusivos em referência à PO na população idosa, achados que estão em linha com o reportado para populações jovens (HARRIES *et al.*, 2015). Finalmente, uma característica comum nos estudos anteriormente comentados é a utilização de treinamento de força com PO e cargas crescentes isolado de outros estímulos. Por outro lado, existe um terceiro tipo de periodização a PI desenvolvida no campo esportivo (ARROYO-TOLEDO, 2011; ARROYO-TOLEDO *et al.*, 2013), e que como seu nome indica tem a principal característica de inverter a ordem da intensidade e do volume quando comparada com PL, iniciando com alta intensidade e diminuindo para a baixa. Somente foi identificado um estudo com PI fora do contexto esportivo, no estudo de Prestes *et al.*, (2009) foi comparado o efeito da PI e da PL em adultos jovens, encontrando que para a força máxima ambas periodizações foram efetivas para aumentar esta variável, enquanto que na resistência da força não foi observado nenhum acréscimo.

O panorama para a intervenção com treinamento resistido orientado à melhora da funcionalidade em idosos evidencia a falta de exploração na aplicabilidade dos modelos de periodização existentes ou desenho de modelos de periodização específicos que se ajustem aos requerimentos particulares desta população. Desta forma, a possibilidade de desenvolver modelos de periodização ecléticos para responder aos comprometimentos gerados com o envelhecimento é uma opção não explorada. Assim, levar adiante intervenções com características da PO e PI é uma alternativa viável para ampliar o espectro dos benefícios gerados com o treinamento resistido

nesta população. Neste sentido, a lógica das altas intensidades no início do treinamento da PI poderia se ajustar ao treinamento resistido com idosos, na medida em que as características da dinapenia estão ligadas diretamente com os processos de ativação neuromuscular relacionados com estímulos de alta intensidade (HÄKKINEN *et al.*, 1996; MORENO CATALÁ *et al.*, 2013; AAGAARD *et al.*, 2002; UNHJEM *et al.*, 2015; HVID *et al.*, 2018). Por outro lado, as ondulações na intensidade da carga, características da PO, poderiam aumentar o efeito da intervenção de TF, na medida em que existem estudos que apresentam a PO como mais eficiente do que PL para o desenvolvimento da força em populações jovens (RHEA *et al.*, 2003; PRESTES, DE LIMA *et al.*, 2009; PRESTES, FROLLINI *et al.*, 2009; AHMADIZAD *et al.*, 2014; HARRIES *et al.*, 2015) e idosas (KRAEMER *et al.*, 1999). Nesse sentido, acredita-se que este mesmo comportamento possa ser gerado na população idosa, tendo em conta que a literatura reporta que idosos apresentam responsividade a este tipo de treinamento (BARBALHO *et al.*, 2017; GUIZELINI *et al.*, 2018; KRAEMER *et al.*, 1999). Desta forma, a aplicação da periodização inversa ondulatoria (PIO) poderia ser uma alternativa no treinamento da força que possibilite dar resposta aos requerimentos particulares da população idosa.

Diante do exposto, a seguinte pergunta se apresenta como eixo central deste estudo: qual o efeito da periodização linear e inversa ondulatoria do treinamento de força na locomoção de idosos neurologicamente saudáveis?

Assim, o objetivo geral do presente estudo é: Analisar os efeitos de dois treinamentos de força com periodizações diferentes na locomoção de idosos saudáveis.

Mais especificamente, verificar os efeitos do treinamento de força com periodização inversa ondulatoria (TFPIO) e treinamento de força com periodização linear (TFPL) nas seguintes variáveis: índice de fluidez da LEA, velocidade do COP nos APAS da IA, velocidade da passada no andar livre, no tempo de execução do *Timed Up and Go* (TUG) e na taxa de desenvolvimento da força isométrica máxima voluntária (FIMV).

Considerando os diversos benefícios promovidos pelos treinamentos de força periodizados e a escassa exploração de novos modelos de intervenção para população idosa saudável, a hipótese do estudo é: Os efeitos do TFPIO terão maior impacto no índice de fluidez na tarefa da LEA, na velocidade do CoP nos APAS da IA, na velocidade da passada no andar livre, no tempo de execução do *Timed Up and Go* (TUG) e na taxa de desenvolvimento da força isométrica máxima voluntária do que os efeitos do TFPL.

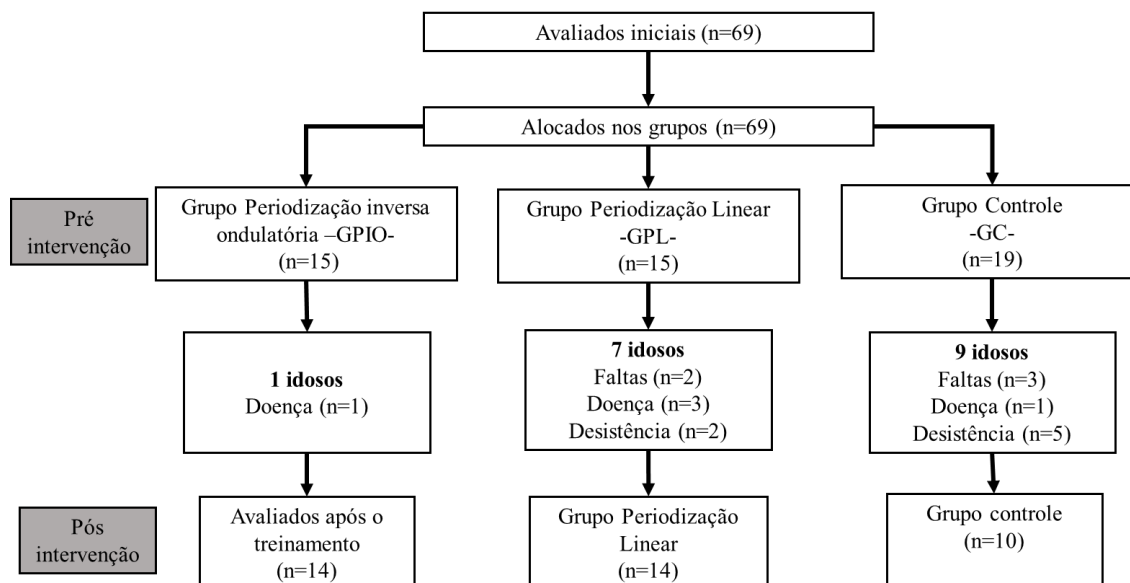
## 3.2 Material e Métodos

Todos os procedimentos experimentais descritos a seguir foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências da UNESP campus Rio Claro (CAAE: 60860416.4.0000.5465; ANEXO 1) e foram realizados nas dependências do Laboratório de Estudos da Postura e da Locomoção (LEPLO), junto ao Departamento de Educação Física (UNESP/Rio Claro).

### 3.2.1 Participantes

Participaram deste estudo, inicialmente, 69 indivíduos acima de 60 anos, sendo idosos neurologicamente saudáveis, pertencentes ao Programa de Atividade Física para Terceira Idade (PROFIT), do Departamento de Educação Física do Instituto de Biociências da UNESP/Rio Claro. Para a participação do estudo foi indispensável assinar o termo de consentimento livre e esclarecido e apresentar atestado médico que autorizasse a prática de atividade física. A amostra foi parcialmente aleatorizada por sorteio, sendo distribuída em dois grupos, o primeiro para o treinamento de força com periodização inversa ondulatória (GPIO n=25), e o segundo para o treinamento de força com periodização linear (GPL n=25). Além disso, idosos saudáveis com regular assistência ao PROFIT, que desenvolvessem atividades físicas não relacionadas com musculação ou treinamento de força, foram alocados no grupo controle (GC n=19) (Figura 1).

Figura 1. Fluxograma apresentando a randomização e perda amostral ao longo do Estudo 1.



Grupo de Treinamento de Força Periodização Inversa Ondulatória (GPIO), Grupo de Treinamento de Força Periodização Linear (GPL), Grupo Controle (GC).

Foram estabelecidos como critérios de inclusão, para a composição da amostra de idosos neurologicamente saudáveis, os seguintes: ter completado no mínimo 70% do total de sessões da intervenção; possuir função cognitiva preservada conforme nota de corte por escolaridade proposta por Brucki *et al.* (2003) no Mini-Exame do Estado Mental (MEEM); não apresentar doença neurológica ou musculoesquelética que interferisse no desempenho durante a intervenção e as avaliações; não apresentar patologias vestibulares; não compreender e/ou executar os testes; não concordar com a participação no estudo, não assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE 1).

### **3.2.1 Coleta de dados**

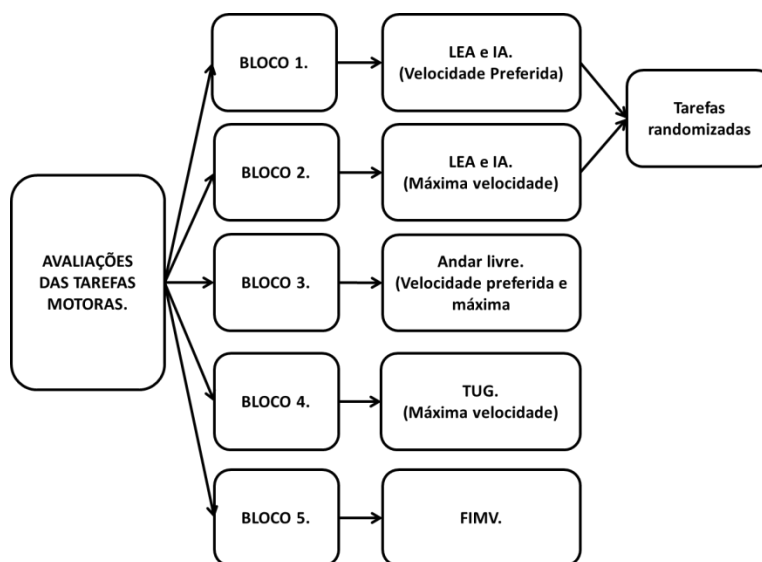
Todas as avaliações foram realizadas no Laboratório de Estudos da Postura e da Locomoção (LEPLO) do Departamento de Educação Física do Instituto de Biociências da UNESP/Rio Claro. Foram realizadas duas avaliações, a primeira antes da intervenção (pré-teste) e a segunda na semana 21 (pós-teste). Todas as avaliações foram realizadas por avaliadores experientes em forma de duplo-cego. Foi estabelecido avaliar os participantes nos mesmos horários do dia, com a mesma indumentária, nos momentos pré-teste e pós-teste. Os procedimentos de avaliação no momento pré-teste foram executados em dois dias, o primeiro dia para as avaliações de caracterização inicial, no segundo dia foram realizadas as avaliações das tarefas motoras. No momento pós-teste, somente as avaliações das tarefas motoras foram realizadas em um dia.

Inicialmente, o participante foi conduzido para uma sala onde recebeu todas as informações sobre os procedimentos da pesquisa e foi avaliado em relação à anamnese inicial e aos questionários relacionados com o rastreamento e comprometimento cognitivo e nível de atividade física. Após isso, e tendo em conta que os participantes estivessem dentro dos parâmetros estabelecidos como critérios de inclusão, foram convidados para assinar o termo de consentimento livre e esclarecido.

As avaliações motoras realizadas no segundo dia foram distribuídas em cinco blocos de tarefas (Figura 2). O primeiro bloco foi composto pelas tarefas de LEA e IA, executados na velocidade preferida do participante; no bloco dois foram repetidas as mesmas tarefas executando-as na máxima velocidade; o bloco três incluiu a tarefa de andar livre na velocidade preferida e na velocidade máxima; o bloco 4 incluiu o TUG em velocidade máxima; e, no bloco 5, foi mensurada a FIMV.

As tarefas foram feitas em blocos segundo a velocidade de execução (Figura 2). Nos blocos 1 e 2, a ordem das tarefas foi randomizada para cada participante para evitar o efeito de aprendizagem ou interferência da velocidade máxima sobre a preferida. No bloco 3, a avaliação do andar livre foi feita primeiro com as tentativas em velocidade preferida e após em velocidade máxima. Em cada bloco de 1 a 4 foram realizadas duas tentativas para a familiarização e cinco tentativas para a coleta dos dados. O bloco 5 foi sempre o último a ser realizado em três tentativas da tarefa de FIMV. Intervalos entre as tentativas e entre os blocos de tarefas foram oferecidos para assegurar a qualidade na execução das tarefas.

Figura 2. Desenho experimental da avaliação motora. Levantar e andar (LEA), iniciação do andar (IA), andar livre, *Timed Up and Go* (TUG) e força isométrica máxima voluntária (FIMV).



A apresentação das avaliações a seguir foi agrupada em função dos propósitos do estudo: medidas de caracterização da amostra, tarefas de locomoção, mobilidade funcional e força isométrica máxima voluntária.

### 3.2.1.1 Avaliações de caracterização da amostra

a) Rastreamento cognitivo: Mini-Exame do Estado Mental MEEM (FOLSTEIN et al., 1975; BRUCKI et al., 2003): o exame é composto por sete categorias: orientação para tempo, orientação para local, registro de três palavras, atenção e cálculo, recordação das três palavras, linguagem e praxia visuo-construtiva. O escore do MEEM varia de 0 a 30 pontos, sendo que valores mais baixos apontam para possível déficit cognitivo. Os escores obtidos pelos participantes foram corrigidos de acordo com os anos de escolaridade (BRUCKI *et al.*, 2003) (ANEXO 2).

b) **Nível de Atividade Física:** O nível de atividade física foi avaliado por meio do questionário de Baecke modificado para idosos (BAECKE *et al.*, 1982; FLORINDO *et al.*, 2004; SIMÕES, 2009; DOS SANTOS *et al.*, 2014). O questionário avalia o nível de atividade física dos últimos 12 meses, indagando por atividades domésticas, esportivas e de lazer, tendo como ponto de corte 4 pontos segundo Dos Santos *et al.*, (2014) (ANEXO 3).

### **3.1.1.2 Avaliações das tarefas de locomoção**

a) **Levantar e andar (LEA).** Para a tarefa de LEA foi adotado o protocolo implementado por Pelicioni *et al.* (2015a). O avaliado permaneceu sentado em uma cadeira sem braços e sem encosto, com os pés descalços posicionados cada um sobre uma plataforma de força. A altura do assento foi padronizada em 0,42 metros e o participante teve a liberdade de escolher o melhor posicionamento quanto ao ângulo do joelho e, conseqüentemente, em relação ao assento.

O avaliado iniciou a tarefa sentado na cadeira com as mãos sobre os joelhos e foi instruído previamente para, após do comando “prepara... Vai!”, levantar-se da cadeira, iniciar o andar com o membro de preferência e percorrer uma distância de 4 metros (MUIR *et al.*, 2014). Uma vez iniciado o movimento do andar, os braços deveriam ser movimentados naturalmente (DEHAIL *et al.*, 2007).

As variáveis cinemáticas foram coletadas por meio de um sistema opto eletrônico (Optotrak Certus, Northern Digital Inc., Waterloo, Ont., Canada), com frequência de coleta de 100 Hz e posicionado no plano sagital do participante. Foram posicionados 10 marcadores ativos nos seguintes pontos anatômicos: (1) quinto metatarso do pé direito, (2) face lateral do calcânar do pé direito, (3) maléolo lateral pé direito, (4) linha média lateral joelho direito, (5) trocânter maior do fêmur direito, (6) acrômio direito, (7) primeiro metatarso do pé esquerdo, (8) Face medial do calcânar do pé esquerdo, (9) maléolo medial pé esquerdo, (10) linha média medial joelho esquerdo.

As variáveis cinéticas foram coletadas por meio de duas plataformas de força posicionadas com 1 cm de distância entre elas (AccuGait, Advanced Mechanical Technologies® – 50cm x 50cm) e um conversor analógico-digital, incluindo as forças em três direções e os momentos sobre os três eixos principais (vertical, anteroposterior e médio-lateral). Os sinais foram filtrados com filtro Butterworth de 4° ordem e com filtro de passa baixa de 16 Hz. A magnitude da força de reação do solo foi normalizada pelo peso corporal do participante registrado na posição ortostática em cada plataforma de força.



A tarefa de LEA é composta por quatro fases adaptadas da proposta de Kerr *et al.* (2013). A primeira fase inicia pela mudança na força de reação do solo em sentido vertical, até a perda de contato com o assento, identificado pelo pico da força de reação do solo em sentido anteroposterior. A segunda fase inicia com a perda de contato com o assento, identificando o momento de transferência até o pico de velocidade vertical do CM, inferido por um acelerômetro posicionado ao nível da vértebra lombar 5 (GODFREY *et al.*, 2008). A terceira fase é onde ocorre a sobreposição dos eventos e inicia com retirada do calcanhar do solo até o início do andar (*toe off*). A quarta fase corresponde com o início do andar e finaliza com o toque do calcâneo com o solo.

Foi mensurado o tempo de cada fase e, como uma variável de desempenho, foi analisado o índice de fluidez (IF LEA), que evidencia a estratégia motora utilizada para executar a tarefa (PELICIONI, 2015b). O índice de fluidez é definido em porcentagem da máxima redução na velocidade anteroposterior do centro de massa a partir do pico inicial gerado na fase 1 (sendo este considerado 100%) (ÅBERG *et al.*, 2010; KERR *et al.*, 2013). Menores quedas na velocidade anteroposterior do CM representam maiores valores de IF, indicando maior fluidez (unindo duas fases em uma única) e maiores quedas na velocidade anteroposterior do CM representam menores valores de IF, indicando menor fluidez (execução de duas tarefas distintas).

Assim foi determinada como variável de desfecho primário o IF LEA, já o tempo das fases e as variáveis espaço-temporais dos dois primeiros passos foram estabelecidas como variáveis de desfecho secundário.

b) Iniciação do andar (IA): Para a tarefa de IA, o participante foi posicionado em pé, sobre duas plataformas de força, com os pés separados na largura das cristas ilíacas. O início da tarefa é ao comando “prepara... Vai!”, onde o participante iniciou o andar com o membro de preferência e percorreu uma distância de 4 metros (MUIR *et al.*, 2014).

As variáveis cinéticas e cinemáticas foram coletadas como na tarefa de LEA. A IA foi dividida em três fases (FERNANDEZ *et al.*, 2013). A fase um (F1) começa com o início do deslocamento lateral posterior do COP e termina com o posicionamento do COP na localização mais lateral e posterior em relação ao membro de balanço (MB). O início da fase dois (F2) é definido como o início do deslocamento lateral do COP na direção oposta do MB, movimentando-se em direção ao membro contralateral (membro de apoio -MA-) e termina quando o COP está em sua posição mais lateral e posterior sob o MA. A fase três (F3) é definida como a movimentação

anterior do COP sob o MA até o momento anterior do apoio do calcanhar do MB. Foram calculadas as variáveis de deslocamento e velocidade anteroposterior e médio-lateral do COP nas F1, F2 e F3. Além, foram calculadas as variáveis espaço-temporais (comprimento, largura e velocidade) do primeiro passo (AMANO *et al.*, 2013).

c) Andar livre: Para a avaliação do andar, o participante percorreu caminhando uma distância retilínea sobre uma passarela de carpete com 0,79 metros de largura e 8 m de comprimento GAITRite® (CIR System, Clifton, NJ, USA). O participante iniciou o teste ao comando “prepara... Vai!” desde a posição de pé no início do carpete e finalizou 1 metro após o fim do carpete para evitar a interferência da fase de frenagem no registro dos dados. O teste foi realizado sem calçado. Para o andar livre, as variáveis analisadas em relação com os parâmetros espaciais e temporais de cada um dos passos da passada central do pé direito, para evitar a interferência da fase de aceleração e frenagem no início e fim da tentativa respectivamente, foram: comprimento (m), largura (m), duração do passo (s), duração do tempo de balanço (s), duração do duplo suporte (s) e velocidade do andar (m/s).

### **3.2.1.3 Avaliação da mobilidade funcional**

a) Timed Up and Go test (TUG): É um conjunto de ações rotineiras e fundamentais para a mobilidade independente e tem sido empregado para mensurar o desempenho em pessoas acima de 60 anos (CABRAL *et al.*, 2011; ALEXANDRE *et al.*, 2012). O TUG é um teste que permite avaliar a mobilidade funcional básica, sendo que os escores de tempo indicam os níveis de mobilidade funcional dos indivíduos. O desempenho do teste é afetado pelo tempo de reação, força muscular dos membros inferiores, equilíbrio dinâmico, habilidade para o andar e para realizar movimentos sequenciais.

O participante inicia o teste sentado em uma cadeira com braços, de 46 cm de altura, com os braços apoiados no apoia-braços da cadeira e os pés totalmente apoiados no solo. Ao sinal do avaliador “prepara... vai!”, o participante deve se levantar e caminhar o mais rápido possível, sem correr, contornar um cone posicionado a uma distância de três metros da cadeira e retornar à posição inicial. Um cronômetro é acionado a partir da perda de contato com a cadeira e parado quando o sujeito está sentado totalmente na cadeira (PODSIADLO e RICHARDSON, 1991). Após as instruções do avaliador, o participante fez cinco tentativas, duas de familiarização e três de teste. O tempo gasto para realizar a tarefa foi mensurado em segundos. A média das tentativas de teste

foi usada para a análise estatística. Espera-se que a execução na máxima velocidade implique maior dificuldade para a realização da tarefa (WEISS, *et. al.* 2016).

#### **3.2.1.4 Avaliação de Força Muscular de membro inferior**

a) Força Isométrica Máxima Voluntária (FIMV): Foi determinada por meio da contração voluntária máxima no *Leg Press* (BARBIERI *et al.*, 2013). O participante foi posicionado com joelhos fletidos a 110° (180° = extensão total), quadril flexionado a 90° e os pés em posição neutra (GOTSHALK *et al.*, 2007). A angulação das articulações envolvidas nas atividades foi medida por meio de um goniômetro mecânico. O participante recebeu a instrução de realizar a FIMV de extensão do quadril e do joelho aplicando a maior força possível por 5s. O participante foi encorajado verbalmente a realizar esforços máximos. A FIMV foi determinada como o maior valor registrado, em kg/f, nos movimentos realizados com os dois membros conjuntamente (BARBIERI *et al.*, 2013). O registro do sinal da FIMV foi obtido pelo transdutor da força da célula de carga (EMG System do Brasil Ltda.) com precisão de 0,1Kg/f. Os dados foram transmitidos para um conversor A/D (National Instruments. Modelo NI USB 6008), com uma frequência de coleta de 1000 Hz utilizando um software específico (Labview Signal Express 2015). Os registros foram analisados *off-line* em uma rotina específica escrita em linguagem Matlab. As variáveis analisadas nos parâmetros da curva força-tempo (Cf-t) foram: a FIMV, que foi estabelecida como o máximo registro de força na tentativa; e a taxa de desenvolvimento da força até o pico (TDF), que foi calculada a partir do tempo requerido para atingir o pico da FIMV ( $TDF = FIMV(Kg)/T(s)$ ) (BARBIERI *et al.*, 2013).

#### **3.2.3 Protocolo de intervenção**

A intervenção foi realizada nas dependências do Departamento de Educação Física do Instituto de Biociências da UNESP/Rio Claro. As sessões de treinamento foram orientadas por um profissional de educação física experiente na área que supervisionou as atividades de 3 estagiários. O treinamento foi baseado nos princípios do condicionamento físico, entre os quais se têm os princípios de individualidade, sobrecarga e adaptação; continuidade e reversibilidade; unidade entre generalidade, especificidade e variabilidade, aplicados à população idosa (GOBBI *et al.*, 2005; MAZO *et al.*, 2007; GALLO *et al.*, 2013 ).

A intervenção teve, como objetivo geral, aumentar a força muscular para que permita gerar acréscimos na mobilidade, especificamente na fase de transição da LEA e IA e na velocidade do andar. O treinamento desenvolveu 2 componentes de treinamento: força e transferência para as

tarefas foco deste estudo. A intervenção teve duração de 20 semanas, com uma frequência semanal de 3 sessões e com duração de 1 hora cada. Os treinamentos semanais foram distribuídos em 2 sessões para o treinamento específico de força com exercícios resistidos e 1 sessão para desenvolver um treinamento específico de mobilidade, com o fim de promover a transferência dos estímulos gerados nos exercícios resistidos às atividades de locomoção dos participantes (LIU E LATHAM, 2009), este componente da intervenção foi o mesmo para GFPIO e GFPL.

As 20 semanas de intervenção foram divididas em 3 fases: i) fase de adaptação, ii) fase de treinamento 1 (FT-1) e iii) fase de treinamento 2 (FT-2). A fase de adaptação foi desenvolvida nas primeiras 4 semanas (BOMPA, 2000), com ênfase na aprendizagem e/ou correção da técnica de execução dos exercícios e fortalecimento do core (tronco e solo lombo-pélvico), com a intenção de predispor o corpo para os componentes a serem desenvolvidos em FT-1 e FT-2 (GRANACHER *et al.*, 2013). Esta fase desenvolveu os mesmos exercícios e modulação do volume e intensidade igual para ambos os grupos de intervenção de TF, já para FT-1 e FT-2 estes elementos se comportaram diferenciadamente em relação com o tipo de periodização (Quadro 1).

**Quadro 1.** Fases e exercícios estabelecidos para a intervenção.

	<b>Fase de Adaptação</b>	<b>FT-1</b>	<b>FT-2</b>
<b>GPIO (semanas)</b>	1 até 4	5 até 12	13 até 20
<b>GPL (semanas)</b>	1 até 4	13 até 20	5 até 12
<b>Objetivo</b>	Técnica exercícios Fortalecimento core	Adaptações intramusculares Força máxima	Adaptações intermusculares Potência muscular
<b>Lista dos exercícios de musculação executados nas fases de intervenção</b>	Aprendizado das técnicas dos exercícios e Fortalecimento geral (Core)	Exercícios em máquina leg press, leg extensão, curl leg, abductor e adutor em aparelho específico, agachamento com TRX, extensão do quadril em aparelho	Exercícios com pesos livres e bandas elásticas Agachamento com halteres, flexão e extensão do joelho com caneleira, subida unipodal ao step, extensão de glúteo caneleira, adutor e abductor

		específico, Flexão de quadril com polia, Planti-flexão no leg press horizontal	sentado com banda elástica, plantiflexão em pé
<b>Orientações para as aulas de locomoção</b>	Controle postural estático em base estável	Locomoção e estabilidade em superfície estável	Locomoção e estabilidade em diferentes superfícies e inclinações

A intervenção desenvolveu elementos dos componentes de força máxima e potência muscular. Foram aplicadas cargas de intensidade entre 30% e 90% de uma repetição máxima (1RM) (IZQUIERDO *et al.*, 2001; DE VOS *et al.*, 2005; ROEDER *et al.*, 2015). Nesse sentido, as intensidades foram controladas de acordo com a proposta de Baechle e Earle (2007), que sugerem uma relação entre o número de repetições máximas e porcentagens relativas ao 1RM, ou seja, a intensidade foi expressa em número de repetições máximas (RMs) e não em porcentagens de 1RM.

Para o TFPIO, as 16 semanas após a fase de adaptação foram divididas em dois períodos de oito semanas (FT-1 e FT-2), em função das intensidades selecionadas, como se apresenta no Quadro 2. Na FT-1 foram aplicadas cargas de intensidade entre 75% e 90% do 1RM equivalentes a entre 2 e 7 RMs, afim de gerar aumentos nos níveis de força máxima, impactando positivamente no componente de coordenação intramuscular (DE VOS *et al.*, 2005). Em FT-2, foram aplicadas as cargas de intensidade entre 30% e 74% do 1RM equivalentes a entre 6 e 15 RMs, esperando-se que estas cargas de menor intensidade possam estimular ganhos no componente intermuscular e estrutural da musculatura (SIMÃO *et al.*, 2012), orientados ao desenvolvimento da potência muscular dos membros inferiores, devido ao aumento da velocidade de execução dos exercícios (FIELDING *et al.*, 2002). Toda a racionalização do tempo da intervenção é consistente com os modelos de periodização do TF no campo da saúde (PLISK e STONE, 2003; SIMÃO *et al.*, 2012; HARRIES *et al.*, 2015; HOOVER *et al.*, 2015; STROHACKER *et al.*, 2015).

O volume para FT-1 foi entre 4 e 6 séries e, para a FT-2, foram entre 2 e 3 séries. As pausas de recuperação dentro da sessão de treinamento foram estabelecidas em relação com a proposta de Naclerio Ayllón e Jiménez Gutiérrez (2007), as quais precisam estar orientadas aos objetivos propostos. Nesse sentido, na FT-1, as pausas de recuperação entre exercícios foram incompletas (<3 minutos) e na FT-2 foram completas (>3 min), as pausas entre séries foram de 2 e de 3 minutos

respetivamente nestas fases. As pausas na FT-2 foram estabelecidas em função de que os estímulos aplicados precisam que o sistema neuromuscular esteja perto a 100% da sua funcionalidade e estas pausas asseguram que os processos metabólicos retornem próximos a seus níveis iniciais (HERNÁNDEZ DAVÓ *et al.*, 2016; SENNA *et al.*, 2016).

**Quadro 2.** Resumo das características da carga de treinamento para o GPIO.

<b>Período de treinamento</b>	<b>Fase de adaptação</b>	<b>FT-1</b>	<b>FT-2</b>
Equivalente em repetições máximas RMs (repetições)	--	7 - 2	15 - 6
Volume (repetições)	3 séries x 10 rep	4-6 séries x 3-7 rep	2-3 séries x 9-15 rep
Recuperação (min.)	Entre exercícios <3 min; Entre series 2 min.	Entre exercícios <3 min; Entre series 2 min.	Entre exercícios >4; Entre series 3 min.

Para o GPL, a proposta visou a mesma quantidade de carga de treinamento que a planejada para o GPIO (número de repetições e séries). Esta modulação da carga para o volume e a intensidade foi ajustada segundo o modelo linear tradicional (VERKHANSKY, 1998; ISSURIN, 2010). Para o GPL, o volume teve início com alto número de repetições e intensidade baixa e, com o avanço do tempo da intervenção, o volume diminuiu e a intensidade aumentou, semanalmente. Para o GPIO, os ajustes da carga foram dispostos com aumentos e reduções na intensidade entre as sessões de treinamento (sessões 1 e 2 de cada semana), portanto, houve uma tendência ao decréscimo (Quadro 3 e Figura 3).

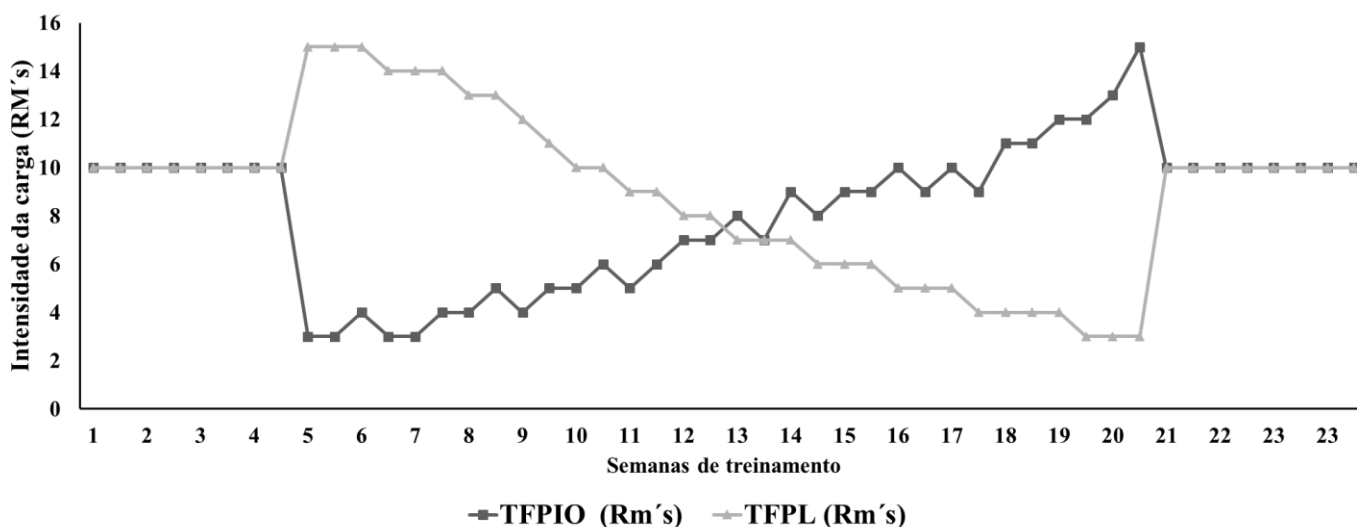
O componente de treinamento de locomoção visou a transferência do TF para as atividades locomotoras dos participantes (BARRY e CARSON, 2004; BOHM *et al.*, 2015). A modulação da carga deste componente de treinamento foi aplicada igualmente para os GPIO e GPL. A progressão se comportou em função da dificuldade dos exercícios e da velocidade de execução (HOWE *et al.*, 2007), vinculando exercícios em superfícies estáveis e instáveis, planos nivelados e inclinados e utilização de atividades do dia a dia como LEA, IA e andar em diversas velocidades.

**Quadro 3.** Exemplo da modulação da intensidade da carga de treinamento para 3 semanas de trabalho expressa em RMs.

Semana	Microciclo 1			Microciclo 2			Microciclo 3		
Sessão	1	2	3	4	5	6	7	8	9
TFPIO (RMs)	3	4	-	3	5	-	6	5	-
TFPL (RMs)	15	15	-	13	13	-	10	10	
Treinamento locomotor	-	-	x	-	-	x	-	-	x

**TFPIO:** treinamento de força com periodização inversa ondulatória; **TFPL:** treinamento de força com periodização linear; **RMs:** repetições máximas.

Figura 3. Dinâmica de crescimento da intensidade da carga do treinamento para TFGPL e TFGPIO para 23 semanas.



**TFPIO:** treinamento de força com periodização inversa ondulatória; **TFPL:** treinamento de força com periodização linear; **RMs:** repetições máximas

### 3.2.3 Análise estatística

As variáveis dependentes de interesse foram analisadas estatisticamente no software SPSS 22.0 for Windows®. Foi adotado o critério estatístico para significância de  $\alpha < 0,05$  para todas as análises. Primeiramente, foi realizada estatística descritiva e foram utilizados os testes de Shapiro-Wilk e de Levene para análise da normalidade e homogeneidade dos dados, respectivamente.

Os dados das variáveis das tarefas IA, LEA, andar livre, TUG e FIMV foram analisados por meio de MANOVAs, tendo como fatores grupo (GPL x GPIO x, GC), e momento (pré x pós), com medidas repetidas para este fator. Análises *post hoc* foram empregadas para localizar as

interações e diferenças significativas. Além disso, o eta-quadrado ( $\eta^2$ ) foi utilizado para estimar o tamanho do efeito da intervenção.

### 3.3 Resultados

Os resultados são apresentados em 4 etapas: i) variáveis de caracterização dos grupos; ii) variáveis da locomoção (LEA, IA, Andar); iii) variáveis de mobilidade funcional (TUG); iv) variáveis de força. Sempre que for o caso, os dados em velocidade preferida iniciam a apresentação dos resultados seguidos pelos resultados em velocidade rápida.

#### 3.3.1 Variáveis de caracterização dos grupos

A Tabela 1 apresenta os dados de média e desvio padrão das variáveis de caracterização dos grupos no momento pré-treinamento. A análise não apontou diferença entre GPL, GPIO e GC no momento inicial.

Tabela 1 . Médias e desvios padrão dos dados de caracterização dos grupos de treinamento no momento pré-intervenção.

Variável	GPL	GPIO	GC	F <sub>2,50</sub> =	p=
Idade (anos)	68,93±5,83	71,87±7,47	68,83±5,61	1,27	0,29
Massa (kg)	72,72±7,29	71,88±3,75	73,89±5,67	0,50	0,61
Estatutura (cm)	161,17±4,70	161,71±5,74	165,25±7,52	1,87	0,16
Função cognitiva global (pontos)	27,46±1,43	27,23±0,98	27,68±1,29	1,27	0,59
Nível de atividade física (pontos)	13,67±3,31	12,00±2,67	12,36±3,73	1,27	0,23

GPL: Grupo Periodização Linear; GPIO: Grupo Periodização Inversa Ondulatória; GC: Grupo Controle

#### 3.3.2 Variáveis da locomoção

##### 3.3.2.1 Levantar e Andar

Os resultados da LEA são apresentados em duas fases, inicialmente os relacionados aos tempos de execução das fases da tarefa e seguidamente se apresentam os dados relacionados com as variáveis espaço-temporais dos dois primeiros passos e o índice de fluidez da tarefa.

##### LEA em velocidade preferida



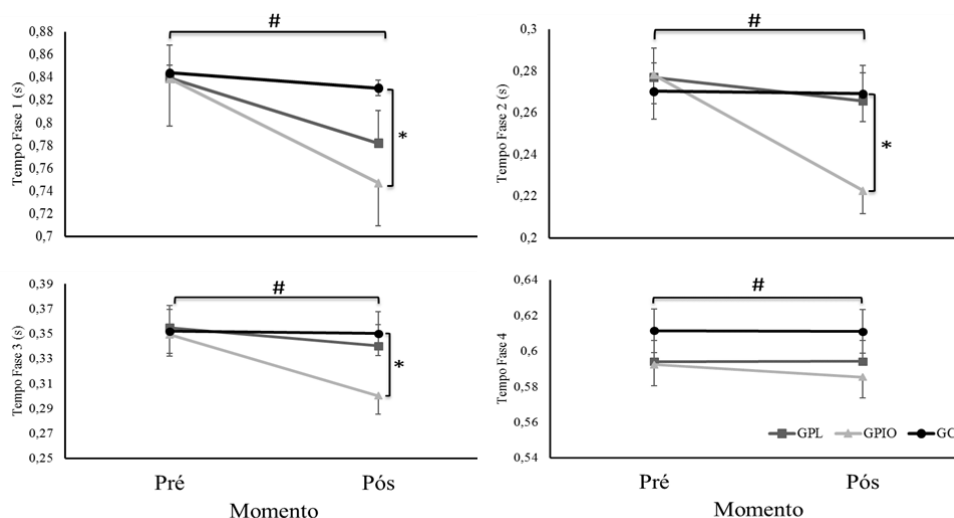
Em relação aos tempos de execução da LEA em velocidade preferida, a MANOVA reportou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,04;  $F_{2,50}=37,17$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2=0,80$ ) nos tempos da fase 1 ( $F_{2,50}=103,57$ ;  $p<0,01$ ), fase 2 ( $F_{2,50}=117,63$ ;  $p<0,01$ ), fase 3 ( $F_{2,50}=56,11$ ;  $p<0,01$ ) e fase 4 ( $F_{2,50}=24,05$ ;  $p<0,01$ ). A MANOVA também identificou efeito principal de momento para a duração total e de todas as fases desta tarefa (Wilks Lambda=0,04;  $F_{2,50}=177,67$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2=0,95$ ) (Apêndice 2).

O teste *post hoc* para o tempo da fase 1 não identificou diferença entre os grupos no momento pré. Após a aplicação do treinamento, GPL ( $p<0,01$ ) e PIO ( $p<0,001$ ) diminuíram significativamente o tempo desta fase (6,8%; 10,9%, respectivamente), fazendo com que, no momento pós, GPIO apresentasse um tempo significativamente menor quando comparado com GC ( $p<0,01$ ) (Figura 4).

No caso do tempo da fase 2 se evidencia um comportamento similar ao anterior, indicando que GPL ( $p<0,01$ ) e GPIO ( $p<0,01$ ) diminuíram o tempo de execução em 4,05% e 19,98% respectivamente, fazendo com que, após o treinamento, a duração desta fase para GPIO fosse significativamente menor quando comparada com GPL ( $p=0,02$ ) e GC ( $p=0,03$ ) (Figura 4).

Para o tempo da fase 3, os resultados indicam uma resposta significativa após o treinamento em GPL ( $p<0,01$ ) e GPIO ( $p<0,01$ ), diminuindo o tempo desta fase (~9,07%), fazendo com que o tempo de GPIO seja significativa menor quando comparado com GC ( $p=0,04$ ) (Figura 4). Para o tempo da fase 4, o teste identificou diminuição significativa do desempenho somente para GPIO (Figura 4).

Figura 4. Interações para tempo nas fases 1, 2, 3 e 4 da LEA em velocidade preferida.

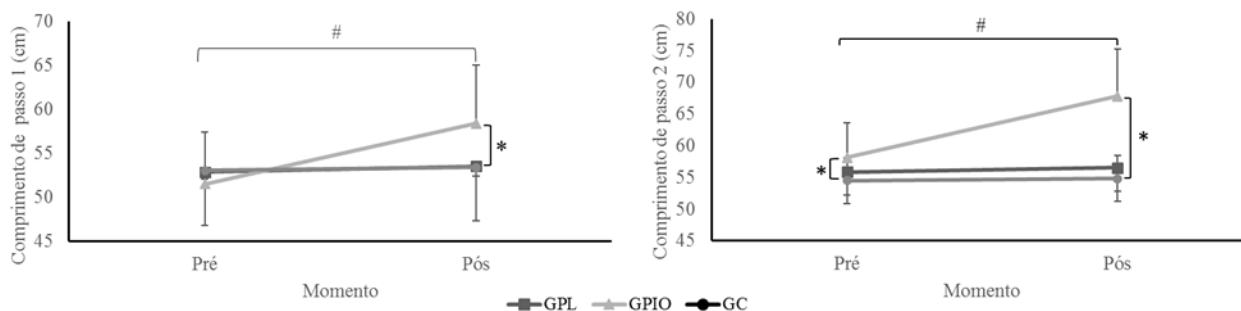


GPL: Grupo Periodização Linear; GPIO: Grupo Periodização Inversa Ondulatória; GC: Grupo Controle; #: diferença entre momento Pré e Pós; \*: diferença entre grupos.

Para as variáveis espaço-temporais dos primeiros dois passos da LEA em velocidade preferida, a MANOVA apontou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,004;  $F_{2,50}=83,75$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2=0,94$ ), nas variáveis de comprimento do passo 1 ( $F_{2,50}=838,26$ ;  $p<0,01$ ), comprimento do passo 2 ( $F_{2,50}=14,356$ ;  $p<0,01$ ) e velocidade do passo 2 ( $F_{2,50}=14,931$ ;  $p<0,01$ ). Além, foi identificado efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,008;  $F_{2,50}=661,23$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2=0,99$ ) e efeito principal de grupo (Wilks Lambda=0,40;  $F_{2,50}=3,16$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2=0,32$ ) (Apêndice 3).

Para comprimento dos passos 1 e 2, GPIO aumentou significativamente em 13 ( $p<0,01$ ) e 16% ( $p<0,01$ ) respectivamente, enquanto não foram evidenciadas diferenças para os demais grupos ( $p>0,05$ ). Após o treinamento, os comprimentos dos passos 1 e 2 foram significativamente maiores para GPIO quando comparado com os demais grupos (passo 1: GPL  $p=0,01$ ; GC  $p=0,02$ ; passo 2: GPL e GC  $p<0,01$ ) (Figura 5).

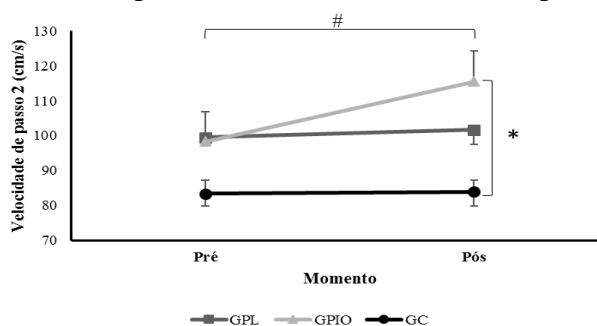
Figura 5. Interação para comprimento dos passos 1 e 2 da LEA em velocidade preferida.



GPL: Grupo Periodização Linear; GPIO: Grupo Periodização Inversa Ondulatória; GC: Grupo Controle; #: diferença entre momento Pré e Pós; \*:diferença entre grupos.

Na velocidade de passo 2 foi identificado um incremento significativo entre pré e pós do GPIO (17,56%). No momento pós se evidenciam valores superiores do GPIO e significativamente diferentes em comparação com o GC ( $p < 0,01$ ) (Figura 6).

Figura 6. Interação para velocidade do passo 2 da LEA em velocidade preferida.



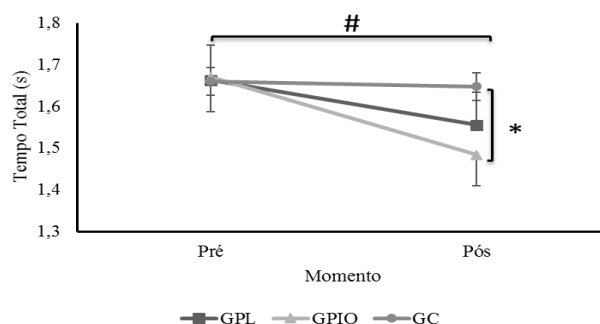
GPL: Grupo Periodização Linear; GPIO: Grupo Periodização Inversa Ondulatória; GC: Grupo Controle; #: diferença entre momento Pré e Pós; \*:diferença entre grupos.

### LEA em Velocidade rápida

Os resultados da MANOVA para os tempos das fases da LEA na velocidade rápida apontaram interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,05;  $F_{2,50}=38,73$ ;  $p < 0,01$ ;  $\eta^2=0,77$ ) nas variáveis de tempo total da tarefa ( $F_{2,50}=353,92$ ;  $p < 0,01$ ), tempo da fase 1 ( $F_{2,50}=354,79$ ;  $p < 0,01$ ), tempo na fase 2 ( $F_{2,50}=7,94$ ;  $p < 0,01$ ) e para tempo na fase 3 ( $F_{2,50}=23,53$ ;  $p < 0,01$ ). Por outro lado, a MANOVA também identificou efeito principal de momento para a duração total e das fases 1 e 3 desta tarefa (Wilks Lambda=0,05;  $F_{2,50}=442,05$ ;  $p < 0,01$ ;  $\eta^2=0,97$ ) (Apêndice 4).

Os testes *post hoc* de Bonferroni para o tempo total da tarefa apontaram que, inicialmente, não se identificam diferenças entre os grupos embora, com a aplicação da intervenção GPL ( $p<0,01$ ) e GPIO ( $p<0,01$ ) diminuíssem significativamente o tempo 6,47% e 11,14% respectivamente, fazendo com que, no momento pós, GPIO apresentasse tempo significativamente menor (11,01%) quando comparado com GC ( $p<0,01$ ) (Figura 7).

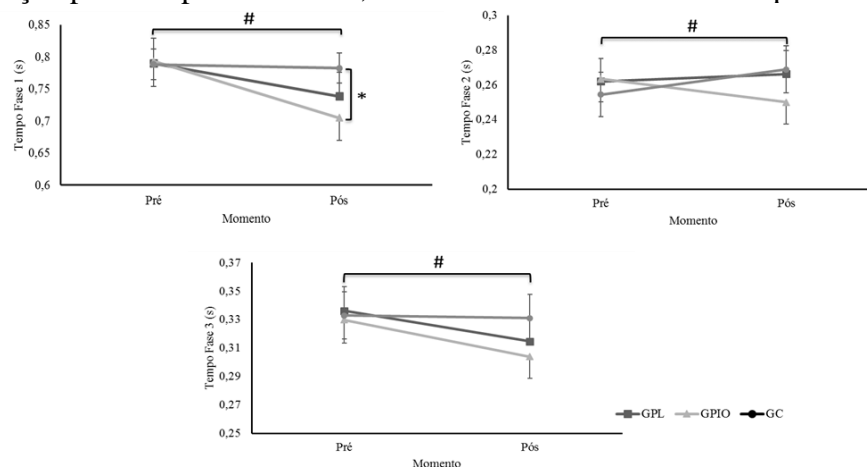
Figura 7. Interação para tempo total da LEA em velocidade rápida.



GPL: Grupo Periodização Linear; GPIO: Grupo Periodização Inversa Ondulatória; GC: Grupo Controle; #: diferença entre momento Pré e Pós; \*: diferença entre grupos.

Comportamento similar foi identificado no tempo da fase 1, onde GPL ( $p<0,01$ ) e GPIO ( $p<0,01$ ) apresentaram diminuição significativa no tempo com a aplicação do treinamento, já no momento pós GPIO apresenta um tempo significativamente menor quando comparado com GC ( $p<0,01$ ) (Figura 8). Para o tempo da fase 2, o teste *post hoc* apontou diminuição significativa do tempo (5,08%) para GPIO ( $p<0,01$ ) com a intervenção. Por outro lado, GPL e GC apresentaram incremento (1,65% e 5,68%, respectivamente) no tempo desta fase, fazendo com que o momento pós do GC seja significativamente ( $p=0,02$ ) maior quando comparado ao momento pré (Figura 8). Comportamento similar foi observado para o tempo da fase 3, onde após a intervenção GPL (6,42%) e GPIO (7,86%) diminuíssem significativamente ( $p<0,01$ ) o tempo desta fase (Figura 8).

Figura 8. Interação para tempo das fases 1, 2 e 3 da LEA em velocidade rápida.



GPL: Grupo Periodização Linear; GPIO: Grupo Periodização Inversa Ondulatória; GC: Grupo Controle; #: diferença entre momento Pré e Pós.

Para as variáveis espaço-temporais dos primeiros dois passos da LEA em velocidade rápida, a MANOVA apontou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,001;  $F_{2,50}=183,19$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2=0,97$ ). Nas variáveis comprimento do passo 1 ( $F_{2,50}=177,78$ ;  $p<0,01$ ), no comprimento do passo 2 ( $F_{2,50}=11,19$ ;  $p<0,01$ ), na duração do passo 1 ( $F_{2,50}=175,06$ ;  $p<0,01$ ), na duração do passo 2 ( $F_{2,50}=127,31$ ;  $p<0,01$ ), na velocidade do passo 1 ( $F_{2,50}=724,51$ ;  $p<0,01$ ), na velocidade do passo 2 ( $F_{2,50}=146,69$ ;  $p<0,01$ ), na largura do passo 1 ( $F_{2,50}=123,99$ ;  $p<0,01$ ) e no índice de fluidez da LEA ( $F_{2,50}=178,92$ ;  $p<0,01$ ). Além, foram identificados efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,005;  $F_{2,50}=1102,96$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2=0,995$ ) e de grupo (Wilks Lambda=0,39;  $F_{2,50}=3,19$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2=0,37$ ) (Apêndice 5).

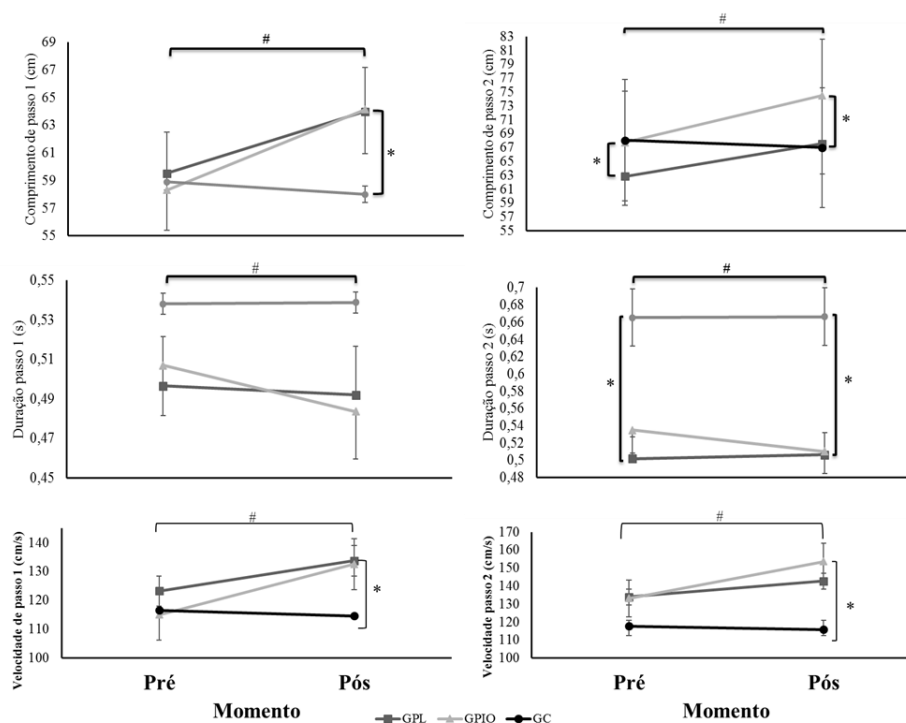
Os testes *post hoc* indicaram para o comprimento do passo 1 incrementos de 7,51% e 9,35% significativos para GPL ( $p<0,01$ ) e GPIO ( $p<0,01$ ) respectivamente, enquanto GC apresentou diminuição (1,52%) após o treinamento. Dessa forma, GPL e GPIO finalizaram com comprimento no passo 1 significativamente maior (~17,39%) quando comparado com GC (GPL  $p=0,02$ ; GPIO  $p=0,01$ ) (Figura 9).

Para o comprimento do passo 2, o teste *post hoc* identificou para o momento pré um valor significativamente menor do GPL quando comparado com GPIO ( $p=0,03$ ). Assim, com a aplicação da intervenção GPL e GPIO incrementaram significativamente ( $p<0,01$ ) seus valores 7,49% e 9,75% respectivamente, enquanto GC apresentou diminuição (1,52%) significativa ( $p=0,02$ ) no comprimento do passo. Desta forma, após o treinamento GPIO apresentou valores significativamente maiores quando comparado com GPL ( $p<0,01$ ) e GC ( $p<0,01$ ) (Figura 9).

Para as durações dos passos 1 e 2, os resultados apresentam comportamentos similares. Para o passo 1, GPL (0,91%) e GPIO (4,62%) apresentaram diminuição significativa ( $p < 0,01$ ) do tempo do passo 1 com o treinamento (Figura 9). Já para a duração do passo 2, o GC apresentou duração significativamente maior quando comparado com GPL ( $p = 0,03$ ) no início do treinamento. Assim, a aplicação do treinamento desenvolveu diminuições significativas do tempo para GPL ( $p < 0,01$ ) e GPIO ( $p < 0,01$ ), desta forma finalizada a intervenção GPL ( $p = 0,04$ ) e GPIO ( $p = 0,03$ ) apresentaram tempos de passo 2 significativamente menores quando comparados com GC (Figura 9).

Para a velocidade do passo 1, inicialmente não foram apontadas diferenças entre os grupos. Com a aplicação do treinamento, GLP ( $p < 0,01$ ) e GPIO ( $p < 0,01$ ) incrementaram significativamente a velocidade do passo em 8,50% e 15,32% respectivamente, enquanto GC diminuiu os valores em 1,67%. Desta forma, GPL ( $p = 0,03$ ) e GPIO ( $p = 0,03$ ) apresentaram velocidade significativa maior (~16,21%) quando comparados com GC. Para velocidade do passo 2, inicialmente não foram identificadas diferenças significativas entre os grupos. O treinamento desenvolveu incrementos significativos ( $p < 0,01$ ) em GPL (6,54%) e GPIO (15,34%), enquanto o GC apresentou diminuição (1,98%) de seus valores. Desta forma, após o treinamento os valores da velocidade do passo 2 para GPIO resultaram ser significativamente maiores quando comparados ao GC. (Figura 9).

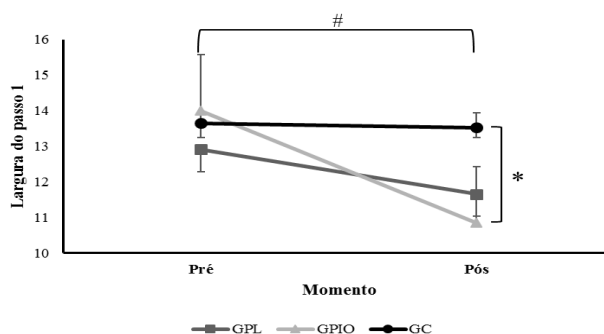
Figura 9. Interação para comprimento dos passos 1 e 2, duração dos passos 1 e 2 e velocidade dos passos 1 e 2 na LEA em velocidade rápida.



GPL: Grupo Periodização Linear; GPIO: Grupo Periodização Inversa Ondulatória; GC: Grupo Controle; #: diferença entre momento Pré e Pós; \*: diferença entre grupos.

A largura do passo 1 apresentou um comportamento similar nos grupos avaliados antes da intervenção. Com a intervenção, GPL ( $p < 0,01$ ) e GPIO ( $p < 0,01$ ) diminuíram significativamente a largura do passo em 1,25% e 3,15%, respectivamente. Desta forma, após a intervenção a largura do passo foi significativamente menor no GPL ( $p < 0,01$ ) e no GPIO ( $p < 0,01$ ) quando comparada com GC (Figura 10).

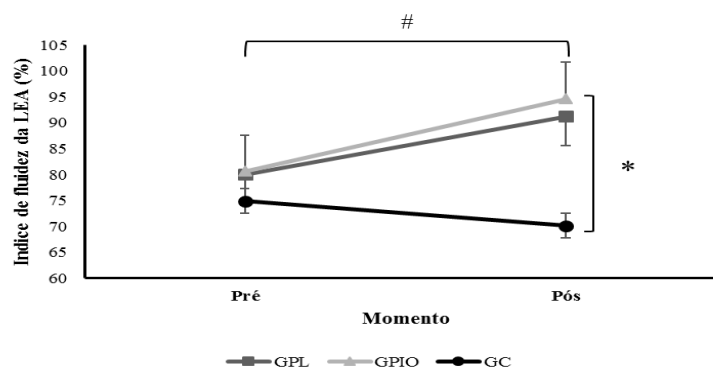
Figura 10. Interação para largura do passo 1 na LEA em velocidade rápida.



GPL: Grupo Periodização Linear; GPIO: Grupo Periodização Inversa Ondulatória; GC: Grupo Controle; #: diferença entre momento Pré e Pós; \*: diferença entre grupos.

Para o índice de fluidez da LEA, os resultados indicaram, inicialmente, comportamento similar nos grupos. Com a aplicação do treinamento, GPL ( $p < 0,01$ ) e GPIO ( $p < 0,01$ ) apresentaram incremento significativo no índice de fluidez em 14,01% e 17,39% respectivamente, enquanto o GC apresentou diminuição significativa ( $p < 0,01$ ) de 6,40% nesta variável. Desta forma, os resultados indicam que, após o treinamento, GPL e GPIO apresentaram fluidez significativamente maior (~38,06%) quando comparados com o GC ( $p < 0,01$ ) (Figura 11).

Figura 11. Interação para índice de fluidez na LEA em velocidade rápida.



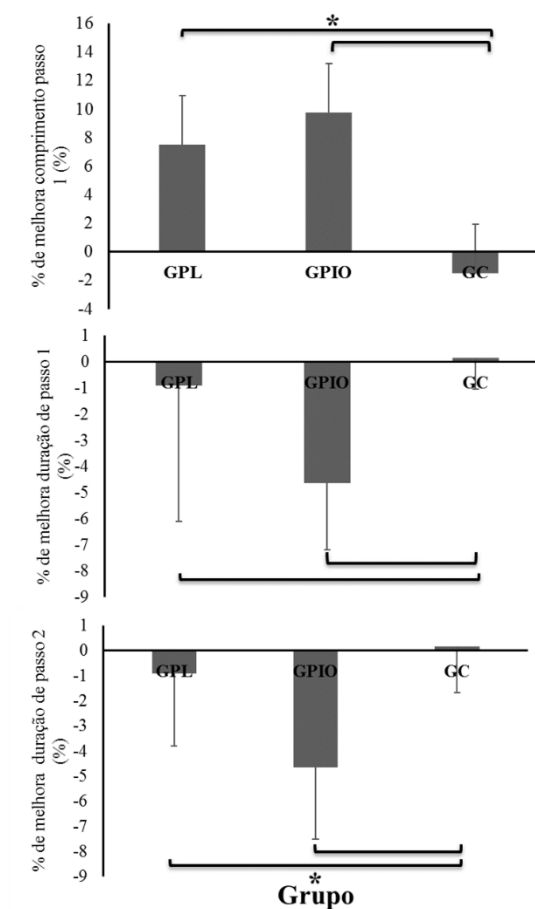
GPL: Grupo Periodização Linear; GPIO: Grupo Periodização Inversa Ondulatória; GC: Grupo Controle; #: diferença entre momento Pré e Pós; \*: diferença entre grupos.

Com o intuito de corrigir os possíveis erros gerados na análise estatística das variáveis da fase locomotora a partir das diferenças no desempenho evidenciadas no momento inicial da intervenção, foram calculadas e comparadas as porcentagens (%) de melhora das variáveis comprimento do passo 2, duração dos passos 1 e 2 para cada um dos grupos. No comprimento do



passo, a ANOVA apontou diferença significativa ( $F_{2,50}=3,85$ ;  $p=0,02$ ), o teste post hoc identificou uma porcentagem de melhora similar entre GPL e GPIO ( $p=0,78$ ), para a comparação do GC com os grupos de treinamento foi identificado uma porcentagem de melhora significativamente mais baixa ( $p=0,04$ ;  $p=0,02$ , para GPL e GPIO, respectivamente) (Figura 12). No caso das durações dos passos 1 e 2, a ANOVA identificou significâncias estatísticas (passo 1:  $F_{2,50}=4,21$ ;  $p=0,03$ ; passo 2:  $F_{2,50}=4,88$ ;  $p=0,02$ ). Foi evidenciado o mesmo comportamento, GPL e GPIO apresentam uma resposta similar ao treinamento ( $p=0,08$ ;  $p=0,54$  passo 1 e passo 2, respectivamente), enquanto GC apresentou uma porcentagem de melhora menor quando comparado com GPL ( $p=0,02$ ;  $p=0,03$ , passo 1 e passo 2, respectivamente) e GPIO ( $p=0,01$ ;  $p<0,01$ , passo 1 e passo 2, respectivamente) (Figura 12).

Figura 12. Porcentagens médias e desvios padrão de melhora para comprimento do passo 1 e duração dos passos 1 e 2 na LEA em velocidade rápida.



GPL: Grupo Periodização Linear; GPIO: Grupo Periodização Inversa Ondulatória; GC: Grupo Controle;  
\*:diferença entre grupos.

### 3.3.2.2 Iniciação do andar

Para os dados da IA, são apresentados inicialmente os dados do COP em cada uma das fases dos APAS e, em seguida, são apresentadas as variáveis espaço-temporais do primeiro passo em cada uma das velocidades executadas no teste.

#### IA em Velocidade preferida

Para as variáveis do COP durante as fases da IA em velocidade preferida, a MANOVA não apontou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,494;  $F_{2,50}=1,014$  ;  $p=0,466$ ;  $\eta^2=0,297$ ) nem efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,687;  $F_{2,50}=1,138$ ;  $p=0,36$ ;  $\eta^2=0,322$ ) e grupo (Wilks Lambda=0,528;  $F_{2,50}=0,901$  ;  $p=0,614$ ;  $\eta^2=0,273$ ) (Apêndice 6).

No caso das variáveis espaço-temporais do primeiro passo da IA em velocidade preferida, a MANOVA não apontou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,799;  $F_{2,50}=1,394$ ;  $p=0,209$ ;  $\eta^2=0,106$ ). Além, não foi identificado efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,973;  $F_{2,50}=0,322$ ;  $p=0,862$ ;  $\eta^2=0,27$ ), ou efeito principal de grupo (Wilks Lambda=0,959;  $F_{2,50}=0,248$ ;  $p=0,980$ ;  $\eta^2=0,021$ ) (Apêndice 7).

### **IA em velocidade rápida**

A MANOVA das variáveis do COP para a IA na velocidade rápida não apontou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,36;  $F_{2,50}=1,585$ ;  $p=0,06$ ;  $\eta^2=0,39$ ), nem efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,61;  $F_{2,50}=1,49$ ;  $p=0,16$ ;  $\eta^2=0,38$ ), ou efeito principal de grupo (Wilks Lambda=0,48;  $F_{2,50}=1,05$ ;  $p=0,42$ ;  $\eta^2=0,30$ ) (Apêndice 8).

No caso das variáveis espaço-temporais do primeiro passo, a MANOVA não apontou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,94;  $F_{2,50}=0,39$ ;  $p=0,99$ ;  $\eta^2=0,03$ ). Além, não foi identificado efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,94;  $F_{2,50}=0,74$ ;  $p=0,56$ ;  $\eta^2=0,06$ ), ou efeito principal de grupo (Wilks Lambda=0,92;  $F_{2,50}=0,50$ ;  $p=0,85$ ;  $\eta^2=0,85$ ) (Apêndice 9).

### **3.3.2.3 Andar livre**

#### **Andar livre em velocidade preferida**

Para o andar livre na velocidade preferida, a MANOVA não apontou interação entre grupo\*momento (Wilks Lambda=0,530;  $F_{2,50}= 1,360$ ;  $p=0,162$ ;  $\eta^2=0,272$ ); ou efeito principal de grupo (Wilks Lambda=0,481;  $F_{2,50}=1,609$ ;  $p=0,06$ ;  $\eta^2=0,230$ ). Foi identificado efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,490;  $F_{2,50}=3,786$ ;  $p=0,01$ ;  $\eta^2=0,510$ ) (Apêndice 10): o teste *Post hoc* identificou diferenças para as variáveis de duração de passada ( $F_{1,50}=5,128$ ;  $p=0,02$ ), tempo de apoio ( $F_{1,50}=9,684$ ;  $p<0,01$ ), tempo de apoio duplo ( $F_{1,50}=19,112$ ;  $p<0,01$ ). Os dados indicam para estas variáveis que o momento pós foi significativamente maior quando comparado com o momento pré (Apêndice 10).

#### **Andar livre em velocidade rápida**

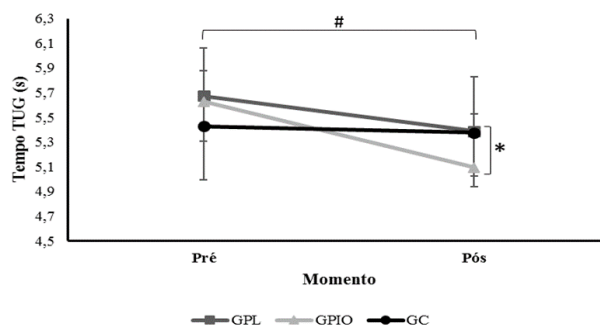
Para o andar livre na velocidade rápida, a MANOVA não apontou interação entre grupo\*momento (Wilks Lambda=0,603;  $F_{2,50}= 1,05$ ;  $p=0,421$ ;  $\eta^2=0,224$ ). Além, foi identificado efeito principal de grupo (Wilks Lambda=0,553;  $F_{2,50}= 1,253$ ;  $p=0,230$ ;  $\eta^2=0,230$ ) comprimento da passada ( $F_{2,50}= 4,13$ ;  $p=0,02$ ) e velocidade de passada ( $F_{2,50}= 5,23$ ;  $p<0,01$ ). Ainda, foi identificado efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,551;  $F_{2,50}=2,959$ ;  $p=0,06$ ;  $\eta^2=0,449$ ) nas variáveis de tempo de balanço ( $F_{1,50}=5,028$ ;  $p=0,029$ ) e tempo de apoio simples ( $F_{1,50}=6,405$ ;

$p=0,015$ ); onde, para as duas variáveis houve diminuição dos valores do momento pré para o momento pós (Apêndice 11).

### 3.3.3 Variáveis da mobilidade funcional

Para o TUG, a MANOVA apontou interação grupo\*momento (Wilks Lambda= 0,275;  $F_{2,50}= 65,892$ ;  $p < 0,01$ ;  $\eta^2= 0,725$ ). Os testes *post hoc* indicaram que não existe diferença entre os grupos na avaliação inicial e, com a aplicação do treinamento, GPL ( $p < 0,01$ ) e GPIO ( $p < 0,01$ ) diminuíram significativamente o tempo do TUG em 5,03% e 9,50% respectivamente. Desta forma, após a intervenção, GPIO apresentou um tempo significativamente menor ( $p=0,02$ ) quando comparado com GPL (Figura 12). Além, a análise estatística apontou efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,15;  $F_{1,50}=28,47$ ;  $p < 0,01$ ;  $\eta^2=0,85$ ) (Apêndice 12).

Figura 13. Interação para a mobilidade funcional.



GPL: Grupo Periodização Linear; GPIO: Grupo Periodização Inversa Ondulatória; GC: Grupo Controle; #: diferença entre momento Pré e Pós; \*: diferença entre grupos.

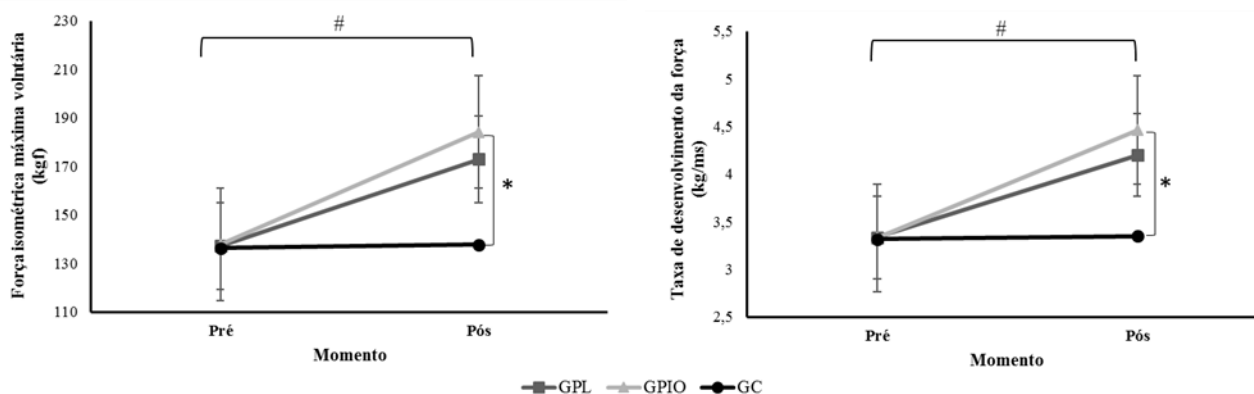
### 3.3.4 Variáveis da força

Para as variáveis de força, a MANOVA apontou interação momento\*grupo (Wilks Lambda=0,03;  $F_{2,50}=29,708$ ;  $p < 0,01$ ;  $\eta^2=0,825$ ) para a FIMV ( $F_{2,50}=98,038$ ;  $p < 0,01$ ) e para a TDF ( $F_{2,50}=506,41$ ;  $p < 0,01$ ). Além, foram identificados efeitos principais de momento (Wilks Lambda=0,01;  $F_{1,50}=373,37$ ;  $p < 0,01$ ;  $\eta^2=0,98$ ) e grupo (Wilks Lambda=0,05;  $F_{2,50}=20,79$ ;  $p < 0,01$ ;  $\eta^2=0,76$ ) (Apêndice 13).

Os testes *post hoc* indicaram para a FIMV, no momento pré, desempenho similar nos grupos avaliados. Com a aplicação do treinamento, GPL e GPIO incrementaram significativamente ( $p < 0,01$ ) a FIMV em 26,07% e 33,76%, respectivamente. Desta forma, após o

treinamento, os resultados indicaram que GPL ( $p=0,032$ ) e GPIO ( $p<0,01$ ) apresentam valores significativamente maiores em comparação a GC na FIMV (Figura 14). Para a TDF, os resultados indicaram inicialmente desempenho similar entre os grupos. Assim, com a aplicação da intervenção, GPL e GPIO incrementaram significativamente ( $p<0,01$ ) a TDF em 26,00% e 34,01%, respectivamente. Desta forma, após a intervenção, GPIO apresentou desempenho significativamente maior em comparação com GPL ( $p<0,01$ ) e GC ( $p<0,01$ ) (Figura 14).

Figura 14. Interação para a FIMV e TDF.



GPL: Grupo Periodização Linear; GPIO: Grupo Periodização Inversa Ondulatória; GC: Grupo Controle; #: diferença entre momento Pré e Pós; \*: diferença entre grupos.

### 3.4 Discussão

O objetivo de este estudo foi verificar os efeitos do treinamento de força com periodização inversa ondulatória (TFPIO) e do treinamento de força com periodização linear (TFPL) nas seguintes variáveis: índice de fluidez da LEA, na velocidade do COP nas fases dos APAS da IA, na velocidade da passada no andar livre, no tempo de execução do *Timed Up and Go* (TUG) e na TDF. Os resultados do presente estudo indicam que a hipótese foi parcialmente comprovada. A discussão dos resultados está assim organizada: i) Efeitos da periodização sobre o desempenho da força; ii) Tarefas locomotoras responsivas ao treinamento resistido; iii) Tarefas locomotoras não responsivas ao treinamento resistido.

Os principais achados deste estudo foram:

1. O TFPL e o TFPIO foram efetivos em estimular e desenvolver a FIMV e a TDF já que os resultados não apontaram diferenças estatísticas quando comparados entre eles. Os achados também indicaram que TFPIO pode ser mais eficiente que TFPL na medida em que conseguiu promover maiores ganhos nessas variáveis.

2. Tarefas de maior complexidade (LEA e TUG) parecem ser responsivas ao treinamento resistido combinado com o treinamento locomotor.
3. O treinamento desenvolvido não influenciou o desempenho da IA, que indica sua dependência do controle postural ao invés de variáveis de funcionalidade neuromuscular.

### **3.4.1 Efeitos da periodização sobre o desempenho da força.**

O principal achado fornecido pelos resultados da avaliação da força é que, indistintamente do tipo de periodização (PL ou PIO), o treinamento de força foi efetivo para aumentar a FIMV e a TDF quando comparado com o grupo controle. Desta forma, se reforçam os achados de Conlon *et al.* (2017), Jimenez e Paz (2011) e Prestes *et al.* (2015) que compararam treinamentos sem periodização, com periodização ondulatória e linear, não evidenciando diferenças significativas entre as periodizações no treinamento de força. Desta forma, é possível assumir que o tipo de periodização não é um fator decisivo na intervenção com idosos. Porém, os dados apontam que a PIO foi mais efetiva para estimular estas variáveis.

O incremento nos valores da FIMV e da TDF implica benefícios potenciais para o idoso, na medida em que estas variáveis estão associadas com a funcionalidade (Moura *et al.*, 2017) e com componentes neurais comprometidos com o envelhecimento (AAGAARD *et al.*, 2010; CLARK e TAYLOR, 2011). Ao contrário de outros estudos (Walker, Haff, Häkkinen, & Newton, 2017; Walker, Peltonen, & Häkkinen, 2015), a TDF apresentou melhoras com a utilização de periodizações focadas em cargas de média e baixa intensidade, possivelmente a partir da interação destas com cargas de alta intensidade. Desta forma, pode-se pensar que abranger um maior espectro de intensidades e, como foi feito na PIO, iniciando com altas intensidades e avançando para baixas intensidades, apresente maior benefício para o idoso, na medida em que esta periodização consegue beneficiar a TDF com um treino de execução mais simples, em comparação de estudos anteriores (Ramírez-Campillo *et al.*, 2014; Steib, Schoene, & Pfeifer, 2010) que tem reportado que o treinamento de potência e de alta velocidade foi efetivo para melhorar a TDF.

Inicialmente, é relevante resgatar o fato que os dados do presente estudo apontam a importância da periodização no treinamento de força na população idosa, estando em linha com evidências prévias em populações jovens (Rhea & Alderman, 2004). Por exemplo, o estudo feito com uma população com características similares à que participou neste estudo feito por Gurjão *et al.* (2012), investigou o efeito de 8 semanas de treinamento de força sobre a FIMV, TDF e a ativação muscular em idosas (61,7±4,8 anos de idade). Uma característica importante deste estudo

é a falta de periodização das cargas de treinamento, na medida em que nas 8 semanas de intervenção foram feitas sessões com volume e intensidade fixos (3 séries de 12 RMs) além, a execução dos exercícios foi feita em velocidade controlada (2 s para a fase concêntrica e 3 s para a excêntrica). Os achados deste estudo apontaram que o grupo de treinamento (GT) incrementou significativamente a FIMV (19%), a TDF pico (48,4%) e nos intervalos avaliados (0-50 ms (69,2%), 0-100 ms (51,5%), 0-150 ms (51,0%), 0-200 ms (41,4%)), embora a atividade muscular tenha aumentado, estes acréscimos não foram significativos. Desta forma, a evidência demonstra que em idosos mais velhos (idade  $70,4 \pm 1,47$  anos), a PL no treinamento de força incrementa a FIMV (26,06%) e a TDF (25,9%), porém a PIO foi capaz de gerar acréscimos superiores 33,76% e 34,0% na FIMV e na TDF, respectivamente. Assim, estes dados demonstram a importância da periodização e, embora as diferenças não sejam significativas, a PIO parece ser mais efetiva.

Os resultados do presente estudo indicam que as variações da intensidade da parecem ser mais efetivas para o aumento da força e a potência muscular ao invés da velocidade de execução. Ao contrário deste estudo, Ramírez-Campillo *et al.* (2014) compararam o efeito do treinamento de força de alta velocidade e baixa velocidade em mulheres idosas. Aplicaram um treinamento de 12 semanas, onde o grupo de treinamento de alta velocidade realizou 3 séries (40, 60 e 75% de 1RM) de 8 repetições em cada exercício, e a execução do exercício foi na máxima velocidade na fase concêntrica e 3 segundos na fase excêntrica, enquanto que o grupo de velocidade lenta realizou 3 séries com 8 repetições a 75% do 1RM, com velocidade controlada (3 segundos para a fase concêntrica e 3 segundos para a fase excêntrica). Os achados evidenciaram que ambas as intervenções foram efetivas para melhorar o desempenho na força máxima dinâmica (1RM) e na potência muscular (salto em contra movimento). Porém, os exercícios de alta velocidade forneceram maiores acréscimos na potência muscular e na capacidade funcional. Os autores justificam este comportamento a partir do pressuposto de que o treinamento em alta velocidade gera maior potência na musculatura treinada em função do requerimento de velocidade. Em contraposição, a proposta da PIO parecer ser igualmente efetiva para incrementar a potência e força da musculatura treinada, embora com execução em velocidade normal. Infere-se, neste sentido, que este comportamento pode estar relacionado com a evidência apresentada em outros estudos (Per Aagaard, 2003; Unhjem, Lundestad, Fimland, Mosti, & Wang, 2015), que demonstraram que o treinamento com cargas de alta intensidade otimiza o drive neural eferente em adultos jovens e idosos, melhorando os padrões de ativação muscular. Além disso, a aplicação das

cargas mais leves possivelmente favoreceu o desenvolvimento da TDF na medida em que, nestas intensidades, encontra-se a máxima potência de execução (Izquierdo et al., 1999).

A principal característica diferenciadora da intervenção do presente estudo foi o fato de inverter a ordem tradicional na aplicação das cargas de treinamento, iniciando com alta intensidade e regredindo para baixas intensidades. Conlon *et al.* (2017) compararam os efeitos de 31 semanas de treinamento de força sem periodização (NP) e com periodização em blocos (BP) e ondulatória (DUP) em idosos ( $71,54 \pm 5,4$  anos). As intensidades foram controladas a partir da RM, e foram estabelecidas 3 zonas de trabalho, 15RM=resistência à força, 10 RM=hipertrofia e 5RM=força máxima. NP realizou o treinamento com a mesma carga, 3 séries de 10 repetições. BP realizou 6 blocos, cada um de 11 sessões de treinamento, sendo um bloco para cada zona de trabalho com cargas crescentes e repetido duas vezes. DUP realizou cada uma das sessões da semana em uma zona de trabalho diferente, sempre na ordem resistência à força, hipertrofia e força máxima. BP e DUP realizaram a mesma quantidade de trabalho, assim o único fator diferenciador entre os grupos foi a ordem de aplicação das cargas de treinamento. Após o treinamento, houve efeito principal de momento na força isométrica e nenhum efeito na TDF. Desta forma, ao fazer uma comparação das porcentagens de melhora na força isométrica (NP=9,4%; BP=17%; DUP=7,6%) e na TDF (NP=15,7%; BP=9,1%; DUP=-3,5%) geradas pela intervenção de Conlon *et al.* (2017) com as melhoras geradas pela PIO, pode-se observar que foram gerados maiores acréscimos a partir do novo modelo de periodização. Desta forma, pode-se inferir que o ponto forte da PIO foi a ordem de aplicação das cargas, com o início focado no componente neural, amplamente relacionado à dinapenia (MANINI e CLARK, 2012; MITCHELL *et al.*, 2012), parece ser adequado para o idoso. Neste sentido, considerando que o TF é efetivo para restaurar a função neuromuscular (AAGAARD *et al.*, 2010; AAGAARD, 2003), assume-se que estas adaptações neuromusculares foram estimuladas e, assim, a posterior aplicação de cargas mais leves poderia ter incrementado o efeito do treinamento, tendo em conta que cargas baixas estão relacionadas com incrementos na força muscular e na hipertrofia (Watanabe, Madarame, Ogasawara, Nakazato, & Ishii, 2014).

### **3.4.2 Tarefas locomotoras responsivas ao treinamento**

As tarefas de maior complexidade apresentaram alta responsividade ao treinamento resistido desenvolvido. A LEA, o andar livre e o TUG melhoraram seu desempenho a partir de adaptações na mecânica da tarefa que estão relacionadas ao aumento da força muscular. Além disso, evidencia-se coerência entre as adaptações das tarefas, na medida em que as melhoras



percebidas na LEA e no andar livre são refletidas no resultado do TUG. Os argumentos são apresentados a seguir para cada uma das tarefas.

O desempenho da LEA é altamente influenciado pelo nível de força muscular dos membros inferiores para sua ótima execução (CHEN e CHOU, 2017a; DEHAIL *et al.*, 2007; MOXLEY; KREBS; HARRIS, 1999). Neste sentido, no estudo de Pelicioni *et al.* (2015) são reconhecidos os efeitos negativos gerados pelo envelhecimento na LEA com demanda temporal, especificamente, pelas diferenças na força de reação do solo (FRS) e no tempo de duração da fase 2 (transição da posição sentada para em pé), sendo que o idoso apresenta menores níveis de FRS e maior duração desta fase, demonstrando um mecanismo de controle de equilíbrio deficiente (Chen & Chou, 2017). Os resultados da presente tese indicam que esta é uma tarefa altamente responsiva ao treinamento resistido combinado com o treinamento locomotor em ambas as velocidades de execução (melhor na velocidade preferida em comparação com a velocidade rápida), reforçando as evidências que indicam que o treinamento resistido melhora a funcionalidade desta tarefa (Bernardi *et al.*, 2004).

Os tempos das fases da LEA foram modificados a partir do treinamento desenvolvido, podendo ser demonstrado pela diminuição do tempo na fase 1, que corresponde à execução da flexão do troco. A diminuição no tempo parece ser decorrente do aumento da FIMV e da TDF nos membros inferiores dos idosos, corroborando com o estudo de Van Lummel *et al.* (2018). Estes autores evidenciaram uma relação entre a dinâmica do movimento do tronco na fase de flexão e a força muscular global em idosos, sendo que indivíduos com menor força muscular global demonstraram maior tempo nesta fase. Além, é importante ressaltar que esta flexão tem sido relacionada com uma estratégia compensadora à fraqueza muscular, ajudando no posicionamento do CM sobre os pés, fato que facilita a mecânica da execução da fase de extensão (N. B. Alexander, Schultz, & Warwick, 1991; Hughes & Schenkman, 1996; Schultz, Alexander, & Ashton-Miller, 1992). Igualmente, os achados na fase 2, fase de extensão do tronco e sair da cadeira, apresentaram diminuição nos grupos de treinamento. Neste sentido, Van Lummel *et al.* (2018) também evidenciaram que nesta fase os idosos mais fracos apresentam maior duração, amplitude e velocidade angular no tronco para incrementar seu momentum vertical com o intuito de diminuir o trabalho mecânico dos músculos da extensores da perna ao início da tarefa de se levantar, devido à diminuição da capacidade de gerar momentum vertical pela redução da força nos idosos (Pai, Naughton, Chang, & Rogers, 1994; Tsuji, Tsunoda, Mitsuishi, & Okura, 2015). Em síntese, é

possível justificar os incrementos no desempenho da primeira e segunda fases da tarefa a partir dos incrementos na força muscular evidenciados após o treinamento, na medida em que as deficiências para levantar da cadeira em idosos estão relacionadas, inicialmente, com a força muscular e não com o controle postural (Schenkman, Hughes, Samsa, & Studenski, 1996).

No estudo de Alexander *et al.* (2001) foi aplicado um treinamento resistido de curta duração com o intuito de incrementar o desempenho da tarefa de levantar de uma cadeira em condições desafiantes em idosos de 68 a 89 anos. A avaliação modulou a altura da cadeira, o uso das mãos e a velocidade de execução. O treinamento durou 12 semanas, 2 dias por semana, foi orientado aos membros inferiores, desenvolveu exercícios em máquinas e a tarefa de levantar-se foi executada no treinamento usando um colete com pesos entre 0 a 10 libras e com alturas diferentes (baixas para altas), com e sem ajuda das mãos. O grupo controle executou um treinamento das mesmas características temporais embora orientado à flexibilidade. Os achados indicaram que o treinamento de força foi eficiente em modificar a estratégia utilizada para realizar a tarefa, na medida que os participantes do grupo treinamento resistido executaram a tarefa incrementando o torque e o momentum vertical a partir da força muscular, permitindo diminuir o tempo total de execução da tarefa e demonstrando o potencial do TF para incrementar o desempenho da tarefa de levantar da cadeira. Os resultados do presente estudo reforçam os achados de Alexander *et al.* (2001), mesmo com populações de idosos mais jovens e com maior nível de funcionalidade como os participantes deste estudo, foram geradas as modificações na mecânica da execução nas duas fases iniciais da LEA.

Em relação à fase 3, onde ocorre a iniciação do andar, os resultados deste estudo indicam uma otimização na estabilidade médio-lateral na medida em que a transferência do peso corporal para a perna de apoio conseguiu ser mais rápida em ambas as velocidades de execução. Este comportamento também poderia estar refletindo os efeitos das fases anteriores, já que em resposta à redução da base de suporte quando o pé de balanço é levantado, o CM deve se movimentar pelo pé de apoio para evitar a perda do equilíbrio e uma possível queda lateral (Caderby, Yiou, Peyrot, Begon, & Dalleau, 2014). Desta forma, como as duas fases anteriores foram executadas mais rapidamente, implicando que a retirada do pé de balanço foi realizada em menor tempo e com maior perturbação à estabilidade anteroposterior e médio-lateral, na medida em que a velocidade de execução é um fator que desafia o controle postural (Caderby et al., 2014). Consequentemente, a ideia do melhor controle médio lateral toma mais força, a partir do comportamento da outra

estratégia estabilizadora relatada pela literatura, o posicionamento médio lateral do pé de balanço (Yiou, Caderby, Delafontaine, Fourcade, & Honeine, 2017; Zettel, McIlroy, & Maki, 2002), que modula a largura da base de suporte do passo. Neste sentido, os resultados do presente estudo evidenciam que esta variável não teve resposta na velocidade preferida e, na velocidade rápida, apresentou diminuição que indica que a mecânica do passo está orientada a favorecer a velocidade da progressão do CM ao invés da estabilidade e isto poderia indicar uma transferência positiva da combinação do treino resistido e locomotor (BARRY e CARSON, 2004; CARROLL; RIEK; CARSON, 2001).

As variáveis espaço-temporais dos primeiros 2 passos na LEA apresentaram resultados positivos ao treinamento em ambas as velocidades de execução. Os idosos dos grupos de treinamento resistido aumentaram o comprimento dos passos e diminuíram os tempos de execução. Este comportamento está associado com a fluidez na execução da tarefa (Buckley, Pitsikoulis, Barthelemy, & Hass, 2009; Dehail et al., 2007; Kerr, Pomeroy, Rowe, Dall, & Rafferty, 2013). Os resultados indicam maior aproveitamento da mecânica de execução da tarefa, que implica em maior fluidez de execução, revelado pela diminuição dos tempos das 3 primeiras fases e diminuição na separação entre a tarefa de levantar e iniciar o andar que foi reportada em idosos (Buckley et al., 2009; Pelicioni et al., 2015). Assim, evidencia-se um efeito positivo no controle postural e um aproveitamento das características inerciais das fases prévias da tarefa, que reforçam os achados de Magnan; McFadyen; ST-Vincent (1996), que observaram que existe diminuição no impulso de frenagem anteroposterior na LEA quando comparada com a tarefa de levantar, que permite ao CM continuar sua trajetória para frente gerando a progressão para conseguir executar o primeiro passo. Este comportamento mecânico revela a sobreposição na execução das fases 2 e 3, como foi evidenciado por KERR *et al.* (2013), que determinaram que adultos jovens e idosos saudáveis conseguem iniciar o primeiro passo sem estarem totalmente na posição vertical.

Outro argumento que suporta o comportamento das variáveis espaço-temporais dos passos está relacionado às mudanças neuromusculares geradas pelo treinamento resistido. Assim, o incremento do comprimento dos passos se encontra relacionado com o incremento na força de propulsão do solo (ROBERTS; MONGEON; PRINCE, 2017; FRANZ, 2016) e esta força está em direta relação com a força dos membros inferiores (Hortobágyi, Rider, Gruber, & DeVita, 2016). Neste sentido e ao contrário de outros estudos, o treino resistido conseguiu melhorar o comprimento do passo (UEMATSU *et al.*, 2018). Uma causa deste incremento pode estar

justificada nos ganhos de força obtidos pelos flexões plantares, na medida em que ocorre a redistribuição nos torques articulares dos membros inferiores com o envelhecimento (BEIJERSBERGEN *et al.*, 2017; COFRÉ *et al.*, 2011; DEVITA e HORTOBAGYI, 2000; HORTOBÁGYI *et al.*, 2016; KULMALA *et al.*, 2014). Assim, o estímulo desses grupos musculares parecer ter sido efetivo na medida em que além do comprimento do primeiro e segundo passos melhoraram a duração e a velocidade após o treinamento.

O TUG parece ser a tarefa locomotora de maior complexidade aplicada aos participantes e reflete a mobilidade funcional (Wall, Bell, Campbell, & Davis, 1999). Os resultados indicaram que o treinamento resistido produziu efeitos positivos na funcionalidade. É importante entender como o desempenho deste teste reflete uma ampla variedade de comportamentos funcionais do indivíduo como o equilíbrio dinâmico e o andar (PODSIADLO e RICHARDSON, 1991). Evidências recentes sugerem que as capacidades físicas subjacentes ao desempenho do TUG dependem da amostra avaliada (Benavent-Caballer *et al.*, 2016; Coelho-Junior *et al.*, 2018; Nawrat-Szołtysik *et al.*, 2017). Estudando uma amostra de idosos e de idosos institucionalizados, Benavent-Caballer *et al.* (2016) confirmaram a importância do equilíbrio dinâmico, avaliado com a Escala de Equilíbrio de Berg, no desempenho do TUG. Nawrat-Szołtysik *et al.* (2017) demonstraram como o desempenho no teste foi significativamente correlacionado com os resultados dos testes de sentar e levantar por 30 segundos e de caminhada de 6 minutos em idosos maiores de 80 anos. Nur, Sertkaya e Tuncer (2018) mostraram que a força muscular foi fundamental para o desempenho do TUG em pacientes com osteoartrite do joelho. Já em idosos saudáveis, Coelho-Junior *et al.* (2018) evidenciaram que as capacidades físicas subjacentes ao tempo de execução do TUG influenciam diferentemente o desempenho, onde os melhores desempenhos apresentaram maior contribuição da força muscular enquanto que os piores desempenhos apresentaram contribuições de outras capacidades como a potência muscular, equilíbrio e capacidade aeróbia.

É importante ressaltar o estado inicial dos idosos participantes nesta pesquisa, onde os valores temporais do desempenho no TUG no momento pré-treinamento foram menores que os indicados como pontos de corte para idosos saudáveis (Bischoff *et al.*, 2003; Kamide, Takahashi, & Shiba, 2011) e ainda mais baixos que os registrados em adultos jovens reportados por Beauchet *et al.* (2010). Desta forma, é evidente que os idosos participantes deste estudo apresentavam níveis superiores de funcionalidade na mobilidade antes do início da intervenção. Porém, a estratégia de

combinar o treinamento resistido com o treinamento locomotor mostrou ser efetiva, na medida em que os participantes incrementaram o desempenho no TUG em 5,03% no caso do GPL e 9,50% no caso do GPIO.

Em comparação com outros estudos que exploraram os efeitos de diferentes modelos de periodização do treinamento, os achados deste estudo evidenciam as vantagens da PIO e do treinamento resistido combinado com o treinamento locomotor no desempenho do TUG. Prestes *et al.* (2015) analisaram o efeito da PL e da PO em 36 semanas sobre a capacidade funcional de mulheres idosas e observaram incrementos não significativos no desempenho do TUG para o grupo PO quando comparado com o grupo PL. Os resultados do presente estudo revelaram que ambos os grupos melhoraram o tempo no TUG. A frequência semanal empregada no estudo de PRESTES *et al.* (2015) foi 2 dias na semana, e neste estudo de 3 dias (2 dias de treino resistido e 1 dia de treino locomotor) pode ter sido o fator que levou à diferença no desempenho. A combinação das mudanças na intensidade da carga típicas da PIO e da alternância dos estímulos (força-locomoção) parece influenciar positivamente o tempo no TUG, assim, ampliando os achados do estudo de Fonseca *et al.* (2014) que estabeleceram para adultos jovens as mudanças dos exercícios como o fator determinante para o incremento da força. Deste modo, é possível justificar que, ao contrário do acontecido nos grupos do estudo de Prestes *et al.* (2015), GPL e GPIO incrementaram significativamente o desempenho na avaliação de mobilidade funcional. Além disso, as evidências deste estudo permitem sugerir que a PIO parece ser mais efetiva para aumentar o desempenho da mobilidade funcional, na medida em que o comportamento final dos dados reflète o proposto por Poliquin (1988) no sentido que as frequentes variações na intensidade da carga de treinamentos ondulatórios parecem promover maiores adaptações neuromusculares em menor tempo, suportando os maiores acréscimos do GPIO quando comparado a GPL.

No estudo de Moura *et al.* (2018), idosos entre 60 e 72 anos, sem experiência em treinamento de força, foram submetidos a 12 semanas de treinamento resistido não linear e os resultados mostraram melhora do desempenho no TUG (16,66%), além de incrementos significativos na 1RM e na TDF em todos os tempos avaliados. Interessantemente, os acréscimos gerados pelo treinamento na força muscular (1RM, TDF) não se correlacionaram com a melhora na mobilidade funcional, o que indica que melhoras na força e na potência muscular não explicam os ganhos na funcionalidade. Por outro lado, as avaliações da funcionalidade podem ser classificadas como habilidades motoras, o que implica que dependem de vários tipos de adaptações

centrais e periféricas para melhorar (Vanswearingen & Studenski, 2014). Neste sentido, a combinação da PIO e do treino locomotor possivelmente foi acertada já que o treinamento resistido estimulou componentes centrais e periféricos relacionados à funcionalidade neuromuscular, enquanto o treinamento locomotor transferiu os ganhos da força além de estimular os componentes próprios do controle motor das tarefas treinadas e avaliadas.

### **3.4.3 Tarefas locomotoras não responsivas ao treinamento**

A IA é uma tarefa de alta complexidade que tem sido usada para avaliar o controle do sistema nervoso em tarefas locomotoras (MICKELBOROUGH *et al.*, 2004; YIOU *et al.*, 2017). O controle de sua execução depende de um componente nervoso altamente especializado que se foca em dois elementos: o controle postural antecipatório e a execução do primeiro passo (MASSION; ALEXANDROV; FROLOV, 2004). Como os declínios apresentados na IA com o envelhecimento são multifatoriais, pode-se identificar principalmente duas justificativas para entender seus comprometimentos: i) as perdas funcionais do sistema nervoso (BORIPUNTAKUL *et al.*, 2014; UEMURA *et al.*, 2012; VISWANATHAN e SUDARSKY, 2012) e ii) elementos relacionados com perdas na força muscular (DOHERTY, 2003; KIM *et al.*, 2010; MORLEY, 2012).

Os declínios na execução da tarefa de IA estão vinculados às perdas na funcionalidade do sistema nervoso central e periférico típicas do envelhecimento (GOBLE *et al.*, 2009; HENRIKSSON e HIRSCHFELD, 2005; LU *et al.*, 2017; POLCYN *et al.*, 1998; RAUCH *et al.*, 2001). A IA tem sido usada para avaliar como o sistema nervoso controla o equilíbrio na execução de movimentos que envolvem mudanças nas dimensões da base de suporte e progressão do CM (Yiou *et al.*, 2017). O controle desta tarefa é realizado por meio de mecanismo *feedforward* de forma a prevenir a ocorrência de distúrbios de postura e equilíbrio relacionados ao movimento (Earhart, 2013; Massion, 1992; Mille, Simoneau, & Rogers, 2014). Nesse sentido, as perdas na sensibilidade dos receptores periféricos (Anson *et al.*, 2017; Degardin *et al.*, 2011) e na capacidade de integração somatossensorial (Earhart, 2013; Shaffer & Harrison, 2007), adicionados aos comprometimentos na cognição (BORIPUNTAKUL e SUNGKARAT, 2017), fazem com que os declínios da IA sejam principalmente relacionados aos comprometimentos no controle postural gerados pelo envelhecimento. Desta forma, é possível sugerir que a falta de responsividade desta tarefa ao treinamento resistido tanto na velocidade preferida como na rápida é influenciada por dois elementos: i) falta de inclusão de um componente proprioceptivo no treinamento e, ii) o alto

nível de atividade física demonstrado pelos idosos participantes, tendo em conta que os valores do COP registrados nos APAs concordam com populações jovens apresentados em outros estudos (Fernandez et al., 2013; Muir, Rietdyk, & Haddad, 2014). Nessa perspectiva, este elemento pode ser influenciado pelo efeito neuroprotetor relacionado à prática habitual de exercício físico (CRISTÒFOL *et al.*, 2015; PHILLIPS *et al.*, 2014; SARAULLI *et al.*, 2017). A soma destes fatores faz com que, para uma população de idosos ativos, a IA seja uma tarefa não responsiva ao treinamento resistido, diminuindo assim a importância da força muscular em relação ao controle postural dinâmico.

Assumia-se que a fraqueza muscular influenciava negativamente o controle postural dos idosos (HORLINGS *et al.*, 2008; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 1990). A partir desta associação, estudos têm focado nas adaptações do treinamento resistido, especialmente nos incrementos da força, como um mecanismo para melhorar o controle postural (ORR, 2010; ORR; RAYMOND; FIATARONE, 2008). Esperava-se que o treinamento resistido aumentasse a força que os músculos podem gerar em resposta à perda de equilíbrio. Orr *et al.* (2006) e Wolfson *et al.* (1996) não evidenciaram relação entre os ganhos de força e as melhoras no equilíbrio. Por conseguinte, outras adaptações geradas pelo treinamento resistido, como os incrementos no *drive* neural para os músculos agonistas e no recrutamento das UMs, melhoras no controle da força e diminuição na co-contracção, poderiam justificar as melhoras no controle postural a partir do treinamento resistido (BARRY e CARSON, 2004). Dessa forma, foi indicado que as melhoras no desempenho da IA estejam relacionados com treinamentos muito específicos que fazem com que a componente fraqueza muscular seja de segunda ordem de importância em relação às estratégias de melhora da IA.

Intervenções relacionadas com atividades orientais como o Tai Chi (Hong, 2008) têm mostrado efeitos positivos no desempenho na IA, possivelmente pela desestabilização voluntária do CM na realização dos exercícios. Hass *et al.* (2004) aplicaram uma intervenção de 48 semanas de Tai Chi em idosos na transição para a fragilidade e evidenciaram que a trajetória do COP na IA foi similar à de jovens após o treinamento. Mais especificamente, os resultados revelaram incremento no deslocamento posterior do COP, que permitiu melhora no mecanismo para gerar impulso (*momentum*) para frente, e na transferência do apoio de duas para uma perna, houve melhora na suavidade (*smoothness*) do movimento COP. Os autores relacionaram este

comportamento com a melhora da coordenação dos movimentos e justificaram pela característica desafiadora ao controle postural das atividades do Tai Chi.

O presente estudo apresenta principalmente uma limitação em relação à avaliação da força muscular, que foi feita de forma isométrica enquanto o treinamento foi feito com exercícios dinâmicos, evidenciando assim, uma discrepância entre os estímulos aplicados e a avaliação realizada. A avaliação da força muscular em condições dinâmicas poderia ter fornecido importantes informações em relação ao comportamento das manifestações da força no contexto de movimento articular e do equilíbrio muscular que poderiam ter favorecido o entendimento das adaptações geradas a partir da intervenção.

Interessantemente, o presente estudo evidenciou incremento superior na funcionalidade dos participantes que desenvolveram o treinamento resistido acompanhado de treinamento locomotor. Assim, sugere-se a aplicação da intervenção desenvolvida para este estudo em populações sedentárias ou com baixa funcionalidade com o intuito de explorar os efeitos do treinamento resistido com PIO. Além disso, recomenda-se a exploração de novas combinações de exercício que promovam melhoras o desempenho na IA, tendo em conta que no presente estudo essa tarefa não apresentou nenhuma resposta ao treinamento. Contudo, os achados deste estudo permitem assumir que o treinamento locomotor possivelmente facilitou o processo transferência, que favoreceu o aproveitamento dos acréscimos na força muscular no controle motor durante a execução de tarefas funcionais, posicionando-se como um fator relevante para futuras intervenções nesta e outras populações.

### **3.5 Conclusão**

A partir dos resultados obtidos é possível concluir que o treinamento resistido combinado com o treinamento locomotor aumentou a capacidade de gerar força muscular e melhorou o desempenho em tarefas mais complexas como o TUG e a LEA. Além disso, é possível destacar que a periodização das intervenções não foi um fator decisivo para o benefício da funcionalidade de idosos.



## **4. ESTUDO 2:**

Efeitos do treinamento de força com e sem transferência sobre a força e a locomoção de pacientes com Doença de Parkinson.

### **4.1 Introdução**

O principal objetivo de um programa de reabilitação para pacientes com DP é manter ou melhorar a funcionalidade. Estudos têm apontado que o exercício físico pode promover incrementos no controle do movimento e adaptações neuromusculares nestes pacientes (MORRIS, 2000; FALVO *et al.*, 2008; MA e FARLEY, 2009). Tendo em conta a ampla variedade de atividades que se encaixam dentro do conceito de exercício físico, até agora não se tem estabelecido qual é a melhor intervenção nesta população, na medida em que estudos desenvolvidos com o intuito de comparar diferentes tipos de intervenção apresentam resultados pouco conclusivos sobre diferenças entre as modalidades de exercício sobre o desempenho locomotor de pacientes com DP (SAGE *et al.*, 2011). Deste modo, o presente estudo está focado nas adaptações geradas com a combinação do TF e atividades de locomoção na funcionalidade de indivíduos com DP, na medida em que tarefas locomotoras apresentam relação com força muscular.

O nível de força muscular parecer ser uma variável de grande influência para a locomoção do paciente com DP. Inicialmente, a fraqueza muscular parecer ser um sintoma associado à DP (Cano-De-La-Cuerda, Pérez-De-Heredia, Miangolarra-Page, Muñoz-Hellín, & Fernández-De-Las-Peñas, 2010; Hammond, Pfeiffer, LeDoux, & Schilling, 2017), que se encontra relacionada com componentes específicos da avaliação clínica como a bradicinesia (Allen, Canning, Sherrington, & Fung, 2009; Ni, Signorile, Balachandran, & Potiaumpai, 2016). Neste sentido, os baixos níveis de força muscular apresentados nos pacientes têm sido associados com os comprometimentos na velocidade do andar (Allen, Sherrington, Canning, & Fung, 2010; Paker *et al.*, 2015), na iniciação do andar (Hass, Buckley, Pitsikoulis, & Barthelemy, 2012; Nocera, Buckley, Waddell, Okun, & Hass, 2010), na habilidade de levantar-se de uma cadeira (Inkster, Eng, Macintyre, & Jon, 2012) e com a funcionalidade em termos gerais (Clael *et al.*, 2018; Runge, Rittweger, Russo, Schiessl, & Felsenberg, 2004). Desta forma intervenções orientadas à manutenção da força muscular podem ser benéficas para a locomoção desta população.

O TF tem sido utilizado amplamente como uma intervenção para a manutenção da funcionalidade do paciente com DP. Estudos têm utilizado sistematicamente o TF com

periodização linear (LIMA et al., 2013; ROEDER et al., 2015), em intervenções de longa (CORCOS et al., 2013), média (SCANDALIS et al., 2001; SCHLENSTEDT et al., 2015) e curta durações (HASS et al., 2012; SHULMAN et al., 2013; SILVA-BATISTA et al., 2016), abrangendo intensidades desde a moderada (HASS et al., 2007; HASS et al., 2012; CORCOS et al., 2013; SCHLENSTEDT et al., 2015) até a alta (HIRSCH et al., 2003; DIBBLE et al., 2009; SCHILLING et al., 2010; SHULMAN et al., 2013; SILVA-BATISTA et al., 2016). Além disso, a utilização de exercícios em máquinas é um fator comum entre os estudos (LIMA et al., 2013; ROEDER et al., 2015), embora a massa corporal e bandas elásticas como resistência externa (HASS et al., 2012) ou exercícios de alta complexidade (SILVA-BATISTA et al., 2016) também tenham sido utilizados. Ainda, os estudos tem focado no fortalecimento dos membros superiores, inferiores e tronco (CORCOS et al., 2013; ROEDER et al., 2015), embora, aqueles que objetivaram o desempenho locomotor empregaram exercícios focados nos membros inferiores (LIMA et al., 2013; ROEDER et al., 2015). Apesar das diferenças nas características do TF empregados, benefícios na funcionalidade de pacientes com DP têm sido observados.

Diferentes variáveis da funcionalidade de pacientes com DP estão sendo beneficiadas com o TF. Testes clínicos e de laboratório têm sido empregados como forma de avaliar os efeitos gerados pelo TF (LIMA et al., 2013; ROEDER et al., 2015). Pacientes com DP melhoram a força muscular avaliada por meio de 1RM (DIFRANCISCO et al., 2012; HASS et al., 2012) e 4RM (HIRSCH et al., 2003), sendo evidenciado o mesmo comportamento positivo em testes de laboratório como avaliações isométricas (BLOOMER et al., 2008; ALLEN et al., 2010). Tanto testes clínicos, como o TUG (SCHILLING et al. 2010; SCHLENSTEDT et al. 2015; SILVA-BATISTA et al. 2016), avaliações cinéticas e cinemáticas em tarefas locomotoras (HASS et al., 2012; SCHLENSTEDT et al., 2015) têm apresentado melhoras com o TF. Medidas quantitativas mais refinadas podem aprofundar o entendimento dos efeitos do TF em tarefas mais complexas como, por exemplo, nos APAs e no comprimento e velocidade do primeiro passo na IA e na velocidade do andar.

Até este ponto, foi demonstrado quanto o TF é benéfico para o paciente com DP no nível de força muscular e outros parâmetros. Por outro lado, existem evidências que indicam que os benefícios do TF na força não conseguem gerar mudanças importantes na funcionalidade do paciente (LIMA et al., 2013; TILLMAN et al., 2015; CHUNG et al., 2016; SALTICHEV et al., 2016). Estudos de revisão sistemática apresentam interessantes dados sobre meta-análises

comparando os efeitos do TF em variáveis funcionais, especificamente para este estudo, os dados relacionados a tarefas de locomoção (WILLIAMS *et al.* 2014; TILLMAN *et al.*, 2015). Nos resultados apresentados nesses estudos, benefícios no andar são evidentes, embora abaixo do mínimo detectável para o andar equivalente a 0,25m/s e 0,18 m/s para velocidade rápida e preferida respectivamente, valores sugeridos por Steffen e Seney (2008) para a população com DP. Williams *et al.* (2014) indicaram que o TF não é uma tarefa específica para a locomoção em pacientes com comprometimentos neurológicos. Esta evidência reforça a ideia da necessidade de uma “transferência” para tornar mais efetivo o treinamento de força na funcionalidade do paciente. Esta ideia é suportada por algumas teorias de como o TF consegue gerar benefícios na execução de tarefas motoras em populações saudáveis a partir da melhora nos componentes de conectividade dos centros nervosos superiores e da funcionalidade no nível medular e neuromuscular (CARROLL, RIEK, *et al.*, 2001). Desta forma e tendo em conta os comprometimentos sensoriomotores presentes nos pacientes com DP, a transferência do treinamento resistido poderia ser uma alternativa para aumentar seus efeitos positivos na locomoção dos pacientes.

Diante do exposto, a seguinte pergunta se apresenta como eixo central deste estudo: qual o efeito do TF com periodização linear e do TF com periodização linear combinando exercícios de transferência na locomoção em pacientes com DP?

Assim, o objetivo geral do presente estudo foi: Analisar os efeitos dos TF com periodização linear e do TF com periodização linear combinado com exercícios de transferência para a locomoção em pacientes com DP.

Mais especificamente, objetivou-se verificar os efeitos do TF com periodização linear e do TF com periodização linear combinado com exercícios de transferência nas seguintes variáveis: índice de fluidez da LEA, na velocidade do COP nos APAS da IA, na velocidade da passada no andar livre, no tempo de execução do *Timed Up and Go* (TUG) e na taxa de desenvolvimento da força isométrica máxima voluntária (FIMV).

Considerando os diversos benefícios promovidos pelos TFs na população de pacientes com DP e a evidência do baixo impacto do TF na funcionalidade do paciente com DP, a hipótese do estudo foi:

- Os efeitos do TF com periodização linear e transferência terão maior impacto no índice de fluidez da LEA, na velocidade do COP nos APAS da IA, na velocidade da passada no andar livre,

no tempo de execução do *Timed Up and Go* (TUG) e na taxa de desenvolvimento da força do que os efeitos do TF com periodização linear no momento pós-treinamento.

## **4.2 Material e Métodos**

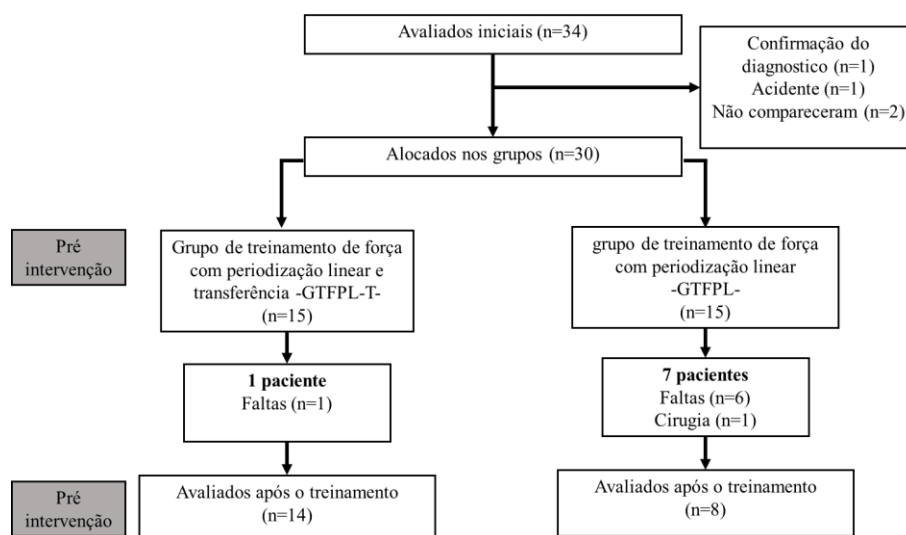
Todos os procedimentos experimentais descritos a seguir foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências da UNESP campus Rio Claro (CAAE: 60860416.4.0000.5465; Anexo 1) e foram realizados nas dependências do Laboratório de Estudos da Postura e da Locomoção (LEPLO), junto ao Departamento de Educação Física (UNESP campus Rio Claro).

### **4.2.1 Participantes**

Participaram deste estudo 22 indivíduos com DP, que foram selecionados no banco de dados do Programa de Atividade Física para Idosos com Doença de Parkinson (PROPARKI – UNESP Rio Claro). Para participar do estudo, os idosos com DP apresentaram o diagnóstico de um neurologista particular que indicasse a presença de DP de acordo com os critérios determinados pelo Banco do Cérebro de Londres (HUGHES *et al.*, 1992). A amostra foi distribuída aleatoriamente em dois grupos: grupo de treinamento de força com periodização linear e transferência (GTFPL-T) e grupo de treinamento de força com periodização linear (GTFPL) (Figura 15).

Foram estabelecidos os seguintes critérios de inclusão além dos estabelecidos no Estudo 1, especificamente para os pacientes: estar sob tratamento medicamentoso e apresentar estágio da DP entre 1 e 3 na escala de Hoehn & Yahr (HOEHN e YAHR, 1998; GOETZ *et al.*, 2004). Após assinarem o termo de consentimento livre esclarecido (Apêndice 1), os participantes foram convidados a realizar as avaliações descritas na sequência. As avaliações dos desfechos clínicos e das tarefas motoras foram realizadas em estado “ON” da medicação, aproximadamente uma hora após a ingestão do medicamento (MCNEELY *et al.*, 2012).

Figura 15. Fluxograma da randomização e perda amostral ao longo do Estudo 2.



#### 4.2.2 Coleta de dados

O delineamento experimental adotou o mesmo do Estudo 1 para as avaliações das tarefas de locomoção, mobilidade funcional e força. No caso das avaliações de caracterização da amostra, foram acrescentadas as avaliações clínicas específicas para a DP descritas a seguir:

##### 4.2.2.1 Avaliações Clínicas

**a) Movement Disorders Society Unified Parkinson's Disease Rating Scale MDS-UPDRS** (GOETZ *et al.*, 2008; GOETZ *et al.*, 2012): esta ferramenta de avaliação da DP contém as seguintes subescalas: i) Estado mental, humor e comportamento; ii) Atividades da vida diária; iii) Exame da motricidade. O estado geral de acometimento da doença de cada paciente foi conhecido pela pontuação obtida, onde quanto maior a pontuação, mais acometido está o paciente.

**b) Escala de Hoehn & Yahr** (GOETZ *et al.*, 2004): a escala identifica o estágio evolutivo da doença, a existência da unilateralidade/bilateralidade e o nível de resposta aos reflexos posturais. Os estágios modificados são: Estágio 0: Sem sinais da doença; Estágio 1: Doença unilateral; Estágio 1,5: Envolvimento axial e unilateral; Estágio 2: Doença bilateral sem alterações do equilíbrio; Estágio 2,5: Doença bilateral com recuperação nos testes (ex., teste de estabilidade postural); Estágio 3: Doença leve e moderada bilateral, alguma instabilidade postural e independência física; Estágio 4: Incapacidade grave, mas ainda capaz de andar e levantar sem ajuda; Estágio 5: encontra-se em cadeira de rodas ou mesmo confinado ao leito, não se movimenta

sem ajuda. Por meio da identificação das restrições funcionais para as atividades motoras, foi conhecido o estágio da doença em que cada paciente se encontra.

### 4.2.3 Protocolo de intervenção

Após as modificações feitas com a análise dos resultados do Estudo 1 desta tese, foram planejadas e executadas 20 semanas de treinamento para os pacientes com DP. Divididas em 3 fases, a primeira de 3 semanas como fase de adaptação e avaliação, com o intuito de ensinar ou corrigir a técnica dos exercícios e realizar a avaliação de 4 repetições máximas dos exercícios vinculados na intervenção (HIRSCH *et al.*, 2003). Nas semanas 4 a 15 foram desenvolvidas as sessões de treinamento específico, os exercícios orientados à estimulação da força na cadeia muscular extensora das pernas foram: *leg press*, cadeira extensora, panturrilha no *leg press*, adutor e extensão de quadril (CORCOS *et al.*, 2013). A periodização da intensidade das cargas de treinamento foi crescente, iniciando com 75% e os aumentos de 5% foram feitos a cada duas semanas de treinamento (Tabela 2). A intervenção foi desenvolvida em 3 sessões semanais de 60 minutos. Nos primeiros 30 minutos, o TF foi igual em ambos os grupos GTFPL-T e GTFPL. Nos 30 minutos finais, os grupos realizaram treinamentos específicos, sendo que o grupo GTFPL realizou um treinamento respiratório sob orientação de um fisioterapeuta, com o intuito de melhorar a funcionalidade do sistema respiratório a partir de atividades de baixo componente motor. O grupo GTFPL-T realizou um treinamento de locomoção, composto entre 3 a 4 exercícios orientados à estimulação do andar, IA e LEA. O desenho do treinamento locomotor atende às recomendações para este tipo de intervenção nesta população (MORRIS, 2006; KEUS *et al.*, 2007; BEDESCHI, 2013). As tarefas foram delineadas tendo em conta um caráter desafiador e, para isso, todas foram feitas com mudanças de direção, acelerações e desacelerações rápidas, circuitos com obstáculos e tarefas duplas, no contexto de execução das tarefas avaliadas. A partir da semana 16 até a semana 20 foram realizadas sessões de manutenção (alongamentos, caminhadas leves), com o intuito de manter a atividade dos pacientes, além da execução da segunda fase de avaliação.

Tabela 2. Resumo das características da carga de treinamento do Estudo 2.

Fase de treinamento	Adaptação			Meso 1				Meso 2				Meso 3			Meso 4					
Semana	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Intensidade(%4RM)				75	75	80	80	85	85	90	90	95	95	100	100					
Series	3	3	teste 4RM's	3	3	3	3	3	3	4	4	4	4	5	5	Sessões de manutenção (alongamentos e caminhadas leves)				
Repetições	8	8		10	10	8	8	7	7	6	6	4	4	3	3					

#### 4.2.4 Análise Estatística

As variáveis dependentes de interesse foram analisadas estatisticamente no software SPSS 22.0 for Windows®. Foi adotado o critério estatístico para significância de  $\alpha < 0,05$  para todas as análises. Primeiramente, foi realizada estatística descritiva onde foram utilizados os testes de Shapiro-Wilk e de Levene para análise da normalidade e homogeneidade dos dados, respectivamente.

Os dados das variáveis das tarefas IA, LEA, andar livre, TUG e FIMV foram analisados por meio de MANOVAs, tendo como fatores grupo (GTFPL-T x GTFPL), e momento (pré x pós), com medidas repetidas para este fator. Análises *post hoc* foram empregadas para localizar as interações e diferenças significativas. Além disso, o eta-quadrado ( $\eta^2$ ) foi utilizado para estimar o tamanho do efeito da intervenção.

### 4.3 Resultados

Os resultados são apresentados em 4 etapas: i) variáveis dos desfechos da caracterização dos grupos; ii) variáveis dos desfechos da locomoção (LEA, IA, Andar); iii) variáveis dos desfechos de mobilidade funcional (TUG); iv) variáveis dos desfechos da força. Sempre que seja o caso, os dados da velocidade preferida iniciam a apresentação dos resultados seguidos pelos resultados da velocidade rápida.

#### 4.3.1 Variáveis de caracterização dos grupos

A Tabela 3 apresenta os dados de média e desvio padrão das variáveis de caracterização dos grupos no momento pré treinamento. A análise não apontou diferença entre o GTFPL-T e GTFPL no momento inicial.

Tabela 3 Dados de caracterização dos grupos no momento pré-intervenção.

Variável	GTFPL-T	GTFPL	F <sub>1,21</sub> =	P=
Idade (anos)	67,81±14,56	71,79±9,393	1,34	0,29
Massa (kg)	72,42±12,39	73,75±11,96	1,75	0,81
Estatura (cm)	163,0±10,16	162,9±11,67	2,87	0,25
MDS-UPDRS III (pontos)	39,21±12,94	34,88±13,91	1,27	0,59
H&Y (participantes)	HY 2 (12) HY 3 (2)	HY 2 (8)	1,27	0,23
MEEM (pontos)	26,36±1,82	26,13±3,00	0,95	0,87
Baecke (pontos)	7,09±7,25	6,42±5,47	0,75	0,35

GTFPL-T: Grupo de treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo de treinamento de força com periodização linear; MDS-UPDRS III: subescala motora Movement Disorders Society - Unified Parkinson's Disease Rating Scale; H&Y: Escala de Hoehn & Yahr; MEEM: Mini-Exame de Estado Mental; Baecke: Questionário Baecke modificado para idosos - Nível de Atividade Física.

### 4.3.2 Variáveis da locomoção

#### 4.3.2.1 Levantar e Andar

Os resultados da LEA são apresentados em duas fases, inicialmente os relacionados aos tempos de execução das fases da tarefa e seguidamente se apresentam os dados relacionados com as variáveis espaço-temporais dos dois primeiros passos e o índice de fluidez da tarefa.

##### 4.3.2.1.1 LEA em velocidade preferida

Em relação aos tempos de execução da LEA em velocidade preferida, a MANOVA reportou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,09; F<sub>1,20</sub>=30,01; p<0,01; η<sup>2</sup>=0,90) nos tempos das fase 1 (F<sub>1,20</sub>=92,73; p<0,01), fase 2 (F<sub>1,20</sub>=3,78; p<0,01) e fase 3 (F<sub>1,20</sub>=4,7; p=0,05). A MANOVA também identificou efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,03; F<sub>1,20</sub>=87,03; p<0,01; η<sup>2</sup>=0,96) e grupo (Wilks Lambda=0,34; F<sub>1,20</sub>=6,14; p<0,01; η<sup>2</sup>=0,65) para esta tarefa (Apêndice 14).

Em relação aos tempos das fases, os resultados indicam para a fase 1, no momento pré, os grupos apresentaram desempenho similar (p=0,76), enquanto que no momento pós, o GTFPL

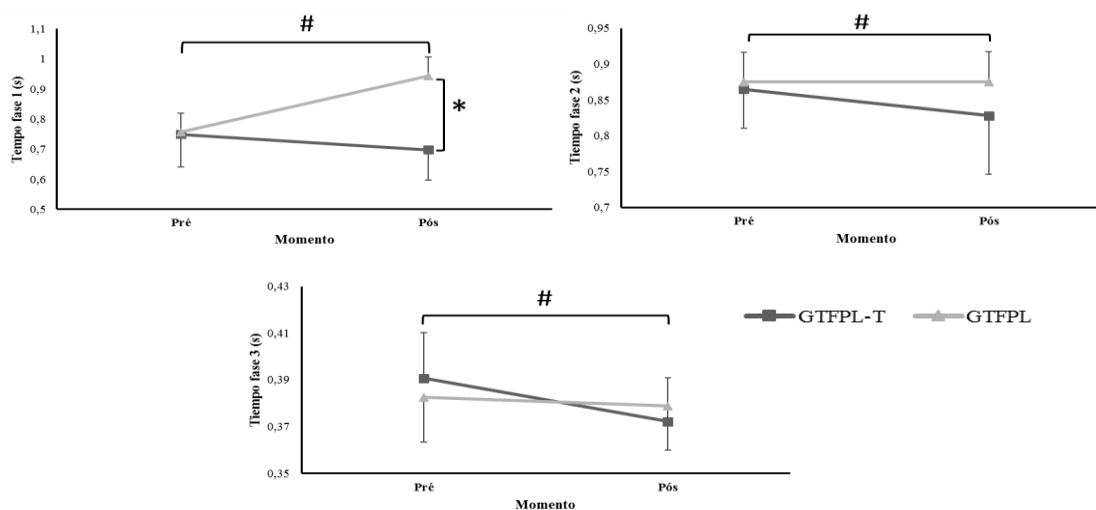


incrementou significativamente (24,63%) o tempo para esta fase ( $p < 0,001$ ), enquanto que GTFPL-T diminuiu (6,86%) significativamente ( $< 0,001$ ) o tempo. Com isso, após o treinamento, o GTFPL-T apresentou tempo significativamente menor (35,05%;  $p < 0,001$ ) quando comparado com GTFPL (Figura 16).

Para a fase 2, os grupos foram similares no início da intervenção ( $p = 0,65$ ). No momento pós, o GTFPL-T diminuiu significativamente ( $p < 0,01$ ) o tempo para esta fase (4,26%), enquanto que o GTFPL apresentou manutenção do tempo (0,86%). Assim, após o treinamento, o GTFPL-T apresentou tempo menor quando comparado com GTFPL (4,79 %), embora sem ser uma diferença estatisticamente significativa ( $p = 0,22$ ) (Figura 16).

Para a fase 3, inicialmente o grupo GTFPL-T apresenta tempo maior quando comparado com GTFPL (2,1%). Com o treinamento, o GTFPL-T apresentou diminuição (4,75%) significativa do tempo ( $p < 0,01$ ) e o GTFPL manteve o tempo após as 12 semanas de treinamento. Na comparação entre os grupos no pós não foi identificada diferença significativa ( $p = 0,81$ ) sendo que o GTFPL apresentou tempo maior (1,78%) quando comparado com GTFPL-T (Figura 16).

Figura 16. Interações para tempo das fases 1, 2 e 3 da LEA em velocidade preferida.



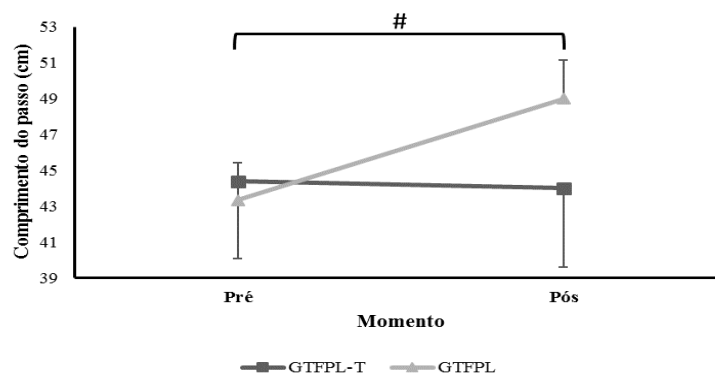
GTFPL-T: Grupo de treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo de treinamento de força com periodização linear

A MANOVA das variáveis espaço temporais apontou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,325;  $F_{1,20}=2,76$ ;  $p = 0,05$ ;  $\eta^2=0,67$ ) nas variáveis comprimento do passo 1 ( $F_{1,20}=8,08$ ;  $p=0,02$ ), velocidade do passo 1 ( $F_{1,20}=8,08$ ;  $p=0,02$ ); e índice de fluidez ( $F_{1,20}=6,12$ ;  $p=0,02$ ). Além

disso foi pontado efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,039;  $F_{1,20}=33,25$ ;  $p < 0,01$ ;  $\eta^2=0,96$ ) e não foi apontado efeito principal de grupo (Wilks Lambda=0,616;  $F_{1,20}=0,831$ ;  $p= 0,60$ ;  $\eta^2=0,38$ ) (Apêndice 15).

Para o comprimento do passo 1, os dados indicaram desempenho similar entre os grupos ao início da intervenção ( $p=0,52$ ) e, com o treinamento, o GTFPL-T manteve os valores (0,87%) comparados os momentos de avaliação, enquanto GTFPL conseguiu aumentar (13,04%) significativamente ( $p < 0,01$ ) o comprimento do passo. Dessa forma, no momento pós GTFPL apresentou valores maiores quando comparado com GTFPL-T (11,31%) porém sem apontar diferença estatística (Figura 17).

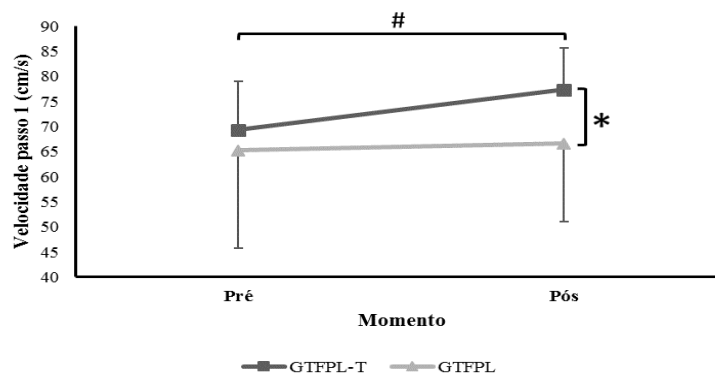
Figura 17. Interação para comprimento do passo 1 da LEA em velocidade preferida.



GTFPL-T: Grupo de treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo de treinamento de força com periodização linear

Para a velocidade do passo 1, os dados indicaram velocidade similar para ambos grupos ( $p=51$ ) no início da intervenção e, com a aplicação do treinamento, o GTFPL-T incrementou significativamente ( $p < 0,01$ ) os valores da velocidade (11,59%), enquanto GTFPL manteve os mesmos (2,07%). Desta forma, no momento pós, o GTFPL-T apresentou desempenho significativamente maior (13,9%) quando comparado com GTFPL ( $p= 0,04$ ) (Figura 18).

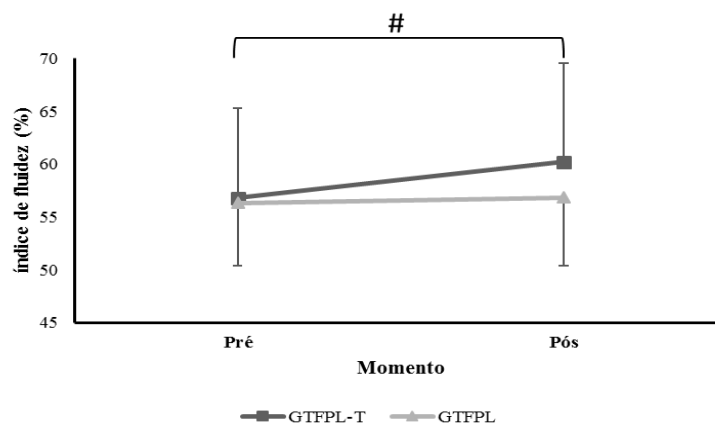
Figura 18. Interação para velocidade do passo 1 da LEA em velocidade preferida.



GTFPL-T: Grupo de treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo de treinamento de força com periodização linear

Para o índice de fluidez, os grupos apresentaram desempenho similar no momento pré-intervenção ( $p=0,67$ ) e, com a aplicação da intervenção, o GTFPL-T incrementou significativamente (6,01%) os valores na comparação entre o pré e o pós ( $p < 0,01$ ). Desta forma, após a intervenção, o GTFPL-T apresentou valores maiores quando comparados com GTFPL, embora sem apresentar significância estatística ( $p=0,38$ ) (Figura 19).

Figura 19. Interação para o Índice de fluidez da LEA em velocidade preferida.



GTFPL-T: Grupo de treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo de treinamento de força com periodização linear

#### 4.3.2.1.2 LEA em velocidade rápida

Nos tempos de execução da LEA e suas fases em velocidade rápida, a MANOVA reportou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,09;  $F_{1,20}=30,83$ ;  $p < 0,01$ ;  $\eta^2=0,91$ ) no tempo total da

tarefa ( $F_{1,20}=142,61$ ;  $p<0,01$ ), nos tempos de fase 1 ( $F_{1,20}=78,55$ ;  $p<0,01$ ), fase 2 ( $F_{1,20}=5,64$ ;  $p=0,02$ ), fase 3 ( $F_{1,20}=4,58$ ;  $p=0,04$ ) e fase 4 ( $F_{1,20}=14,63$ ;  $p=0,04$ ). Além disso, também identificou efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,06;  $F_{1,20}=46,65$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2=0,93$ ). Por último, a MANOVA não apontou efeito principal de grupo (Wilks Lambda=0,378;  $F_{1,20}=0,953$ ;  $p=0,54$ ;  $\eta^2=0,55$ ) para esta tarefa (Apêndice 16).

Em relação ao tempo total, os grupos apresentaram desempenho similar ao início do processo de intervenção ( $p=0,47$ ) e, com a intervenção, o GTFPL-T diminuiu significativamente ( $p<0,01$ ) o tempo (6,50%), enquanto o GTFPL incrementou (1,81%) significativamente o tempo ( $p=0,02$ ). Desta forma, após a intervenção, o GTFPL-T apresentou um tempo significativamente menor (9,91%) quando comparado com GTFPL ( $p=0,02$ ) (Figura 20).

Para o tempo da fase 1, os grupos apresentaram desempenho similar ao início do processo de intervenção ( $p=0,56$ ) e, com a aplicação do treinamento, o GTFPL-T apresentou diminuição significativa ( $p <0,01$ ) no tempo desta fase (16,03%), enquanto o GTFPL apresentou leve diminuição (0,28%) sem significância estatística. Assim, após a intervenção, o GTFPL-T apresentou tempo significativamente ( $p <0,01$ ) menor quando comparado com o GTFPL (34,57%) (Figura 20).

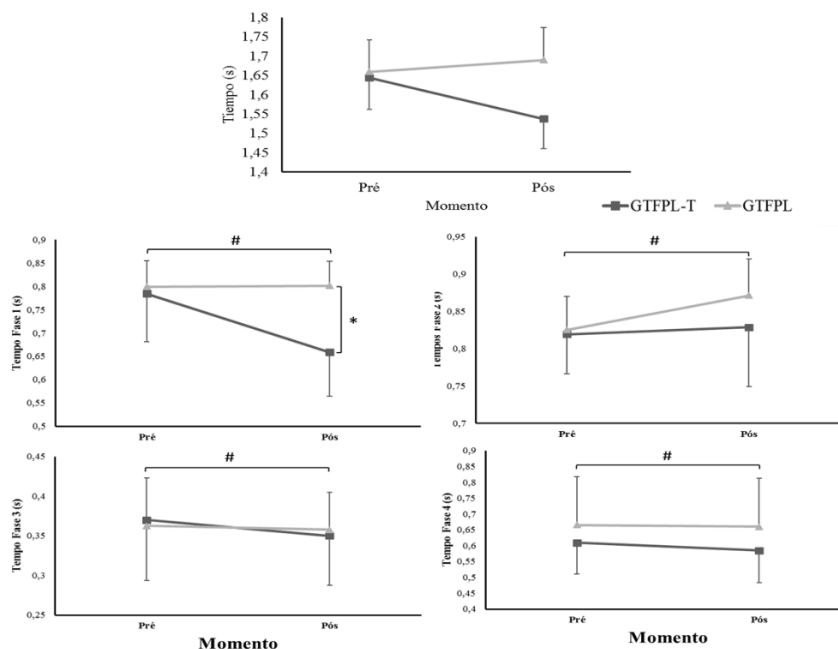
No tempo da fase 2, os grupos apresentaram desempenho similar no momento pré-intervenção ( $p=0,80$ ) e, com a aplicação do treinamento, o GTFPL aumentou (5,61%) significativamente o tempo para esta fase ( $p <0,01$ ), já o GTFPL-T diminuiu o tempo em 1,3% do momento pré para o pós ( $p=0,33$ ). No momento pós intervenção, o GTFPL apresentou tempo maior (7,75%) quando comparado com o GTFPL-T, embora sem ser estatisticamente significativo (Figura 20).

Para o tempo da fase 3, o GTFPL-T apresentou tempo maior em comparação ao GTFPL (2,03%), sem apresentar significância estatística ( $p=0,77$ ), no momento pré-intervenção. Com a aplicação do treinamento, o GTFPL-T diminuiu (5,41%) significativamente ( $p <0,01$ ) o tempo para esta fase, enquanto o GTFPL manteve (1,38%) seu desempenho. Desta forma, para o momento pós, o GTFPL-T apresentou tempo menor (2,14%) quando comparado com o GTFPL, embora sem identificar diferença estatística ( $p=0,78$ ) (Figura 20).

Para o tempo da fase 4, no momento pré-intervenção, observou-se que o GTFPL apresentou tempo maior em comparação ao GTFPL-T (9,14%;  $p=3,10$ ) e, com a intervenção, o GTFPL-T diminuiu (4,10%) significativamente o tempo para esta fase ( $p <0,01$ ), enquanto que o GTFPL

manteve o desempenho (0,75%;  $p=0,85$ ). No momento pós, o GTFPL-T apresentou tempo menor em comparação ao GTFPL, embora sem apresentar significância estatística ( $p=0,15$ ) (Figura 20).

Figura 20. Interações do tempo total e os tempos da fase 1, 2, 3 e 4 da LEA em velocidade rápida.



GTFPL-T: Grupo de treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo de treinamento de força com periodização linear

Em relação às variáveis espaço temporais, a MANOVA não apontou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,655;  $F_{1,20}=0,701$ ;  $p=0,69$ ;  $\eta^2=0,34$ ). Além disso, não foram pontados efeitos principais de momento (Wilks Lambda=0,389;  $F_{1,20}=2,09$ ;  $p=0,12$ ;  $\eta^2=0,61$ ), e de grupo (Wilks Lambda=0,512;  $F_{1,20}=1,26$ ;  $p=0,34$ ;  $\eta^2=0,48$ ) (Apêndice 17).

### 4.3.2. Iniciação do andar

Para os dados da IA, são apresentados inicialmente os dados do centro de pressão (COP) em cada uma das fases dos APAS e, em seguida, são apresentadas as variáveis espaço-temporais do primeiro passo em cada uma das velocidades executadas no teste.

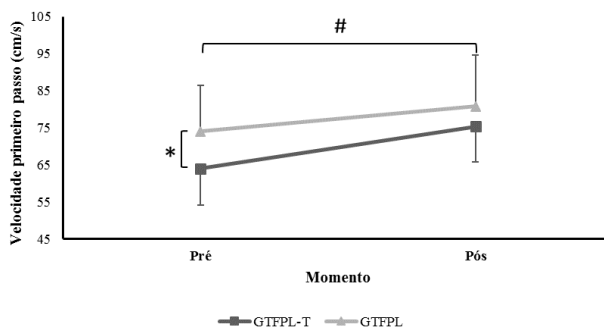
#### 4.3.2.1 Velocidade preferida

Para os resultados do COP nos APAs, a MANOVA não evidenciou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,159;  $F_{1,20}=2,11$ ;  $p=0,18$ ;  $\eta^2=0,41$ ) ou efeito principal de grupo

(Wilks Lambda=0,289;  $F_{1,20}=0,289$ ;  $p=0,54$ ;  $\eta^2=0,71$ ). Por outro lado, a MANOVA apontou efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,005;  $F_{1,20}=79,58$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2=0,99$ ) nas variáveis de deslocamento médio lateral na fase 2 ( $F_{1,20}=4,35$ ;  $p=0,05$ ), onde o deslocamento do momento pós foi significativamente menor quando comparado com o momento pré. Também nos tempos das fases 1 ( $F_{1,20}=261,82$ ;  $p<0,01$ ), 2 ( $F_{1,20}=158,23$ ;  $p<0,01$ ) e 3 ( $F_{1,20}=763,64$ ;  $p<0,01$ ), além nas velocidades do COP, respectivamente nos sentidos anteroposterior e mediolateral, nas fases 1 ( $F_{1,20}=8,107$ ;  $p=0,01$ /  $F_{1,20}=5,53$ ;  $p=0,02$ ), 2 ( $F_{1,20}=10,08$ ;  $p<0,01$ /  $F_{1,20}=7,77$ ;  $p=0,01$ ) e na fase 3 ( $F_{1,20}=14,03$ ;  $p<0,01$ /  $F_{1,20}=27,25$ ;  $p<0,01$ ). Assim, os tempos das fases indicam que o momento pós foi significativamente menor quando comparado com o momento pré. Por outro lado, os dados da velocidade indicam que o momento pós foi significativamente maior quando comparado com o momento pré (Apêndice 18).

Em relação às variáveis espaço-temporais do primeiro passo, a MANOVA apontou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,586;  $F_{1,20}=3,001$ ;  $p=0,04$ ;  $\eta^2=0,41$ ) na velocidade do passo 1 ( $F_{1,20}=4,33$ ;  $p=0,05$ ). Além disso, foi apontado efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,012;  $F_{1,20}=364,93$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2=0,98$ ), e por último, não foi evidenciado efeito principal de grupo (Wilks Lambda=0,614;  $F_{1,20}=2,66$ ;  $p=0,06$ ;  $\eta^2=0,38$ ) (Apêndice 19). Nesse sentido, os testes *post hoc* para a velocidade do passo indicaram que, no momento inicial, os grupos apresentaram desempenho significativamente diferente ( $p=0,05$ ) sendo que o GTFPL apresentou velocidade maior quando comparado com o GTFPL-T (15,58%). Com o treinamento, a velocidade aumentou (17,72%; 9,18%) significativamente ( $p<0,01$ ;  $p<0,01$ ) para GTFPL-T e GTFPL, respectivamente. Desta forma, após o treinamento, o GTFPL apresentou velocidade maior (7,20%) quando comparada com o GTFPL-T, embora sem ser estatisticamente significativa (Figura 21).

Figura 21. Interação para a velocidade do passo 1 na IA em velocidade preferida



GTFPL-T: Grupo de treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo de treinamento de força com periodização linear

#### 4.3.2.2 Velocidade rápida

Para os resultados do COP nos APAs da IA na velocidade rápida, a MANOVA não apontou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,161;  $F_{1,20}=2,087$ ;  $p=0,186$ ;  $\eta^2=0,83$ ) ou efeito principal de grupo (Wilks Lambda=0,368;  $F_{1,20}=0,686$ ;  $p=0,742$ ;  $\eta^2=0,63$ ) (Apêndice 20). Além disso, a MANOVA apontou efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,013;  $F_{1,20}=31,575$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2=0,98$ ) nos tempos das fases 1 ( $F_{1,20}=259,13$ ;  $p<0,01$ ), 2 ( $F_{1,20}=141,96$ ;  $p<0,01$ ) e 3 ( $F_{1,20}=71,14$ ;  $p<0,01$ ), além nas velocidades do COP, respectivamente nos sentidos anteroposterior e mediolateral, nas fases 1 ( $F_{1,20}=7,99$ ;  $p=0,01$  /  $F_{1,20}=5,44$ ;  $p=0,03$ ), 2 ( $F_{1,20}=9,78$ ;  $p<0,01$  /  $F_{1,20}=7,72$ ;  $p=0,01$ ) e na fase 3 ( $F_{1,20}=5,76$ ;  $p=0,02$  /  $F_{1,20}=19,46$ ;  $p<0,01$ ). Assim, os dados do tempo apontam que o momento pós foi significativamente menor quando comparado com o momento pré. Por outro lado, os dados da velocidade anteroposterior e mediolateral indicam que o momento pós foi significativamente maior quando comparado com o momento pré.

Nas variáveis espaço-temporais do primeiro passo, a MANOVA não identificou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,758;  $F_{1,20}=1,356$ ;  $p=0,29$ ;  $\eta^2=0,24$ ), efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,877;  $F_{1,20}=0,593$ ;  $p=0,672$ ;  $\eta^2=0,12$ ) ou grupo (Wilks Lambda=0,864;  $F_{1,20}=0,669$ ;  $p=0,622$ ;  $\eta^2=0,13$ ) (Apêndice 21).

### 4.3.3. Andar livre

#### 4.3.3.1 Velocidade preferida

Para as variáveis espaço-temporais do andar, a MANOVA não apontou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,705;  $F_{1,20}=0,460$ ;  $p=0,88$ ;  $\eta^2=0,29$ ) ou efeito principal de

grupo (Wilks Lambda=0,731;  $F_{1,20}=0,404$ ;  $p=0,91$ ;  $\eta^2=0,26$ ). Além disso, foi observado efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,228;  $F_{1,20}=3,731$ ;  $p=0,02$ ;  $\eta^2=0,77$ ), embora a análise univariada não conseguiu detectar quais variáveis apresentaram resposta estatisticamente significativa (Apêndice 22).

#### 4.3.3.2 Velocidade rápida

Para os dados das variáveis espaço-temporais do andar em velocidade rápida, a MANOVA não apontou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,764;  $F_{1,20}=0,340$ ;  $p=0,95$ ;  $\eta^2=0,23$ ) ou efeito principal de grupo (Wilks Lambda=0,579;  $F_{1,20}=0,799$ ;  $p=0,63$ ;  $\eta^2=0,42$ ) (Apêndice 23). Por outro lado, a MANOVA apontou efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,235;  $F_{1,20}=3,587$ ;  $p=0,02$ ;  $\eta^2=0,76$ ) no tempo de apoio duplo ( $F_{1,20}=10,39$ ;  $p < 0,01$ ) apresentando tempo significativamente menor no momento pós quando comparado com o momento pré.

#### 4.3.3 Variáveis da mobilidade funcional

Para o tempo do TUG, a MANOVA não apontou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,987;  $F_{1,20}=0,23$ ;  $p=0,63$ ;  $\eta^2=0,13$ ). Além disso, não foram apontados efeito principal de momento (Wilks Lambda=0,98;  $F_{1,20}=0,215$ ;  $p=0,64$ ;  $\eta^2=0,12$ ) ou grupo (Wilks Lambda=0,76;  $F_{1,20}=3,21$ ;  $p=0,09$ ;  $\eta^2=0,14$ ) (Apêndice 24).

#### 4.3.4 Variáveis da força

Para as variáveis de força, a MANOVA evidenciou interação grupo\*momento (Wilks Lambda=0,48;  $F_{1,20}=84,75$ ;  $p < 0,01$ ;  $\eta^2=0,95$ ) na força isométrica máxima voluntária ( $F_{1,20}=140$ ;  $p < 0,01$ ) e na taxa de desenvolvimento da força ( $F_{1,20}=290,46$ ;  $p < 0,01$ ). Além disso, foram apontados efeitos principais de momento (Wilks Lambda=0,001;  $F_{1,20}=3873,84$ ;  $p < 0,01$ ;  $\eta^2=0,99$ ) e grupo (Wilks Lambda=0,115;  $F_{1,20}=38,812$ ;  $p < 0,1$ ;  $\eta^2=0,85$ ) (Apêndice 25).

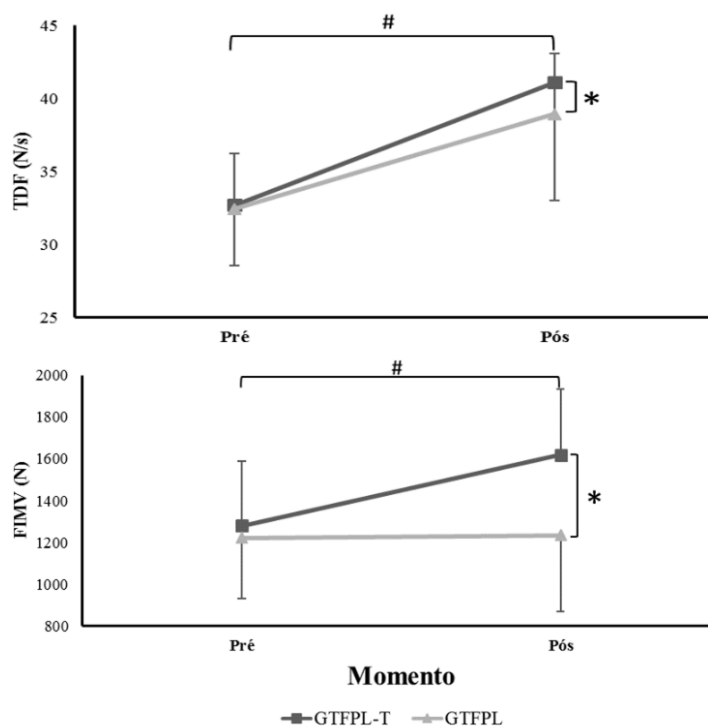
Os testes *post hoc* indicaram, para a força isométrica máxima voluntária, no momento pré-intervenção, que os grupos apresentaram desempenho similar ( $p=0,66$ ) e, com a aplicação do treinamento, o GTFPL-T aumentou (34,52%) significativamente a força isométrica máxima voluntária ( $p < 0,01$ ) enquanto o GTFPL manteve o desempenho entre o pré e o pós (0,97%;  $p=0,59$ ). Desta forma, no momento pós, o GTFPL-T apresentou força isométrica máxima voluntária significativamente maior (23,79%) quando comparado com o GTFPL ( $p=0,02$ ) (Figura 22).

Para a taxa de desenvolvimento da força, os testes *post hoc* indicaram inicialmente desempenho similar para os grupos ( $p=0,09$ ) e, com a aplicação do treinamento, evidenciou-se



aumento significativo (25,71%,  $p < 0,01$ ; 20,12%  $p < 0,01$ ) para o GTFPL-T e o GTFPL, respectivamente. Assim, no momento pós, o GTFPL-T demonstrou taxa de desenvolvimento da força significativamente maior (5,34%) quando comparado com o GTFPL-T ( $p < 0,01$ ) (Figura 22).

Figura 22. Interação grupo\*momento para a força isométrica máxima voluntária e a taxa de desenvolvimento da força



GTFPL-T: Grupo de treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo de treinamento de força com periodização linear

#### 4.4 Discussão

O objetivo deste estudo foi analisar os efeitos de duas intervenções de TF com periodização linear com e sem combinação de exercícios de transferência para a locomoção em pacientes com doença de Parkinson (DP). As hipóteses estabelecidas foram parcialmente comprovadas. Como esperado na LEA e IA aconteceram mudanças que indicam maior eficiência na execução após o treinamento evidenciando maior fluidez no caso da LEA e o aumento dos APAs na IA. Porém, contrário ao esperado, o andar livre e o TUG não apresentaram responsividade ao treinamento. Os resultados do presente estudo sugerem que a combinação dos treinamentos resistido e locomotor parece potencializar os efeitos positivos sobre a FIMV, a TDF e o desempenho nas tarefas locomotoras de maior complexidade em pacientes com DP. Por outro lado, devido à maior complexidade motora evidenciada no TUG (observada pela combinação das tarefas como o levantar, andar, girar e sentar, parece que os pacientes com DP necessitam de treinamentos específicos para melhorar o desempenho nessa tarefa, principalmente na fase de giro. Dessa forma, a discussão dos resultados do presente estudo está organizada da seguinte forma: i) Efeitos do treinamento sobre o desempenho da força; ii) Tarefas locomotoras responsivas ao treinamento; iii) Tarefas locomotoras não responsivas ao treinamento.

Assim, os principais achados deste estudo são:

1. A combinação do treinamento resistido e locomotor parece potencializar os efeitos sobre a FIMV e a TDF quando comparado com um treinamento resistido isolado.
2. A combinação dos treinamentos resistido e locomotor conseguiu gerar melhoras nas tarefas locomotoras mais complexas como a LEA e a IA.
3. Pela complexidade aumentada, o TUG precisa de treinamento de maior especificidade focado nas fases de giro, considerando os acometimentos da DP nesta fase específica do teste.

##### 4.4.1 Efeitos do treinamento sobre o desempenho da força.

A intervenção proposta no presente estudo foi capaz de aumentar a FIMV (34,52%) e a TDF (25,71%) reforçando o evidenciado por outros estudos (SCANDALIS *et al.*, 2001; SILVA-BATISTA *et al.*, 2017). Porém, é possível sugerir que a combinação do treinamento resistido com exercícios locomotores foi capaz de influenciar positivamente a qualidade de vida de pacientes com DP pelo aumento na FIMV (Dibble, Hale, Marcus, Gerber, & LaStayo, 2009). Estes

resultados são importantes na melhora da funcionalidade desses indivíduos devido às alterações na TDF e na FIMV estarem associadas com aumento no risco de quedas (ALLEN et al., 2010), com o pior desempenho nas tarefas avaliadas neste estudo (Hass et al., 2012; Scandalis, Bosak, Berliner, Helman, & Wells, 2001) e com sinais específicos da DP como a bradicinesia e a hipometria (Dibble et al., 2009; Ni et al., 2016). O comportamento evidenciado na FIMV pode indicar uma melhora na funcionalidade neuromuscular. Estudos prévios sugerem que a fraqueza muscular evidenciada em pacientes com DP parece ocorrer devido à baixa estimulação tálamo-cortical (Corcos, Chen, Quinn, McAuley, & Rothwell, 1996; Salenius, Avikainen, Kaakkola, Hari, & Brown, 2002). Esta alteração gera um predomínio de baixas frequências na estimulação muscular (drive neural eferente) que prejudica a atividade de UMs grandes que precisam de maior frequência para ser ativadas (David et al., 2012) e compromete a capacidade de gerar força muscular (Corcos et al., 1996). Desta forma, é possível sugerir que o aumento de 34,52% na FIMV evidenciado neste estudo pode estar relacionado principalmente com modificações positivas na funcionalidade neuromuscular (Chung, Thilarajah, & Tan, 2016), na medida que o componente estrutural (hipertrofia) está relacionado com estímulos de tipo excêntricos (Dibble et al., 2006) que não foram utilizados no treinamento proposto no presente estudo. Além disso, estes ganhos na força podem ser influenciados pela combinação de diferentes tipos de treinamento.

Estudos prévios que combinaram modalidades de treinamento parecem ser mais efetivos para melhorar a força no *leg press* quando comparados com intervenções com apenas uma modalidade (Bloomer et al., 2008; DiFrancisco-Donoghue et al., 2012; Schilling et al., 2010; Shulman et al., 2013). DiFrancisco-Donoghue *et al.* (2012) analisaram os efeitos de 12 sessões de treinamento multimodal (aeróbio + resistido) com e sem suplementação de vitaminas (ácido fólico, B6 e B12) em pacientes com estágio moderado da DP (2 na escala de H&Y) e evidenciaram melhoras significativas na força máxima dinâmica em ambos os grupos (29,85%; 21,95%, respectivamente). Shulman *et al.* (2013) analisaram o efeito de 36 sessões com três tipos de intervenções: i) caminhada em esteira com baixa intensidade em superfície plana; ii) caminhada em esteira com alta intensidade e superfície inclinada; e iii) exercício resistido de moderada intensidade com alongamentos em 67 pacientes (H&Y 2=79%; 2,5=6%; 3=15%). A força máxima no grupo que realizou treinamento resistido e alongamento aumentou (16,29%), enquanto o grupo de caminhada em esteira com alta intensidade melhorou apenas (2,84%). Nos estudos que desenvolveram intervenções baseadas em treinamento resistido isolado, destacam-se os estudos de

Bloomer *et al.* (2008) e Schilling *et al.* (2010). No primeiro foi testado um treinamento resistido de alta intensidade de 8 semanas de duração com frequência semanal de 2 sessões em 8 pacientes (H&Y 1 e 2) evidenciando melhora significativa de 18% na repetição máxima do *leg press*. No estudo de Schilling *et al.* (2010) foi testado o efeito de um treinamento resistido de alta intensidade de 8 semanas em 8 pacientes com DP (H&Y 2 e 2,5) e evidenciado melhora significativa de 23,6% na força máxima do *leg press*. Desta forma, é possível sugerir que a combinação do treinamento resistido com atividades de transferências parecem demonstrar efeitos superiores na FIMV. Uma possível explicação pode ser pela relação com os efeitos benéficos do treinamento aeróbio na capilarização e plasticidade neural (Al-Jarrah, Jamous, Al Zailaey, & Bweir, 2010; Lamotte et al., 2015; Seifert et al., 2010), considerando que a plasticidade neural se encontra relacionada com a capacidade para gerar força muscular (HIRSCH *et al.*, 2009).

A TDF melhorou em ambos os grupos de treinamento resistido, o que corrobora com os achados de estudos prévios (Ni et al., 2016; Silva-Batista et al., 2017). Estes achados apresentam relevância funcional para o paciente considerando que os baixos valores na TDF são associados com a bradicinesia (Allen et al., 2009; Hammond et al., 2017) e com o risco de quedas (ORR, 2010; ORR; RAYMOND; FIATARONE, 2008). Por outro lado, a partir da melhora da TDF é possível inferir adaptações neurais positivas nos pacientes, na medida em que áreas dos núcleos da base estão relacionadas com a TDF (Vaillancourt, Mayka, Thulborn, & Corcos, 2004) e que ela está associada com o limiar de ativação de UMs e com a frequência de disparos (RICARD *et al.*, 2005; VAN DER KOLK e KING, 2013). Além disso, é importante destacar que valores baixos da baixa TDF demonstrados por pacientes com DP parecem estar relacionados com os sintomas motores da DP (David et al., 2012; Rose, Løkkegaard, Sonne-Holm, & Jensen, 2016). Neste sentido, é importante ressaltar a importância da TDF na DP onde, segundo Allen *et al.*, (2010), a relação força-tempo está relacionada com a velocidade do andar e com a ocorrência de quedas, evidenciando os benefícios do treinamento resistido nesta população.

#### **4.4.2 Tarefas locomotoras responsivas ao treinamento**

Em nosso conhecimento, até o presente momento, não foram encontrados estudos que analisaram o efeito de uma intervenção combinando treinamento resistido e locomotor com o objetivo de melhorar o desempenho na LEA. O presente trabalho avança o conhecimento no sentido de indicar que a LEA foi a mais influenciada positivamente pela combinação do

treinamento resistido e locomotor. Estudos prévios têm demonstrado que pacientes com DP apresentam comprometimentos na execução da LEA, principalmente na fase 1 (fase de flexão do tronco), demonstrando aumento na amplitude da flexão do tronco com o objetivo de compensar os déficits na força dos membros inferiores (Nikfekar, Kerr, Attfield, & Playford, 2002). Ainda, apresentam alterações na fase 2 (fase de perda de contato com a cadeira e extensão do corpo), evidenciada pela maior duração na execução desta fase (PELICIONI, 2015; BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008). Os resultados do presente estudo sugerem que o GTFPL não consegue restabelecer a mecânica do movimento em função das adaptações geradas pelo treinamento resistido, provavelmente devido aos comprometimentos na execução de movimentos sequencias e sobrepostos (BENECKE et al., 1987a; RUITENBERG et al., 2015), o que reforça a necessidade da intervenção visando a transferência dos ganhos na força muscular para a execução de tarefas motoras (Barry & Carson, 2004b).

A diminuição do tempo da fase 1 no grupo GTFPL-T sugere que os pacientes conseguiram otimizar a execução da tarefa evitando a realização de estratégias compensatórias relacionadas com a amplitude e velocidade do movimento do tronco (Nikfekar et al., 2002; Scarborough et al., 1999; Schenkman, Berger, Riley, Mann, & Hodge, 1990). Isto permite inferir a efetividade na transferência das adaptações neuromusculares e de força, promovidas com o treinamento resistido combinado, para o controle e execução de tarefas locomotoras após o treinamento, como é indicado por outros autores (CARROL *et al.* 2001; BARRY *et al.* 2004), o que se mostra relevante devido aos pacientes com DP apresentarem alta dependência da força do quadril para levantar de uma cadeira, o que poderia influenciar a estratégia de controle usada para esta tarefa (INKSTER *et al.*, 2012). Neste sentido, Doorenbosch *et al.* (1994) indicaram que o aumento nos movimentos do tronco resultam em aumento do torque sobre o quadril e diminuição do torque do joelho, aumentando a ativação dos isquiotibiais e diminuindo-a no reto femoral. Esta estratégia poderia explicar a alta dependência da força do quadril nos pacientes com DP já que a mesma está relacionada com a fraqueza muscular, déficits no controle postural e comprometimentos para coordenar o momentum do corpo e os torques articulares nesta população (Riley, Krebs, & Popat, 1997). Por outro lado, o aumento evidenciado no GTFPL nesta mesma fase sugere que o paciente não consegue reconhecer e utilizar o incremento na capacidade para gerar força promovido pelo treinamento resistido. Desta forma, os pacientes que desenvolveram o treinamento resistido isolado parecem diminuir a eficiência na execução dos movimentos desta fase mesmo com o

aumento na TDF e na FIMV. Com isso, apresentam um padrão temporal para esta fase compatível com os níveis baixos de produção de força observados no momento pré-intervenção, reafirmando a importância da especificidade do treinamento nesta população (Neil B Alexander, Galecki, et al., 2001; Barry & Carson, 2004b; Williams, Kahn, & Randall, 2014). Os pacientes do GTFPL-T apresentaram pequena diminuição no tempo da fase 2, indicando que o treinamento combinado possibilitou otimizar o padrão de movimento em função dos ganhos de força. Isso ocorreu possivelmente pelo aumento na coordenação intra e intermuscular e pela diminuição da bradicinesia (Allen et al., 2009; David et al., 2012; Ni et al., 2016), evidenciando a importância da transferência como meio facilitador da capacidade de desempenho, na utilização dos ganhos da força muscular e por modular a estratégia dos movimentos de pacientes com DP (CARROL *et al.* 2001; BARRY *et al.* 2004). Assim, os resultados apontam que a combinação dos treinamentos resistido e locomotor permite o aproveitamento dos ganhos de força para a melhora na funcionalidade dos pacientes com DP, destacando estratégias para o desenvolvimento da tarefa de levantar e andar.

A execução da fase locomotora e o índice de fluidez da LEA apresentaram valores semelhantes aos reportados por outros estudos no momento pré-intervenção (PELICIONI *et al.*, 2015; SEMARY *et al.*, 2018) e no momento pós- intervenção houve uma evolução positiva, fazendo que o índice de fluidez aumentasse. Ao analisar o primeiro passo da LEA foi possível evidenciar o efeito positivo do treinamento resistido isolado no comprimento do passo, corroborando com outro estudo prévio (HASS *et al.* 2012). Porém, o treinamento resistido combinado com o locomotor aumentou significativamente a velocidade do primeiro passo observado pela diminuição temporal. Este resultado sugere diminuição da bradicinesia, evidenciando sua relação com os níveis de força (ALLEN *et al.*, 2009; HAMMOND *et al.*, 2017). A separação entre os momentos de se levantar da cadeira e iniciar o andar em velocidade preferida, característica de pacientes com DP (PELICIONI *et al.*, 2015) e denominada como índice de fluidez da tarefa, foi aumentada para o grupo GTFPL-T. Esta resposta positiva pode ser devido à melhora de elementos relacionados à força muscular como a TDF e ao controle postural durante a realização da tarefa. Devido à fraqueza muscular, os pacientes com DP demonstram dificuldade para sair da cadeira e mudar o sentido do movimento de flexão (fase 1 da tarefa) para extensão (fase 2 da tarefa) e de acoplar programas motores em movimentos sequenciais (BENECKE *et al.*, 1987b; MAK e HUI-CHAN, 2002). Desta forma, o presente estudo demonstra que a combinação dos treinamentos

resistido e locomotor é mais benéfica para a funcionalidade dos pacientes com DP quando comparado ao treinamento resistido isolado (LIMA; *et al.*, 2013; TILLMAN *et al.*, 2015) devido tanto ao aumento nos parâmetros da força como na melhora da fluidez.

Semelhante à LEA, a melhora nos parâmetros de força muscular em pacientes com DP também influenciou positivamente a IA. Estes resultados corroboram com Hass *et al.* (2012), que evidenciaram que o treinamento resistido foi capaz de melhorar o desempenho da tarefa pelo aumento no deslocamento do CoP nos APAs e pelo aumento do comprimento e da velocidade da passada. Desta forma, parece que o treinamento resistido possibilita a melhora nos APAs e na força de propulsão dos flexores do quadril da perna de balanço, contribuindo para a melhora nas variáveis espaço-temporais do passo dos pacientes com DP (ROSIN *et al.*, 1997; CRENNAN *et al.*, 2007; DEVAL *et al.* 2014). Os comprometimentos posturais parecem ser mais presentes na fase locomotora (realização do passo inicial) quando comparados com os APAs (HASS *et al.* 2005; CARPINELLA *et al.*, 2010; DIPAOLO *et al.*, 2017). Essa alteração pode ser influenciada pela combinação dos sinais e sintomas da DP como a bradicinesia e hipometria com a fraqueza muscular (DEVAL *et al.* 2014), demonstrando que pacientes com DP apresentam maior duração e menor velocidade do passo inicial (ALLEN *et al.* 2009). A fase locomotora parece ser mais desafiadora para o controle postural dinâmico observado pelo maior tempo de apoio simples e pela baixa produção de momentum para a progressão do CM no sentido anteroposterior na execução do passo inicial (POLCYN *et al.* 1998). A interação observada no comprimento do passo inicial da IA no presente estudo pode ser devido à diminuição da bradicinesia e à melhora no controle postural dinâmico. O aumento da capacidade de gerar força muscular aportado pelo treinamento resistido tem se mostrado como um fator que diminui a bradicinesia (Ni *et al.*, 2016) que, possivelmente, possibilitou o aumento da efetividade dos APAs em ambos os grupos. Além disso, pode-se inferir que o treino locomotor como transferência dos ganhos de força foi benéfico para a IA, devido ao aumento do comprimento do passo e pela melhora do controle postural dinâmico, facilitando a interação entre o CoP e o CM (HASS *et al.*, 2005).

No mesmo sentido aos estudos prévios (LIMA *et al.*, 2013; TILLMAN *et al.*, 2015), que sugerem ineficiência da aplicação isolada deste tipo de treinamento e recomendam combinação com outros estímulos, o presente estudo demonstra que o efeito positivo do treinamento resistido combinado foi transferido para as tarefas locomotoras. Desta forma, devido a não especificidade do treino resistido para tarefas locomotoras (WILLIAMS; KAHN; RANDALL, 2014), pode ser

sugerido que a combinação dos treinamentos resistido e locomotor pode ser mais benéfica para os pacientes com DP.

#### **4.4.3 Tarefas locomotoras não responsivas ao treinamento**

No presente estudo, o TUG foi a única tarefa que não foi responsiva às intervenções propostas e este comportamento pode ser explicado por três argumentos. O primeiro argumento está relacionado com o fato que, no momento pré, os pacientes apresentaram alto desempenho nesta tarefa quando comparados com outros estudos (GOBBI et al., 2009), implicando em baixa possibilidade para responder a qualquer tipo de treinamento. O segundo argumento refere-se à dificuldade que pacientes com DP apresentam na execução de giros (CRENNA et al., 2007; HULBERT et al., 2015). Este pode ser um fator importante que interferiu no desempenho desta tarefa visto que a locomoção melhorou nas demais tarefas locomotoras que não exigiam giros. O terceiro argumento reforça a necessidade da especificidade do treinamento locomotor pois, os estímulos de mudança de direção foram de menor dificuldade do que os giros realizados durante o TUG. Isso se dá devido ao fato que nas atividades de treinamento os pacientes executaram giros de 90 graus em ambos sentidos, enquanto que a fase de virada do teste (180 graus) apresenta dois elementos que incrementam a dificuldade desta fase os comprometimentos da doença e a velocidade de execução (CONRADSSON et al., 2017; HULBERT et al., 2015).

O presente estudo apresenta limitações relacionadas com a forma de avaliação da força e com o número de participantes incluídos no momento pós. A avaliação de força foi realizada de forma isométrica enquanto os estímulos do treinamento foram dinâmicos. Além disso, em função da bradicinesia, uma avaliação dinâmica poderia ter evidenciado efeitos positivos neste sintoma cardinal da DP. O número baixo de participantes que finalizaram a intervenção no GTFL não pode ser controlada ou gerenciada pelos pesquisadores, mas não foi relacionada às características da intervenção.

De maneira geral, os achados do presente estudo parecem indicar que a combinação dos treinamentos resistido e locomotor beneficiam a força e a funcionalidade dos pacientes com DP em tarefas locomotoras complexas. Assim, sugere-se a aplicação de intervenções similares à utilizada neste estudo e com maior duração, com o intuito de conhecer os efeitos gerados com longo prazo de treinamento. Além disso, recomenda-se para futuras pesquisas a inclusão de um período de avaliação *follow-up*, com o intuito de conhecer a manutenção das adaptações após finalizar a intervenção. Por outro lado, sugere-se a implementação de avaliações que possibilitem



analisar outras variáveis como a força dinâmica, a eletromiografia e a dinâmica inversa com o intuito de compreender com maior profundidade os efeitos de treinamentos deste tipo.

#### **4.5 Conclusão**

A partir dos resultados é possível concluir que a combinação do treinamento resistido com o locomotor foi capaz de aumentar a FIMV e a TDF de pacientes com DP. Além disso, o treinamento combinado foi capaz de promover a transferência das adaptações neuromusculares e de força para as tarefas locomotoras possibilitando aumentar o efeito do treinamento sobre o desempenho de tarefas complexas como a LEA e a IA em pacientes com DP. Neste sentido, a soma destes resultados implica potenciais benefícios para a funcionalidade e independência dos pacientes com DP.

## 6. Referências

- AAGAARD, P. *et al.* Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: Strength training as a countermeasure. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 20, n. 1, p. 49-64, 2010.
- AAGAARD, P. Training-induced changes in neural function. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 31, n. 2, p. 61-67, 2003.
- AARSLAND, D. *et al.* Cognitive decline in Parkinson disease. **Nature Reviews Neurology**, v. 13, n. 4, p.217-231, 2017.
- AARSLAND, D. *et al.* The rate of cognitive decline in Parkinson disease. **Archives of Neurology**, v. 61, n. 12, p. 1906-1911, 2004.
- ÅBERG, A. C.; FRYKBERG, G. E.; HALVORSEN, K. Medio-lateral stability of sit-to-walk performance in older individuals with and without fear of falling. **Gait and Posture**, v. 31, n. 4, p. 438-443, 2010.
- ABOUTORABI, A. *et al.* The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: a literature review. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 28, n. 3, p. 393-405, 2016.
- AHMADIZAD, S. *et al.* Effects of short-term nonperiodized, linear periodized and daily undulating periodized resistance training on plasma adiponectin, leptin and insulin resistance. **Clinical Biochemistry**, v. 47, n. 6, p. 417-422, 2014.
- ALEXANDER, N. B. *et al.* Effects of functional ability and training on chair-rise biomechanics in older adults. **Journal of Gerontology**, v. 56, n. 9, p. 538-547, 2001.
- ALEXANDER, N. B. *et al.* Task-specific resistance training to improve the functional activities of daily living-impaired older adults in rising from a bed and from a chair. **Journal of the American Geriatrics Society**, 2001.
- ALEXANDER, N. B.; SCHULTZ, A. B.; WARWICK, D. N. Rising from a chair: effects of age and functional ability on performance biomechanics. **Journal of Gerontology**, v. 46, n.3, p.M91-M98, 1991.
- ALEXANDRE, T. S. *et al.* Accuracy of Timed Up and Go Test for screening risk of falls among community-dwelling elderly. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 16, n. 5, p. 381-388, 2012.

AL-JARRAH, M. *et al.* Endurance exercise training promotes angiogenesis in the brain of chronic/progressive mouse model of Parkinson's disease. **NeuroRehabilitation**, v. 26, n. 4, p. 369–373, 2010.

ALLEN, N. E. *et al.* Bradykinesia, muscle weakness and reduced muscle power in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 24, n. 9, p. 1344-1351, 2009.

ALLEN, N. E. *et al.* Reduced muscle power is associated with slower walking velocity and falls in people with Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 16, n. 4, p. 261-264, 2010.

ALMEIDA, Q. J. Timing control in Parkinson's disease. In: (Ed.). Dushanova, J. **Mechanisms in Parkinson's Disease: models and treatments**: InTech, 2012.

AMANO, S. *et al.* The effect of Tai Chi exercise on gait initiation and gait performance in persons with Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 19, n. 11, p. 955-960, 2013.

ANDERSEN, J. L. Muscle fibre type adaptation in the elderly human muscle. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 13, n. 1, p. 40-47, 2003.

ANGHELESCU, A. Clinical and pathophysiological considerations of gait limitations and high prevalence of falls, in elderly with most common, disabling neurological diseases. **International Journal of Neurorehabilitation**, v. 4, n. 2, p. 1-4., 2017.

ANSON, E. *et al.* Loss of peripheral sensory function explains much of the increase in postural sway in healthy older adults. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v. 9, p.202, 2017.

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

ARROYO-TOLEDO, J. J. *et al.* **Comparación entre Periodización Tradicional y Periodización Inversa: Rendimiento en Natación y Valores Específicos de Fuerza**. PubliCE Premium, 2014. Disponible em: <https://g-se.com/comparacion-entre-periodizacion-tradicional-y-periodizacion-inversa-rendimiento-en-natacion-y-valores-especificos-de-fuerza-1697-sa-P57cfb27241c4d>.

ARROYO-TOLEDO, J. J. *et al.* Comparación de dos modelos de periodización (tradicional e inversa) sobre el rendimiento en la natación de velocidad. **International Journal of Swimming Kinetics**, v. 2, n. 1, p. 87-96, 2011.

BAECHLE, T. R.; EARLE, R. W. **Principios del entrenamiento de la fuerza y del acondicionamiento físico**. Buenos Aires: Ed. Médica Panamericana, 2007. 752p.

- BAECKE, J. A. H.; BUREMA, J.; FRIJTERS, J. E. R. A Short Questionnaire for the Measurement of Habitual Physical-Activity in Epidemiological-Studies. **American Journal of Clinical Nutrition**, v. 36, n. 5, p. 936-942, 1982.
- BAKER, M. K.; ATLANTIS, E.; FIATARONE SINGH, M. A. Multi-modal exercise programs for older adults. **Age and Ageing**, v. 36, n. 4, p. 375-381, 2007.
- BALLAK, S. B. *et al.* Plantaris muscle weakness in old mice: relative contributions of changes in specific force, muscle mass, myofiber cross-sectional area, and number. **AGE**, v. 36, n. 6, p. 1-11, 2014.
- BALOYANNIS, S. J.; COSTA, V.; BALOYANNIS, I. S. Morphological alterations of the synapses in the locus coeruleus in Parkinson's disease. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 248, n. 1, p. 35-41, 2006.
- BARBALHO, M. D. S. M. *et al.* There are no no-responders to low or high resistance training volumes among older women. **Experimental Gerontology**, v. 99, p. 18-26, 2017.
- BARBIERI, F. A. *et al.* Revisão sistemática do efeito do envelhecimento no andar livre e adaptativo. **Revista da Educação Física/UEM**, p. 135-143, 2013.
- BARBOSA, M. T. *et al.* Parkinsonism and Parkinson's disease in the elderly: a community-based survey in Brazil (the Bambuí study). **Movement Disorders**, v. 21, n. 6, p. 800-808, 2006.
- BARRY, B. K.; CARSON, R. G. The consequences of resistance training for movement control in older adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 59, n. 7, p. M730-M754, 2004.
- BEAUCHET, O. *et al.* Imagined Timed Up & Go test : a new tool to assess higher-level gait and balance disorders in older adults ? **Journal of the Neurological Sciences**, v. 294, n. 1-2, p. 102-106, 2010.
- BEDESCHI, C. **Treino de marcha com demandas motoras e cognitivas integradas em um contexto funcional em pacientes com doença de Parkinson**. 2013. Universidade de São Paulo
- BEIJERSBERGEN, C. M. *et al.* Effects of power training on mobility and gait biomechanics in old adults with moderate mobility disability: protocol and design of the Potsdam Gait Study (POGS). **Gerontology**, v. 62, n. 6, p. 597-603, 2016.
- BEIJERSBERGEN, C. M. I. *et al.* Hip mechanics underlie lower extremity power training-induced increase in old adults' fast gait velocity: The Potsdam Gait Study (POGS). **Gait and Posture**, v. 52, p. 338-344, 2017

- BELLEW, J. W. The effect of strength training on control of force in older men and women. **Aging clinical and experimental research**, v. 14, n. 1, p. 35–41, 2002.
- BENAVENT-CABALLER, V. *et al.* Physical factors underlying the Timed “Up and Go” test in older adults. **Geriatric Nursing**, v. 37, n. 2, p. 122-127, 2016.
- BENECKE, R. *et al.* disturbance of sequential movements in patients with parkinson’s disease. **Brain**, v. 110, n. 2, p. 361–379, 1987b.
- BENECKE, R. *et al.* Simple and complex movements off and on treatment in patients with Parkinson’s disease. **Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry**, v. 50, n. 3, p. 296–303, 1987a.
- BERNARDI, M. *et al.* Determinants of sit-to-stand capability in the motor impaired elderly. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, n. 3, p. 401–410, 2004.
- BISCHOFF, H. A. *et al.* Identifying a cut-off point for normal mobility: a comparison of the timed ‘up and go’ test in community-dwelling and institutionalised elderly women. **Age and Ageing**, v. 32, n. 3, p. 315-320, 2003.
- BLANCHARD, S.; GLASGOW, P. A theoretical model to describe progressions and regressions for exercise rehabilitation. **Physical Therapy in Sport**, v. 15, n. 3, p. 131-135, 2014.
- BLOEM, B. R. *et al.* Falls and freezing of gait in Parkinson's disease: a review of two interconnected, episodic phenomena. **Movement Disorders**, v. 19, n. 8, p. 871-884, 2004.
- BLOOMER, R. J. *et al.* Effect of resistance training on blood oxidative stress in Parkinson disease. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 40, n. 8, p. 1385–1389, 2008.
- BOHNEN, N. I.; JAHN, K. Imaging: what can it tell us about parkinsonian gait? **Movement Disorders**, v. 28, n. 11, p. 1492-1500, 2013.
- BOMPA, T. Periodización del entrenamiento de la Fuerza. La nueva onda en el entrenamiento de Fuerza. Editado en versión digital Grupo Sobreentrenamiento, 2000. 285p.
- BORIPUNTAKUL, S. *et al.* Spatial variability during gait initiation while dual tasking is increased in individuals with mild cognitive impairment. **The Journal of Nutrition, Health and Aging**, v. 18, n. 3, p. 307–312, 2014.
- BORIPUNTAKUL, S.; SUNGKARAT, S. Specific but not global cognitive functions are associated with gait initiation in older adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, v. 25, n.1, p. 128-133, 2017.

- BOTERO, J. et al. Effects of long-term periodized resistance training on body composition, leptin, resistin and muscle strength in elderly post-menopausal women. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 53, n. 3, p. 289-94, 2013.
- BRENIÈRE, Y.; CUONG DO, M.; BOUISSET, S. Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? **Journal of Motor Behavior**, v. 19, n. 1, p. 62-76, 1987.
- BROD, M.; MENDELSON, G. A.; ROBERTS, B. Patients' experiences of Parkinson's disease. **The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences**, v. 53, n. 4, p. P213-P222, 1998.
- BROWN, A. B.; MCCARTNEY, N.; SALE, D. G. Positive adaptations to weight-lifting training in the elderly. **Journal of Applied Physiology**, v. 69, n. 5, p. 1725-1733, 2017.
- BROWN, L. A. et al. Parkinsonian deficits in sensory integration for postural control: temporal response to changes in visual input. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 12, n. 6, p. 376-381, 2006.
- BRUCE, S.; NEWTON, D.; WOLEDGE, R. Effect of age on voluntary force and cross-sectional area of human adductor pollicis muscle. **Experimental Physiology**, v. 74, n. 3, p. 359-362, 1989.
- BRUCKI, S. et al. Suggestions for utilization of the mini-mental state examination in Brazil. **Arquivos de neuro-psiquiatria**, v. 61, n. 3B, p. 777-781, 2003.
- BRUNT, D. et al. Invariant characteristics of gait initiation. **American Journal Of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 70, n. 4, p. 206-212, 1991.
- BUCKLEY, T. A.; PITSIKOULIS, C.; HASS, C. J. Dynamic postural stability during sit-to-walk transitions in Parkinson disease patients. **Movement Disorders**, v. 23, n. 9, p. 1274-1280, 2008.
- BUCKLEY, T. et al. Age impairs sit-to-walk motor performance. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 14, p. 2318-2322, 2009.
- BUFORD, T. W. et al. A comparison of periodization models during nine weeks with equated volume and intensity for strength. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 21, n. 4, p. 1245-1250, 2007.
- CABRAL, A. L. L. et al. Tradução e validação do teste timed up and go e sua correlação com diferentes alturas da cadeira. 2011. [Dissertação de Mestrado-Programa de Pós-Graduação em Gerontologia]. Brasília (DF): Universidade Católica de Brasília.
- CADERBY, T. et al. Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 2, p. 417-423, 2014.

- CADORE, E. L. *et al.* Strength and endurance training prescription in healthy and frail elderly. **Aging and Disease**, v. 5, n. 3, p. 183-195, 2014.
- CALDAS, É. C. *et al.* Muscle strength, lower extremity functional performance and body composition in elderly women with mild cognitive impairment. **Fisioterapia em Movimento**, v. 30, p. 753-759, 2017.
- CANO-DE-LA-CUERDA, R. *et al.* Is there muscular weakness in Parkinson's disease? **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 89, n. 1, p. 70-76, 2010.
- CARLSÖÖ, S. The initiation of walking. **Cells Tissues Organs**, v. 65, n. 1-3, p. 1-9, 1966.
- CARPENTER, M. *et al.* Postural abnormalities to multidirectional stance perturbations in Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 75, n. 9, p. 1245-1254, 2004.
- CARROLL, T. J. *et al.* Resistance training enhances the stability of sensorimotor coordination. **Proceedings of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences**, v. 268, n. 1464, p. 221-227, 2001.
- CARROLL, T. J.; RIEK, S.; CARSON, R. G. Neural adaptations to resistance training. **Sports Medicine**, v. 31, n. 12, p. 829-840, 2001.
- CARROLL, T. J.; RIEK, S.; CARSON, R. G. Neural adaptations to resistance training: implications for movement control. **Sports Medicine**, v. 31, n. 12, p. 829-840, 2001.
- CAVANAGH, P. *et al.* Exercise and physical activity for older adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 30, n. 6, p. 1-29, 1998.
- CHANDLER, J. M. *et al.* Is lower extremity strength gain associated with improvement in physical performance and disability in frail, community-dwelling elders?. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 79, n.1, p. 24-30, 1998.
- CHAUDHURI, K. R.; HEALY, D. G.; SCHAPIRA, A. H. V. Non-motor symptoms of Parkinson's disease: diagnosis and management. **The Lancet Neurology**, v. 5, n. 3, p. 235-245, 2006.
- CHEN, J.-J. J. *et al.* Spatio-temporal representation of multichannel EMG firing patterns and its clinical applications. **Medical Engineering and Physics**, v. 19, n. 5, p. 420-430, 1997.
- CHEN, T.; CHOU, L.-S. Effects of muscle strength and balance control on Sit-to-Walk and turn durations in the Timed Up and Go Test. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 98, n. 12, p. 2471-2476, 2017.

CHMELO, E. A. *et al.* Heterogeneity of physical function responses to exercise training in older adults. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 63, n. 3, p. 462-469, 2015.

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

CHUNG, C. L. H.; THILARAJAH, S.; TAN, D. Effectiveness of resistance training on muscle strength and physical function in people with Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. **Clinical Rehabilitation**, v. 30, n. 1, p. 11-23, 2016.

CHURCHWARD-VENNE, T. A. *et al.* There are no nonresponders to resistance-type exercise training in older men and women. **Journal of the American Medical Directors Association**, v. 16, n. 5, p. 400-411, 2015.

CIOLAC, E.; GARCEZ-LEME, L.; GREVE, J. Resistance exercise intensity progression in older men. **International Journal of Sports Medicine**, v. 31, n. 06, p. 433-438, 2010.

CLAEL, S. *et al.* Association of Strength and Physical Functions in People with Parkinson's Disease. **Neuroscience Journal**, v. 2018, p. 1-5, 2018.

CLARK, B. C.; L. TAYLOR, J. Age-related changes in motor cortical properties and voluntary activation of skeletal muscle. **Current Aging Science**, v. 4, n. 3, p. 192-199, 2011.

CLARK, B. C.; MANINI, T. M. Sarcopenia  $\neq$  dynapenia. **The Journals of Gerontology: Series A**, v. 63, n. 8, p. 829-834, 2008.

COELHO-JUNIOR, H. J. *et al.* The physical capabilities underlying timed "Up and Go" test are time-dependent in community-dwelling older women. **Experimental Gerontology**, v. 104, p. 138-146, 2018.

COFRÉ, L. E. *et al.* Aging modifies joint power and work when gait speeds are matched. **Gait and Posture**, v. 33, no 3, p. 484-489, 2011.

CONLEY, M. S. *et al.* Specificity of resistance training responses in neck muscle size and strength. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 75, n. 5, p. 443-448, 1997.

CONLON, J. A. *et al.* The efficacy of periodised resistance training on neuromuscular adaptation in older adults. **European Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 6, p. 1181-1194, 2017.

CONNELLY, D. M. *et al.* Motor unit firing rates and contractile properties in tibialis anterior of young and old men. **Journal of Applied Physiology**, v. 87, n. 2, p. 843-852, 1999.

CONNELLY, D. M. Resisted exercise training of institutionalized older adults for improved



strength and functional mobility: A review. **Topics in Geriatric Rehabilitation**, v. 15, n. 3, p. 6–28, 2000.

CONRADSSON, D. et al. Pre- and unplanned walking turns in Parkinson's disease – Effects of dopaminergic medication. **Neuroscience**, v. 341, p. 18–26, 2017.

CORCOS, D. M. *et al.* A two-year randomized controlled trial of progressive resistance exercise for Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 28, n. 9, p. 1230-1240, 2013.

CORCOS, D. M. *et al.* Strength in Parkinson's disease: relationship to rate of force generation and clinical status. **Annals of Neurology**, v. 39, n. 1, p. 79-88, 1996.

CRENNA, P. et al. The association between impaired turning and normal straight walking in Parkinson's disease. **Gait and Posture**, v. 26, n. 2, p. 172–178, 2007.

CRENNA, P.; FRIGO, C. A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. **The Journal of physiology**, v. 437, n. 1, p. 635-653, 1991.

CRISTÒFOL, R. *et al.* Oxidative stress is a central target for physical exercise neuroprotection against pathological brain aging. **The Journals of Gerontology: Series A**, v. 71, n. 1, p. 40-49, 2015.

CSAPO, R.; ALEGRE, L. Effects of resistance training with moderate vs heavy loads on muscle mass and strength in the elderly: a meta-analysis. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 26, n. 9, p. 995-1006, 2016.

DALTON, E. *et al.* Simple change in initial standing position enhances the initiation of gait. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 43, n. 12, p. 2352-2358, 2011.

DAVID, F. J. *et al.* Progressive resistance exercise and Parkinson's disease: a review of potential mechanisms. **Parkinson's disease**, v. 2012, 2012.

DE ALMEIDA BUSCH, T. *et al.* Factors associated with lower gait speed among the elderly living in a developing country: a cross-sectional population-based study. **BMC Geriatrics**, v. 15, n. 1, p. 35, 2015.

DE BOER, M. D. *et al.* Changes in antagonist muscles' coactivation in response to strength training in older women. **The Journals of Gerontology: Series A**, v. 62, n. 9, p. 1022-1027, 2007.

DE LAU, L. M.; BRETHER, M. M. Epidemiology of Parkinson's disease. **The Lancet Neurology**, v. 5, n. 6, p. 525-535, 2006.

DE LUCA, C. J.; MAMBRITO, B. Voluntary control of motor units in human antagonist muscles: coactivation and reciprocal activation. **Journal of Neurophysiology**, v. 58, n. 3, p. 525-542, 1987.

De Vos, N. J. et al. Optimal load for increasing muscle power during explosive resistance training in older adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 60, n. 5, p. 638-647, 2005.

DEGARDIN, A. *et al.* Deficit of sensorimotor integration in normal aging. **Neuroscience Letters**, v. 498, n. 3, p. 208-212, 2011.

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. **Clinical Biomechanics**, v. 22, n. 10, p. 1096-1103, 2007.

DELONG, M.; WICHMANN, T. Update on models of basal ganglia function and dysfunction. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 15, p. S237-S240, 2009.

DELVAL, A.; TARD, C.; DEFEBVRE, L. Why we should study gait initiation in Parkinson's disease. **Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology**, v. 44, n. 1, p. 69-76, 2014.

DEVITA, P.; HORTOBAGYI, T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. **Journal of Applied Physiology**, v. 88, n. 5, p. 1804-1811, 2000.

DEVOS, D.; DEFEBVRE, L.; BORDET, R. Dopaminergic and non-dopaminergic pharmacological hypotheses for gait disorders in Parkinson's disease. **Fundamental and clinical pharmacology**, v. 24, n. 4, p. 407-421, 2010.

DIBBLE, L. E. et al. High intensity eccentric resistance training decreases bradykinesia and improves quality of life in persons with Parkinson's disease: A preliminary study. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 15, n. 10, p. 752-757, 2009.

DIBBLE, L. E. *et al.* High-intensity resistance training amplifies muscle hypertrophy and functional gains in persons with Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 21, n. 9, p. 1444-1452, 2006.

DIBBLE, L. E. *et al.* Sensory cueing effects on maximal speed gait initiation in persons with Parkinson's disease and healthy elders. **Gait and Posture**, v. 19, n. 3, p. 215-225, 2004.

DIFRANCISCO-DONOGHUE, J. et al. Effects of exercise and B vitamins on homocysteine and glutathione in Parkinson's disease: A randomized trial. **Neurodegenerative Diseases**, v. 10, n. 1-4, p. 127-134, 2012.

DOHERTY, T. J. Invited review: aging and sarcopenia. **Journal of Applied Physiology**, v. 95, n. 4, p. 1717-1727, 2003.

DOHERTY, T. J.; VANDERVOORT, A. A.; BROWN, W. F. Effects of ageing on the motor unit: a brief review. **Canadian Journal of Applied Physiology**, v. 18, n. 4, p. 331-358, 1993.

DOORENBOSCH, C. A. M. et al. Two strategies of transferring from sit-to-stand; The activation of monoarticular and biarticular muscles. **Journal of Biomechanics**, v. 27, n. 11, p. 1299-1307, 1994.

DOS SANTOS, P. C. R. et al. Effects of Physical Activity Levels on Fatigue Perception in Patients with Parkinson's Disease and Neurologically Healthy Individuals. **Health**, v. 6, n. 21, p. 2927-2933, 2014.

EARHART, G. M. Dynamic control of posture across locomotor tasks. **Movement Disorders**, v. 28, n. 11, p. 1501-1508, 2013.

EARLES, D. R.; JUDGE, J. O.; GUNNARSSON, O. T. Velocity training induces power-specific adaptations in highly functioning older adults. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, n. 7, p. 872-878, 2001.

EBERSBACH, G. *et al.* Clinical syndromes: parkinsonian gait. **Movement Disorders**, v. 28, n. 11, p. 1552-1559, 2013.

EBERSBACH, G.; GUNKEL, M. Posturography reflects clinical imbalance in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 26, n. 2, p. 241-246, 2011.

EL SEMARY, M. M.; SHADY, N. A. A.; SAYED, H. M.; AWAADY, M. E. S. Al. Biomechanical analysis of Sit-To-Walk movement in Parkinson's patients. **Journal of Novel Physiotherapy and Rehabilitation**, [s. l.], v. 2, p. 036-042, 2018.

ELBAZ, A. *et al.* Epidemiology of Parkinson's disease. **Revue Neurologique**, v. 172, n. 1, p. 14-26, 2016.

ENOKA, R. M. Neural strategies in the control of muscle force. **Muscle and Nerve**, v. 20, n. S5, p. 66-69, 1997.

ENOKA, R. M. **Neuromechanical Basis of Kinesiology**. ERIC, 1988.

ENOKA, R. M.; CHRISTOU, E. A.; HUNTER, S. K.; KORNTATZ, K. W.; SEMMLER, J. G.; TAYLOR, A. M.; TRACY, B. L. Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, n. 1, p. 1-12, 2003.

EVANS, W. J. Exercise strategies should be designed to increase muscle power. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 55, n. 6, p. M309-M310, 2000.

- FALVO, M. J.; SCHILLING, B. K.; EARHART, G. M. Parkinson's disease and resistive exercise: rationale, review, and recommendations. **Movement Disorders**, v. 23, n. 1, p. 1-11, 2008.
- FERNANDEZ, K. M. *et al.* Gait initiation impairments in both Essential Tremor and Parkinson's disease. **Gait and Posture**, v. 38, n. 4, p. 956-961, 2013.
- FIATARONE, M. A. *et al.* High-intensity strength training in nonagenarians. **Journal of the American Medical Association JAMA**, v. 263, n. 22, p. 3029-3034, 1990.
- FIATARONE, M. A.; MARKS, E. C.; RYAN, N. D.; MEREDITH, C. N.; LIPSITZ, L. A.; EVANS, W. J. High-Intensity Strength Training in Nonagenarians: Effects on Skeletal Muscle. **The Journal of the American Medical Association JAMA**, v. 263, n. 22, p. 3029–3034, 1990.
- 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.
- FLECK, S. J. Periodized Strength Training: A Critical Review. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 13, n. 1, p. 82-89, 1999.
- FLORINDO, A. A. *et al.* Metodologia para a avaliação da atividade física habitual em homens com 50 anos ou mais. **Revista de Saúde Pública**, v. 38, n. 2, p. 307-314, 2004.
- FOLDVARI, M. *et al.* Association of muscle power with functional status in community-dwelling elderly women. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 55, n. 4, p. M192-M199, 2000.
- FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S. E.; MCHUGH, P. R. “Mini-Mental State”: a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **Journal of Psychiatric Research**, v. 12, p. 189-198, 1975.
- FONSECA, R. M. *et al.* Changes in Exercises Are More Effective Than in Loading Schemes to Improve Muscle Strength. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 11, p. 3085-3092, 2014.
- FRAGALA, M. S. *et al.* Comparison of handgrip and leg extension strength in predicting slow gait speed in older adults. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 64, n. 1, p. 144-150, 2016.
- FRANZ, J. R. The age-associated reduction in propulsive power generation in walking. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 44, n. 4, p. 129-136, 2016.

FRONTERA, W. R.; BIGARD, X. The benefits of strength training in the elderly. **Science and Sports**, v. 17, n. 3, p. 109-116, 2002.

FRONTERA, W. R.; MEREDITH, C. N.; O'REILLY, K. P.; KNUTTGEN, H. G.; EVANS, W. J. Strength conditioning in older men: skeletal muscle hypertrophy and improved function. **Journal of applied physiology**, v. 64, n. 3, p. 1038–1044, 1988.

GALLO, L. H.; GOBBI, S.; AYALA, Z. C. F. Parâmetros e princípios da programação de exercício físico. In: COELHO, F. G.; GOBBI, S., et al (Ed.). **Exercício Físico no envelhecimento saudável e patológico: Da teoria à prática**. Curitiba: CVR, 2013. 462p.

GARCIA PRADO, A. K.; BARRETO, M. C.; GOBBI, S. Envelhecimento orgânico e a função motora In: COELHO, F. D. M. *et al* (Ed.). **Exercício físico no envelhecimento saudável e patológico: da teoria a pratica**. Curitiba (PR): CRV, 2013. cap. 1, p.15-47.

GARCIA-RUIZ, P. J. Gait disturbances in Parkinson disease. Did freezing of gait exist before levodopa? **Historical review. Journal of the Neurological Sciences**, v. 307, n. 1, p. 15-17, 2011.

GELL, N. M. *et al*. Mobility device use among older adults and incidence of falls and worry about falling: findings from the 2011–2012 National Health and Aging trends study. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 63, n. 5, p. 853-859, 2015.

GLENDINNING, D. S.; ENOKA, R. M. Motor unit behavior in Parkinson's disease. **Physical Therapy**, v. 74, n. 1, p. 61, 1994.

GOBBI, L. T. B. et al. Exercise programs improve mobility and balance in people with Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 15, n. SUPPL. 3, p. 49–52, 2009.

GOBBI, S.; VILLAR, R.; ZAGO, A. S. **Bases teórico práticas do condicionamento físico**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005. 263p.

GOBBI, L. T. B. *et al*. Effects of physical activity on walking in individuals with Parkinson's disease. In: F., B. e R., V. (Ed.). **Locomotion and Posture in Older Adults**. Springer, Cham, 2017. p. 177-193.

GOBLE, D. J. *et al*. Proprioceptive sensibility in the elderly: degeneration, functional consequences and plastic-adaptive processes. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 33, n. 3, p. 271–278, 2009.

GODFREY, A. et al. Direct measurement of human movement by accelerometry. **Medical Engineering and Physics**, v. 30, n. 10, p. 1364-1386, 2008.

GOETZ, C. G.; FAHN, S.; MARTINEZ-MARTIN, P.; POEWE, W.; SAMPAIO, C.; STEBBINS, G. T.; STERN, M. B.; TILLEY, B. C.; DODEL, R.; DUBOIS, B.; HOLLOWAY, R.; JANKOVIC, J.;

KULISEVSKY, J.; LANG, A. E.; LEES, A.; LEURGANS, S.; LEWITT, P. A.; NYENHUIS, D.; OLANOW, C. W.; RASCOL, O.; SCHRAG, A.; TERESI, J. A.; VAN HILTEN, J. J.; LAPELLE, N. Movement disorder society-sponsored revision of the unified Parkinson's disease rating scale (MDS-UPDRS): Process, format, and clinimetric testing plan. **Movement Disorders**, v. 22, n. 1, p. 41–47, 2007.

GOETZ, C. G.; STEBBINS, G. T.; TILLEY, B. C. Calibration of unified Parkinson's disease rating scale scores to Movement Disorder Society-unified Parkinson's disease rating scale scores. **Movement Disorders**, 2012, vol. 27, no 10, p. 1239-1242.

GOETZ, C. G.; TILLEY, B. C.; SHAFTMAN, S. R.; STEBBINS, G. T.; FAHN, S.; MARTINEZ-MARTIN, P.; POEWE, W.; SAMPAIO, C.; STERN, M. B.; DODEL, R.; DUBOIS, B.; HOLLOWAY, R.; JANKOVIC, J.; KULISEVSKY, J.; LANG, A. E.; LEES, A.; LEURGANS, S.; LEWITT, P. A.; NYENHUIS, D.; OLANOW, C. W.; RASCOL, O.; SCHRAG, A.; TERESI, J. A.; HILTEN, J. J. Van; LAPELLE, N. Movement Disorder Society-Sponsored Revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): Scale Presentation and Clinimetric Testing Results. **Movement Disorders**, v. 23, n. 15, p. 2129–2170, 2008.

GOODPASTER, B. H. *et al.* The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: the health, aging and body composition study. **The Journals of Gerontology: Series A**, v. 61, n. 10, p. 1059-1064, 2006.

GRANACHER, U. *et al.* The Importance of Trunk Muscle Strength for Balance, Functional Performance, and Fall Prevention in Seniors: A Systematic Review. **Sports Medicine**, v. 43, n. 7, p. 627-641, 2013

GRIFFIN, L.; CAFARELLI, E. Resistance training: cortical, spinal, and motor unit adaptations. **Canadian Journal of Applied Physiology**, v. 30, n. 3, p. 328-340, 2005.

GRIMBERGEN, Y. A. *et al.* Postural instability in Parkinson's disease: the adrenergic hypothesis and the locus coeruleus. **Expert review of neurotherapeutics**, v. 9, n. 2, p. 279-290, 2009.

GUIZELINI, P. C. *et al.* Effect of resistance training on muscle strength and rate of force development in healthy older adults: a systematic review and meta-analysis. **Experimental Gerontology**, v. 102, p. 51-58, 2018.

GURJÃO, A. L. D. *et al.* Effect of strength training on rate of force development in older women. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 83, n. 2, p. 268-275, 2012.

HÄKKINEN, K.; ALEN, M.; KALLINEN, M.; NEWTON, R. U.; KRAEMER, W. J. Neuromuscular adaptation during prolonged strength training, detraining and re-strength-training

in middle-aged and elderly people. **European journal of applied physiology**, v. 83, n. 1, p. 51–62, 2000.

HALL, K. S. *et al.* METs and Accelerometry of walking in older adults: standard versus measured energy cost. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 45, n. 3, p. 574-582, 2013.

HALLIDAY, S. E. *et al.* The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. **Gait and Posture**, v. 8, n. 1, p. 8-14, 1998.

HAMMOND, K. G. *et al.* Neuromuscular rate of force development deficit in Parkinson disease. **Clinical Biomechanics**, v. 45, n. August 2016, p. 14–18, 2017.

HARRIES, S. K.; LUBANS, D. R.; CALLISTER, R. Systematic review and meta-analysis of linear and undulating periodized resistance training programs on muscular strength. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 29, n. 4, p. 1113-1125, 2015.

HARTMANN, H. *et al.* Effects of different periodization models on rate of force development and power ability of the upper extremity. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 23, n. 7, p. 1921-1932, 2009.

HASS, C. J. *et al.* Gait initiation and dynamic balance control in Parkinson's disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 86, n. 11, p. 2172-2176, 2005.

HASS, C. J. *et al.* Progressive resistance training improves gait initiation in individuals with Parkinson's disease. **Gait and Posture**, v. 35, n. 4, p. 669-673, 2012.

HASS, C. J. *et al.* The influence of Tai Chi training on the center of pressure trajectory during gait initiation in older adults. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 85, n. 10, p. 1593-1598, 2004.

HASS, C. J.; COLLINS, M. A.; JUNCOS, J. L. Resistance training with creatine monohydrate improves upper-body strength in patients with Parkinson disease: a randomized trial. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 21, n. 2, p. 107-115, 2007.

HASS, C. J.; FEIGENBAUM, M. S.; FRANKLIN, B. A. Prescription of resistance training for healthy populations. **Sports Medicine**, v. 31, n. 14, p. 953-964, 2001.

HAUSDORFF, J. M. *et al.* Altered fractal dynamics of gait: reduced stride-interval correlations with aging and Huntington's disease. **Journal of Applied Physiology**, v. 82, n. 1, p. 262-269, 1997.

HELMICH, R. C. *et al.* Cerebral causes and consequences of parkinsonian resting tremor: a tale of two circuits? **Brain**, v. 135, n. 11, p. 3206-3226, 2012.

HENDERSON, R. M. *et al.* Gait speed response to aerobic versus resistance exercise training in older adults. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 29, n. 5, p. 969-976, 2017.

HENRIKSSON, M.; HIRSCHFELD, H. Physically active older adults display alterations in gait initiation. **Gait and 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. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 63, n. 1, p. 83-91, 2008.

HERNÁNDEZ DAVÓ, J. L. *et al.* Rest Interval Required for Power Training With Power Load in the Bench Press Throw Exercise. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 30, n. 5, p. 1265-1274, 2016.

HIRSCH, M. A. *et al.* Exercise for management and treatment of Parkinson disease. **American Family Physician**, v. 79, n. 12, p. 1043, 2009.

HIRSCH, M. A. *et al.* The effects of balance training and high-intensity resistance training on persons with idiopathic Parkinson's disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, n. 8, p. 1109-1117, 2003.

HOEHN, M. M.; YAHR, M. D. Parkinsonism: onset, progression, and mortality. **Neurology**, v. 50, n. 2, p. 318-318, 1998.

HOFFMAN, J. R. *et al.* Comparison between different off-season resistance training programs in Division III American college football players. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 23, n. 1, p. 11-19, 2009.

HOFFMAN, J. R. *et al.* Comparison between linear and nonlinear in-season training programs in freshman football players. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 17, n. 3, p. 561-565, 2003.

HONEINE, J.-L. *et al.* The neuro-mechanical processes that underlie goal-directed medio-lateral APA during gait initiation. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 10, n. 445, 2016.

HONG, Y. Biomechanics of oriental martial art: why practicing tal chi chuan helps to improve the human balance control. **ISBS-Conference Proceedings Archive**, v. 1, n. 1. 2008.

HOOVER, D. L.; VANWYE, W. R.; JUDGE, L. W. Periodization and Physical Therapy: Bridging the Gap between Training and Rehabilitation. **Physical Therapy in Sport**, v. 18, p. 1-20, 2016.



HORAK, F. B.; NUTT, J. G.; NASHNER, L. M. Postural inflexibility in parkinsonian subjects. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 111, n. 1, p. 46-58, 1992.

HORLINGS, C. G. C. *et al.* A weak balance: The contribution of muscle weakness to postural instability and falls. **Nature Clinical Practice Neurology**, v. 4, n. 9, p. 504-515, 2008.

HORTOBÁGYI, T. *et al.* Age and muscle strength mediate the age-related biomechanical plasticity of gait. **European Journal of Applied Physiology**, v. 116, n. 4, p. 805-814, 2016.

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.

HORTOBÁGYI, T. *et al.* Old adults perform activities of daily living near their maximal capabilities. **The Journals of Gerontology: Series A**, v. 58, n. 5, p. M453-M460, 2003.

HORTOBÁGYI, T.; TUNNEL, D.; MOODY, J.; BEAM, S.; DEVITA, P. Low-or high-intensity strength training partially restores impaired quadriceps force accuracy and steadiness in aged adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 56, n. 1, p. B38-B47, 2001.

HUGHES, A. J. *et al.* Accuracy of clinical diagnosis of idiopathic Parkinson's disease: a clinico-pathological study of 100 cases. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, v. 55, n. 3, p. 181-184, 1992.

HUGHES, M. A.; SCHENKMAN, M. L. Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 33, n. 4, p. 409, 1996.

HUGHES, V. A. *et al.* Longitudinal muscle strength changes in older adults: influence of muscle mass, physical activity, and health. **The Journals of Gerontology: Series A**, v. 56, n. 5, p. B209-B217, 2001.

HULBERT, S. *et al.* A narrative review of turning deficits in people with Parkinson's disease. **Disability and Rehabilitation**, v. 37, n. 15, p. 1382-1389, 2015.

HUNTER, G. R.; MCCARTHY, J. P.; BAMMAN, M. M. Effects of resistance training on older adults. **Sports Medicine**, v. 34, n. 5, p. 329-348, 2004.

HVID, L. G. *et al.* Plasticity in central neural drive with short-term disuse and recovery - effects on muscle strength and influence of aging. **Experimental Gerontology**, v. 106, p. 145-153, 2018.

HVID, L. G. *et al.* Voluntary muscle activation improves with power training and is associated with changes in gait speed in mobility-limited older adults - A randomized controlled trial. **Experimental Gerontology**, v. 80, p. 51-56, 2016.

- HYATT, R. *et al.* Association of muscle strength with functional status of elderly people. **Age and Ageing**, v. 19, n. 5, p. 330-336, 1990.
- IGBE, I. B. D. G. E. E. Projeção da população do Brasil por sexo e idade. 1980-2050: Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística Rio de Janeiro 2008.
- IKEDA, E. R. *et al.* Influence of age on dynamics of rising from a chair. **Physical Therapy**, v. 71, n. 6, p. 473-481, 1991.
- INKSTER, L. M. *et al.* Leg muscle strength is reduced in Parkinson's disease and relates to the ability to rise from a chair. **Movement Disorders**, v. 18, n. 2, p. 157-162, 2003.
- ISSURIN, V. B. New horizons for the methodology and physiology of training periodization. **Sports medicine**, v. 40, n. 3, p. 189-206, 2010.
- ISSURIN, V. B. Training transfer: scientific background and insights for practical application. **Sports Medicine**, v. 43, n. 8, p. 675-694, 2013.
- IZQUIERDO *et al.* Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 167, n. 1, p. 57–68, 1999.
- IZQUIERDO, M. *et al.* Effects of strength training on muscle power and serum hormones in middle-aged and older men. **Journal of Applied Physiology**, v. 90, n. 4, p. 1497-1507, 2001.
- JANKOVIC, J. Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, v. 79, n. 4, p. 368-376, 2008.
- JANKOVIC, J. Parkinson's disease: a half century of progress. **Neurology**, v. 57, n. 10, p. S1-S3, 2001.
- JIMENEZ, A.; PAZ, J. D. E. Short-term effects of two resistance training periodization models (linear vs undulating) on strength and power of the lower-body in a group of elderly men. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 25, p. S20–S21, 2011.
- JUBRIAS, S. A. *et al.* Decline in isokinetic force with age: muscle cross-sectional area and specific force. **Pflügers Archiv: European Journal of Physiology**, v. 434, n. 3, p. 246-253, 1997.
- JUDGE, J. O.; UNDERWOOD, M.; GENNOSA, T. Exercise to improve gait velocity in older persons. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 74, n. 4, p. 400—406, 1993.
- JUDGE, J. O.; WHIPPLE, R. H.; WOLFSON, L. I. Effects of Resistive and Balance Exercises on Isokinetic Strength in Older Persons. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 42, n. 9, p. 937–946, 1994.

- JURI, C.; RODRIGUEZ-OROZ, M.; OBESO, J. A. The pathophysiological basis of sensory disturbances in Parkinson's disease. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 289, n. 1, p. 60-65, 2010.
- KAKINUMA, S. *et al.* Muscle weakness in Parkinson's disease: isokinetic study of the lower limbs. **European Neurology**, v. 39, n. 4, p. 218-222, 1998.
- KAMEN, G. Aging, resistance training, and motor unit discharge behavior. **Canadian Journal of Applied Physiology**, v. 30, n. 3, p. 341-351, 2005.
- KAMIDE, N.; TAKAHASHI, K.; SHIBA, Y. Reference values for the Timed Up and Go test in healthy Japanese elderly people: Determination using the methodology of meta-analysis. **Geriatrics and Gerontology International**, v. 11, n. 4, p. 445-451, 2011.
- KAYA, R. D.; NAKAZAWA, M.; HOFFMAN, R. L.; CLARK, B. C. Interrelationship between muscle strength, motor units, and aging. **Experimental Gerontology**, v. 48, n. 9, p. 920-925, 2013.
- KELL, R. T.; RISI, A. D.; BARDEN, J. M. The Response of Persons With Chronic Nonspecific Low Back Pain to Three Different Volumes of Periodized Musculoskeletal Rehabilitation. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 25, n. 4, p. 1052-1064, 2011.
- KEMPSTER, P. A. *et al.* Relationships between age and late progression of Parkinson's disease: a clinico-pathological study. **Brain**, v. 133, n. 6, p. 1755-1762, 2010.
- KENT-BRAUN, J. A.; NG, A. V. Specific strength and voluntary muscle activation in young and elderly women and men. **Journal of Applied Physiology**, v. 87, n. 1, p. 22-29, 1999.
- KERNELL, D.; EERBEEK, O.; VERHEY, B. Relation between isometric force and stimulus rate in cat's hindlimb motor units of different twitch contraction time. **Experimental Brain Research**, v. 50, n. 2-3, p. 220-227, 1983.
- KERR, A. *et al.* Measuring movement fluency during the sit-to-walk task. **Gait and Posture**, v. 37, n. 4, p. 598-602, 2013.
- KERR, A.; DURWARD, B.; KERR, K. M. Defining phases for the sit-to-walk movement. **Gait and Posture**, v. 19, n. 4, p. 385-390, 2004.
- KEUS, H. J. *et al.* Evidence-based analysis of physical therapy in Parkinson's disease with recommendations for practice and research. **Movement Disorders**, v. 22, n. 4, p. 451-460, 2007.
- KEYSOR; A.M., J. Have we oversold the benefit of late-life exercise? **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 56, n. 7, p. M412-M423, 2001.

KIM, J.-S.; WILSON, J. M.; LEE, S. R. Dietary implications on mechanisms of sarcopenia: roles of protein, amino acids and antioxidants. **The Journal of Nutritional Biochemistry**, v. 21, n. 1, p. 1-13, 2010.

KNIGHT, C. A.; KAMEN, G. Adaptations in muscular activation of the knee extensor muscles with strength training in young and older adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, n. 6, p. 405-412, 2001.

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

KOLLER, W.; KASE, S. Muscle strength testing in Parkinson's disease. **European Neurology**, v. 25, n. 2, p. 130-133, 1986.

KORNATZ, K. W.; CHRISTOU, E. A.; ENOKA, R. M. Steadiness training reduces the variability of motor unit discharge rate in isometric and anisometric contractions performed by old adults. In: SOC NEUROSCI ABSTR 2002, **Anais...** [s.l: s.n.]

KOUTA, M.; SHINKODA, K. Differences in biomechanical characteristics of sit-to-walk motion between younger and elderly males dwelling in the community. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 20, n. 3, p. 185-189, 2008.

KRAEMER, W. J. *et al.* Effects of heavy-resistance training on hormonal response patterns in younger vs. older men. **Journal of Applied Physiology**, v. 87, n. 3, p. 982-992, 1999.

KUHNER, A. *et al.* Correlations between Motor Symptoms across Different Motor Tasks, Quantified via Random Forest Feature Classification in Parkinson's Disease. **Frontiers in Neurology**, v. 8, p. 607, 2017.

KULMALA, J.-P. *et al.* Which muscles compromise human locomotor performance with age? **Journal of the Royal Society Interface**, v. 11, n. 100, p. 20140858, 2014.

LA FOUGERE, C. *et al.* Real versus imagined locomotion: a [18F]-FDG PET-fMRI comparison. **Neuroimage**, v. 50, n. 4, p. 1589-1598, 2010.

LIDLAW, D. H.; BILODEAU, M.; ENOKA, R. M. Steadiness is reduced and motor unit discharge is more variable in old adults. **Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine**, v. 23, n. 4, p. 600-612, 2000.

LIDLAW, D. H.; KORNATZ, K. W.; KEEN, D. A.; SUZUKI, S.; ENOKA, R. M. Strength training improves the steadiness of slow lengthening contractions performed by old adults. **Journal of Applied Physiology**, v. 87, n. 5, p. 1786-1795, 1999.

LAMOTTE, G. et al. Effects of endurance exercise training on the motor and non-motor features of Parkinson's disease: A review. **Journal of Parkinson's Disease**, v. 5, n. 1, p. 21–41, 2015.

LANG, A. E.; LOZANO, A. M. Parkinson's disease. **New England Journal of Medicine**, v. 339, n. 15, p. 1044-1053, 1998.

LANG, T. *et al.* Sarcopenia: etiology, clinical consequences, intervention, and assessment. **Osteoporosis International**, v. 21, n. 4, p. 543-559, 2010.

LAROCHE, D. P. *et al.* Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: a comparison across lower-extremity muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 3, p. 482-488, 2010.

LARSSON, L. Morphological and functional characteristics of the ageing skeletal muscle in man. A cross-sectional study. **Acta Physiologica Scandinavica Supplementum**, v. 457, p. 1-36, 1978.

LATHAM, N. K. *et al.* Systematic review of progressive resistance strength training in older adults. **The Journals of Gerontology: Series A**, v. 59, n. 1, p. M48-M61, 2004.

LAURETANI, F. *et al.* Axonal degeneration affects muscle density in older men and women. **Neurobiology of aging**, v. 27, n. 8, p. 1145-1154, 2006.

LEE, H. J. *et al.* Age-related locomotion characteristics in association with balance function in young, middle-aged, and older adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, v. 25, n. 2, p. 247-253, 2017.

LEPERS, R.; BRENIERE, Y. The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. **Experimental Brain Research**, v. 107, n. 1, p. 118-124, 1995.

LEXELL, J. Evidence for nervous system degeneration with advancing age. **The Journal of nutrition**, v. 127, n. 5, p. 1011S-1013S, 1997.

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. 275-294, 1988.

LIMA, L. O.; SCIANNI, A.; RODRIGUES-DE-PAULA, F. Progressive resistance exercise improves strength and physical performance in people with mild to moderate Parkinson's disease: a systematic review. **Journal of Physiotherapy**, v. 59, n. 1, p. 7-13, 2013.

LIU, C.-J.; LATHAM, N. K. Progressive resistance strength training for improving physical function in older adults. **The Cochrane Database of Systematic Reviews**, n. 3, p. CD002759-CD002759, 2009.

- LOPEZ, P. *et al.* Benefits of resistance training in physically frail elderly: a systematic review. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 30, n. 8, p. 889-899, 2018.
- LORD, S. R. *et al.* Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 57, no 8, p. 539-543, 2002.
- LOZANO, A. M. *et al.* New developments in understanding the etiology of Parkinson's disease and in its treatment. **Current Opinion in Neurobiology**, v. 8, n. 6, p. 783-790, 1998.
- LU, C. *et al.* Anticipatory postural adjustment patterns during gait initiation across the adult lifespan. **Gait and Posture**, v. 57, p. 182-187, 2017.
- LUPPA, M. *et al.* Prediction of institutionalization in the elderly. A systematic review. **Age and Ageing**, v. 39, n. 1, p. 31-38, 2010.
- LYON, I.; DAY, B. Control of frontal plane body motion in human stepping. **Experimental Brain Research**, v. 115, n. 2, p. 345-356, 1997.
- MA, H.; FARLEY, B. Exercise and neuroplasticity in persons living with Parkinson's disease. **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine**, v.45, n.2, 215-219, 2009.
- MACALUSO, A.; DE VITO, G. Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. **European Journal of Applied Physiology**, v. 91, n. 4, p. 450-472, 2004.
- MAGNAN, A.; MCFADYEN, B. J.; ST-VINCENT, G. Modification of the sit-to-stand task with the addition of gait initiation. **Gait and Posture**, v. 4, n. 3, p. 232-241, 1996.
- MAK, M. K. Y.; HUI-CHAN, C. W. Y. Switching of movement direction is central to Parkinsonian bradykinesia in sit-to-stand. **Movement Disorders**, 2002.
- MANCINI, M. *et al.* Anticipatory postural adjustments prior to step initiation are hypometric in untreated Parkinson's disease: an accelerometer-based approach. **European Journal of Neurology: the Official Journal of the European Federation of Neurological Societies**, v. 16, n. 9, p. 1028-1034, 2009.
- MANINI, T. M.; CLARK, B. C. Dynapenia and aging: an update. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 67 A, n. 1, p. 28-40, 2012.
- MANN, J. B. *et al.* The effect of autoregulatory progressive resistance exercise vs. linear periodization on strength improvement in college athletes. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 7, p. 1718-1723, 2010.

MASSION, J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination control of feedforward gain and gate control perturbation. **Progress in Neurobiology**, v. 38, p. 35-56, 1992.

MASSION, J.; ALEXANDROV, A.; FROLOV, A. Why and how are posture and movement coordinated ? **Progress in Brain Research**, v. 143, n. 1981, p. 13-27, 2004.

MAU-MOELLER, A. *et al.* Age-related changes in neuromuscular function of the quadriceps muscle in physically active adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 23, n. 3, p. 640-648, 2013.

MAZO, G. *et al.* Condições de saúde, incidência de quedas e nível de atividade física dos idosos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 11, n. 6, p. 437-42, 2007.

MCGIBBON, C. A.; PUNIELLO, M. S.; KREBS, D. E. Mechanical energy transfer during gait in relation to strength impairment and pathology in elderly women. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 4, p. 324-333, 2001.

MCGINLEY, J. L. *et al.* The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. **Gait and Posture**, v. 29, n. 3, p. 360-369, 2009.

MCKINNON, N. B. *et al.* Neuromuscular contributions to the age-related reduction in muscle power: Mechanisms and potential role of high velocity power training. **Ageing Research Reviews**, v. 35, p. 147-154, 2017.

MCNEELY, M. E.; DUNCAN, R. P.; EARHART, G. M. Medication improves balance and complex gait performance in Parkinson disease. **Gait and Posture**, v. 36, n. 1, p. 144-148, 2012.

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

MIDDLETON, F. A.; STRICK, P. L. Basal ganglia and cerebellar loops: motor and cognitive circuits. **Brain Research Reviews**, v. 31, n. 2-3, p. 236-250, 2000.

MILLE, M.-L.; SIMONEAU, M.; ROGERS, M. W. Postural dependence of human locomotion during gait initiation. **Journal of neurophysiology**, v. 112, n. 12, p. 3095-3103, 2014.

MILLER, R. A. *et al.* Components of EMG symmetry and variability in parkinsonian and healthy elderly gait. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control**, v. 101, n. 1, p. 1-7, 1996.

- MIRANDA, F. et al. Effects of linear vs. daily undulatory periodized resistance training on maximal and submaximal strength gains. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 25, n. 7, p. 1824-1830, 2011.
- MISZKO, T. A.; CRESS, M. E.; SLADE, J. M.; COVEY, C. J.; AGRAWAL, S. K.; DOERR, C. E. Effect of strength and power training on physical function in community-dwelling older adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 58, n. 2, p. M171–M175, 2003.
- MITCHELL, W. K. *et al.* Sarcopenia, dynapenia, and the impact of advancing age on human skeletal muscle size and strength; a quantitative review. **Frontiers in Physiology**, v. 3, p. 260, 2012.
- MONTEIRO, A. G. et al. Nonlinear periodization maximizes strength gains in split resistance training routines. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 23, n. 4, p. 1321-1326, 2009.
- MORENO CATALÁ, M.; WOITALLA, D.; ARAMPATZIS, A. Central factors explain muscle weakness in young fallers with Parkinson's disease. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 27, n. 8, p. 753-759, 2013.
- MORLEY, J. E. *et al.* Sarcopenia. **The Journal of Laboratory and Clinical Medicine**, v. 137, n. 4, p. 231-243, 2001.
- MORLEY, J. Sarcopenia in the elderly. **Family Practice**, v. 29, p. 44–48, 2012.
- MORRIS, M. E. Locomotor training in people with Parkinson disease. **Physical Therapy**, v. 86, n. 10, p. 1426-1435, 2006.
- MORRIS, M. E. Movement disorders in people with Parkinson disease: a model for Physical therapy. **Physical Therapy**, v. 80, n. 6, p. 578-597, 2000.
- MOURA, B. M. *et al.* Functional capacity improves in-line with neuromuscular performance after 12 weeks of non-linear periodization strength training in the elderly. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 30, n. 8, p. 959-968, 2018.
- MOXLEY SCARBOROUGH, D.; KREBS, D. E.; HARRIS, B. A. Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. **Gait and Posture**, v. 10, n. 1, p. 10–20, 1999.
- MUIR, B. C.; RIETDYK, S.; HADDAD, J. M. Gait initiation: the first four steps in adults aged 20-25 years, 65-79 years, and 80-91 years. **Gait and Posture**, v. 39, n. 1, p. 490-494, 2014.
- MURLASITS, Z.; REED, J.; WELLS, K. Effect of resistance training frequency on physiological adaptations in older adults. **Journal of Exercise Science and Fitness**, v. 10, n. 1, p. 28-32, 2012.



- NARICI, M. V.; MAFFULLI, N. Sarcopenia: characteristics, mechanisms and functional significance. **British Medical Bulletin**, v. 95, n. 1, p. 139-159, 2010.
- NAWRAT-SZOLTYSIK, A. *et al.* Aging effect on the instrumented Timed-Up-and-Go test variables in nursing home women aged 80-93 years. **Biogerontology**, v. 18, n. 4, p. 651–663, 2017.
- NELSON, M. E. *et al.* Physical activity and public health in older adults: recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association." **Circulation**, v. 116, n. 9, p. 1094-1105, 2007.
- NI, M. *et al.* Power training induced change in bradykinesia and muscle power in Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 23, p. 37–44, 2016.
- NIKFEKR, E. *et al.* Trunk movement in Parkinson's disease during rising from seated position. **Movement Disorders**, v. 17, n. 2, p. 274–282, 2002.
- NÓBREGA, A. C. L. D. *et al.* Posicionamento oficial da Sociedade Brasileira de Medicina do Esporte e da Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia: atividade física e saúde no idoso. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 5, n. 6, p. 207-211, 1999.
- NOCERA, J. R. *et al.* Knee Extensor Strength, Dynamic Stability, and Functional Ambulation: Are They Related in Parkinson's Disease? **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 91, no 4, p. 589–595, 2010.
- NOGAKI, H.; KAKINUMA, S.; MORIMATSU, M. Movement velocity dependent muscle strength in Parkinson's disease. **Acta Neurologica Scandinavica**, v. 99, n. 3, p. 152-157, 1999.
- NUR, H.; SERTKAYA, B. S.; TUNCER, T. Determinants of physical functioning in women with knee osteoarthritis. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 30, n. 4, p. 299-306, 2018.
- NUTT, J. G. *et al.* Freezing of gait: moving forward on a mysterious clinical phenomenon. **The Lancet Neurology**, v. 10, n. 8, p. 734-744, 2011.
- OBESO, J. A. *et al.* Missing pieces in the Parkinson's disease puzzle. **Nature Medicine**, v. 16, n. 6, p. 653-661, 2010.
- OKUBO, Y. *et al.* Transfer effects of step training on stepping performance in untrained directions in older adults: A randomized controlled trial. **Gait and Posture**, v. 54, p. 50-55, 2017.
- OKUMA, Y.; YANAGISAWA, N. The clinical spectrum of freezing of gait in Parkinson's Disease. **Movement Disorders**, v. 23, p. S426-430, 2008.

OLANOW, C. W.; STERN, M. B.; SETHI, K. The scientific and clinical basis for the treatment of Parkinson disease. **Neurology**, v. 72, n. 21 Supplement 4, p. S1-S136, 2009.

OMS, O. M. D. S. Ageing Facts. 2015. Disponível em: <  
[http://www.who.int/features/factfiles/ageing/ageing\\_facts/es/](http://www.who.int/features/factfiles/ageing/ageing_facts/es/)>.

ORR, R. Contribution of muscle weakness to postural instability in the elderly. **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 46, n. 2, p. 183-220, 2010.

ORR, R. *et al.* Power training improves balance in healthy older adults. **Journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, 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. **Sports Medicine**, v. 38, n. 4, p. 317-343, 2008.

PACHECO, M. M. *et al.* Functional vs. Strength training in adults: specific needs define the best intervention. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 8, n. 1, p. 34-43, 2013.

PAHOR, M. *et al.* Effect of structured physical activity on prevention of major mobility disability in older adults: The life study randomized clinical trial. **Journal of the American Medical Association JAMA**, v. 311, n. 23, p. 2387-2396, 2014.

PAI, Y. C. *et al.* Control of body centre of mass momentum during sit-to-stand among young and elderly adults. **Gait and Posture**, v. 2, n. 2, p. 109-116, 1994.

PAINTER, K. B. *et al.* Strength gains: Block versus daily undulating periodization weight training among track and field athletes. **International journal of sports physiology and performance**, n. 7, n. 2, p. 161-169, 2012.

PAKER, N. *et al.* Gait speed and related factors in Parkinson's disease. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 27, no 12, p. 3675-3679, 2015

PAOLI, A.; BIANCO, A. What is fitness training? Definitions and implications: a systematic review article. **Iranian Journal of Public Health**, v. 44, n. 5, p. 602-614, 2015.

PATLA, A. E. *et al.* Age-related changes in balance control system: initiation of stepping. **Clinical Biomechanics**, v. 8, n. 4, p. 179-184, 1993.

PELICIONI, P. H. S. *et al.* Análise cinética e cinemática do levantar e andar em jovens e idosos. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 37, n. 3, p. 237-244, 2014.

PELICIONI, P. H. S. **Impacto da doença de Parkinson sobre as características cinéticas e cinemáticas da tarefa de levantar e andar, em caidores e não caidores**. 2015. (Mestrado). Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro.

PEREIRA, M. P.; PELICIONI, P. H. S.; MARINELLI, D. Neurofisiologia do sistema locomotor aplicada à doença de Parkinson. In: COELHO, F. *et al* (Ed.). **Exercício Físico no Envelhecimento Saudável e Patológico**. 1. ed. Curitiba: CRV, 2013. p.301 - 313.

PETERSON, D. S.; MARTIN, P. E. Effects of age and walking speed on coactivation and cost of walking in healthy adults. **Gait and Posture**, v. 31, n. 3, p. 355-359, 2010.

PETERSON, M. D. *et al*. Undulation training for development of hierarchical fitness and improved firefighter job performance. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 22, n. 5, p. 1683-1695, 2008.

PFANN, K. D. *et al*. Control of movement distance in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 16, n. 6, p. 1048-1065, 2001.

PHILLIPS, C. *et al*. Neuroprotective effects of physical activity on the brain: a closer look at trophic factor signaling. **Frontiers in Cellular Neuroscience**, v. 8, p. 170, 2014.

PLISK, S. S.; STONE, M. H. Periodization Strategies. **Strength and Conditioning Journal**, v. 25, n. 6, p. 19-37, 2003.

PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The Timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. **Journal of the American Geriatrics Society (JAGS)**, v. 39, n. 2, p. 142-148, 1991.

POLCYN, A. F. *et al*. Age-related changes in the initiation of gait: degradation of central mechanisms for momentum generation. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 79, n. 12, p. 1582-1589, 1998.

POLIQVIN, C. Football: Five steps to increasing the effectiveness of your strength training program. **National Strength and Conditioning Association Journal**, v. 10, n. 3, p. 34-39, 1988.

PRESTES, J. *et al*. Comparison between linear and daily undulating periodized resistance training to increase strength. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 23, n. 9, p. 2437-2442, 2009.

PRESTES, J. *et al*. Understanding the individual responsiveness to resistance training periodization. **American Aging Association**, v. 4, p. 37-55, 2015.

PRINCE, F. *et al*. Gait in the elderly. **Gait and Posture**, v. 5, n. 2, p. 128-135, 1997.

RAMÍREZ-CAMPILLO, R. *et al*. High-speed resistance training is more effective than low-speed resistance training to increase functional capacity and muscle performance in older women. **Experimental Gerontology**, v. 58, p. 51-57, 2014.

RAUCH, S. D. *et al.* Decreasing hair cell counts in aging humans. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 942, n. 617, p. 220-227, 2001.

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, n. 8, p. 1458-1472, 2013.

RHEA, M. R. *et al.* A comparison of linear and daily undulating periodized programs with equated volume and intensity for local muscular endurance. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 17, n. 1, p. 82-87, 2003.

RHEA, M. R.; ALDERMAN, B. L. A Meta-analysis of periodized versus nonperiodized strength and power training programs. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 75, n. 4, p. 413-422, 2004.

RICARD, M. D. *et al.* Effects of rate of force development on EMG amplitude and frequency. **International Journal of Sports Medicine**, v. 26, n. 1, p. 66-70, 2005.

RICE, J.; KEOGH, J. W. Power training: can it improve functional performance in older adults? A systematic review. **International Journal of Exercise Science**, v. 2, n. 2, p. 131-51, 2009.

RILEY, P. O.; KREBS, D. E.; POPAT, R. A. Biomechanical analysis of failed sit-to-stand. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 5, n. 4, p. 353-359, 1997.

RINGSBERG, K. *et al.* Is there a relationship between balance, gait performance and muscular strength in 75-year-old women? **Age and Ageing**, v. 28, n. 3, p. 289-293, 1999.

ROBERTS, M.; MONGEON, D.; PRINCE, F. Biomechanical parameters for gait analysis: a systematic review of healthy human gait. **Physical Therapy and Rehabilitation**, v. 4, n. 1, p. 6, 2017.

ROBICHAUD, J. A. *et al.* Effect of medication on EMG patterns in individuals with Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 17, n. 5, p. 950-960, 2002.

ROBICHAUD, J. A. *et al.* Force control and disease severity in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 20, n. 4, p. 441-450, 2005.

ROBICHAUD, J. A. *et al.* Variability of EMG patterns: A potential neurophysiological marker of Parkinson's disease? **Clinical Neurophysiology**, v. 120, n. 2, p. 390-397, 2009.

ROCCHI, L. *et al.* Step initiation in Parkinson's disease: Influence of initial stance conditions. **Neuroscience Letters**, v. 406, n. 1, p. 128-132, 2006.

ROCKWOOD, K. *et al.* Prevalence, attributes, and outcomes of fitness and frailty in community-dwelling older adults: report from the Canadian study of health and aging. **The Journals of Gerontology: Series A**, v. 59, n. 12, p. 1310-1317, 2004.

ROEDER, L. *et al.* Effects of resistance training on measures of muscular strength in people with Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. **PLoS ONE**, v. 10, n. 7, p. e0132135, 2015.

ROGERS, C. E.; CORDEIRO, M.; PERRYMAN, E. Maintenance of physical function in frail older adults. **Nursing Clinics**, v. 49, n. 2, p. 147-156, 2014.

ROSE, M. H. *et al.* Tremor Irregularity, Torque Steadiness and Rate of Force Development in Parkinson's Disease. **Motor Control**, v. 17, n. 2, p. 203–216, 2016.

ROSENBERG, I. H. Sarcopenia: origins and clinical relevance. **Clinics in Geriatric Medicine**, v. 27, n. 3, p. 337-339, 2011.

ROSIN, R.; TOPKA, H.; DICHGANS, J. Gait initiation in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 12, n. 5, p. 682-690, 1997.

RUBENSTEIN, L. Z. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. **Age and Ageing**, v. 35, n. Suplemento 2, p. ii37-ii41, 2006.

RUITENBERG, M. F. L. *et al.* Sequential movement skill in Parkinson's disease: A state-of-the-art. **Cortex**, v. 65, p. 102–112, 2015.

RUNGE, M. *et al.* Is muscle power output a key factor in the age-related decline in physical performance? A comparison of muscle cross section, chair-rising test and jumping power. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 24, no 6, p. 335–340, 2004.

RUTHERFORD, O. M.; JONES, D. A. The role of learning and coordination in strength training. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 55, n. 1, p. 100–105, 1986.

SAGE, M. D.; JOHNSTON, R. E.; ALMEIDA, Q. J. Comparison of exercise strategies for motor symptom improvement in Parkinson's disease. **Neurodegenerative Disease Management**, v. 1, n. 5, p. 387-395, 2011.

SALAT, D. H. *et al.* Thinning of the cerebral cortex in aging. **Cerebral Cortex**, v. 14, n. 7, p. 721-730, 2004.

SALENIUS, S. *et al.* Defective cortical drive to muscle in Parkinson's disease and its improvement with levodopa. **Brain**, v. 125, n. 3, p. 491–500, 2002.

- SALTYCHEV, M. *et al.* Progressive resistance training in Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. **BMJ Open**, v. 6, n. 1, p. e008756, 2016.
- SARAULLI, D. *et al.* The long run: neuroprotective effects of physical exercise on adult neurogenesis from youth to old age. **Current neuropharmacology**, v. 15, n. 4, p. 519–533, 2017.
- SCANDALIS, T. A. *et al.* Resistance training and gait function in patients with Parkinson's disease. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 80, n. 1, p. 38-43, 2001.
- SCARBOROUGH, D. M.; KREBS, D. E.; HARRIS, B. A. Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. **Gait and Posture**, v. 10, n. 1, p. 10–20, 1999.
- SCHAAFSMA, J. D. *et al.* Characterization of freezing of gait subtypes and the response of each to levodopa in Parkinson's disease. **European Journal of Neurology**, v. 10, n. 4, p. 391-398, 2003.
- SCHENKMAN, M. *et al.* The relative importance of strength and balance in chair rise by functionally impaired older individuals. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 44, n. 12, p. 1441–1446, 1996.
- SCHENKMAN, M. *et al.* Whole-Body Movements During Rising to Standing from Sitting. **Physical Therapy**, v. 70, n. 10, p. 638–648, 1990.
- SCHENKMAN, M. L. *et al.* Spinal movement and performance of a standing reach task in participants with and without Parkinson disease. **Physical Therapy**, v. 81, n. 8, p. 1400-1411, 2001.
- SCHILLING, B. K. *et al.* Effects of moderate-volume, high-load lower-body resistance training on strength and function in persons with Parkinson's disease: a pilot study. **Parkinson's Disease**, v. 2010, p. 1-6, 2010.
- SCHILLING, B. K. *et al.* Impaired leg extensor strength in individuals with Parkinson disease and relatedness to functional mobility. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 15, n. 10, p. 776-780, 2009.
- SCHLENSTEDT, C. *et al.* Resistance versus Balance Training to Improve Postural Control in Parkinson's Disease: a Randomized Rater Blinded Controlled Study. **PloS One**, v. 10, n. 10, p. e0140584, 2015.
- SCHULTZ, A. B.; ALEXANDER, N. B.; ASHTON-MILLER, J. A. Biomechanical analyses of rising from a chair. **Journal of Biomechanics**, v. 25, n. 12, p. 1383-1391, 1992.

SEIDLER, R. D. *et al.* Motor control and aging: Links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 34, n. 5, p. 721-733, 2010.

SEIFERT, T. *et al.* Endurance training enhances BDNF release from the human brain. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, v. 298, n. 2, p. R372–R377, 2010.

SENDEN, R. *et al.* The influence of age, muscle strength and speed of information processing on recovery responses to external perturbations in gait. **Gait and Posture**, v. 39, n. 1, p. 513-517, 2014.

SENNA, G. W. *et al.* Effect of different inter-set rest intervals on performance of single and multi-joint exercises with near maximal loads. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 30, n. 3, p. 710-716, 2016.

SHAFFER, S. W.; HARRISON, A. L. Aging of the somatosensory system: a translational perspective. **Physical Therapy**, v. 87, n. 2, p. 193-207, 2007.

SHULMAN, L. M. *et al.* Randomized clinical trial of 3 types of physical exercise for patients with Parkinson disease. **Journal of the American Medical Association JAMA Neurology**, v. 70, n. 2, p. 183-190, 2013.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. Changes in posture control across the lifespan - a systems approach. **Physical Therapy**, v. 70, n. 12, p. 799-507, 1990.

SILVA-BATISTA, C. *et al.* Instability resistance training improves neuromuscular outcome in Parkinson's disease. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 49, n. 4, p. 652–660, 2017.

SILVA-BATISTA, C. *et al.* Resistance training with instability for patients with Parkinson's disease. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 48, n. 9, p. 1678-1687, 2016.

SIMÃO, R. *et al.* Comparison between nonlinear and linear periodized resistance training: hypertrophic and strength effects. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 26, n. 5, p. 1389-1395, 2012.

SIMÕES, A. Reprodutibilidade e Validade do Questionário de Atividade Física Habitual de Baecke Modificado em Idosos Saudáveis. 2009. 90 Mestrado Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Universidade Nove de Julho – UNINOVE

SKELTON, D. A.; MCLAUGHLIN, A. W. Training functional ability in old age. **Physiotherapy**, v. 82, n. 3, p. 159-167, 1996.

SOFUWA, O. et al. Quantitative gait analysis in Parkinson's disease: Comparison with a healthy control group. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 86, no 5, p. 1007–1013, 2005.

SPAY, C. *et al.* Clonidine modulates the activity of the subthalamic-supplementary motor loop: evidence from a pharmacological study combining DBS and EEG recordings in Parkinsonian patients. **Journal of Neurochemistry**, v. 146, n. 3, p. 333-347, 2018.

STANSFIELD, B. *et al.* Spatiotemporal and kinematic characteristics of gait initiation across a wide speed range. **Gait and Posture**, 2018.

STEELE, J. *et al.* The effects of 6 months of progressive high effort resistance training methods upon strength, body composition, function, and wellbeing of elderly adults. **BioMed Research International**, v. 2017, p. 1-14, 2017.

STEFFEN, T.; SENEY, M. Test-retest reliability and minimal detectable change on balance and ambulation tests, the 36-item short-form health survey, and the unified Parkinson disease rating scale in people with parkinsonism. **Physical Therapy**, v. 88, n. 6, p. 733-746, 2008.

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

STEVENS, J. A. Falls among older adults - risk factors and prevention strategies. **Journal of Safety Research**, v. 36, n. 4, p. 409-411, 2005.

STEVENS-LAPSLEY, J.; KLUGER, B. M.; SCHENKMAN, M. Quadriceps muscle weakness, activation deficits, and fatigue with Parkinson disease. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 26, n. 5, p. 533-541, 2012.

STEWART, V.; SAUNDERS, D.; GREIG, C. Responsiveness of muscle size and strength to physical training in very elderly people: a systematic review. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 24, n. 1, 2014.

STRAIGHT, C. R. *et al.* Effects of resistance training on lower-extremity muscle power in middle-aged and older adults: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. **Sports Medicine**, v. 46, n. 3, p. 353-364, 2016.

STROHACKER, K. et al. The use of periodization in exercise prescriptions for inactive adults: A systematic review. **Preventive Medicine Reports**, v. 2, p. 385-396, 2015.

TAAFFE, D. R.; DURET, C.; WHEELER, S.; MARCUS, R. Once-Weekly Resistance Exercise Improves Muscle Strength and Neuromuscular Performance in Older Adults. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 47, n. 10, p. 1208–1214, 1999.



- TAKAKUSAKI, K. *et al.* Basal ganglia efferents to the brainstem centers controlling postural muscle tone and locomotion: a new concept for understanding motor disorders in basal ganglia dysfunction. **Neuroscience**, v. 119, n. 1, p. 293-308, 2003.
- TAKAKUSAKI, K. *et al.* Role of basal ganglia–brainstem pathways in the control of motor behaviors. **Neuroscience Research**, v. 50, n. 2, p. 137-151, 2004.
- TAKAKUSAKI, K. Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe. **Movement Disorders**, v. 28, n. 11, p. 1483-1491, 2013.
- TAKAKUSAKI, K.; TOMITA, N.; YANO, M. Substrates for normal gait and pathophysiology of gait disturbances with respect to the basal ganglia dysfunction. **Journal of Neurology**, v. 255, n. 4, p. 19-29, 2008.
- TEASDALE, N.; PHILLIPS, J.; STELMACH, G. E. Temporal movement control in patients with Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, v. 53, n. 10, p. 862-868, 1990.
- THOM, J. M. *et al.* Influence of muscle architecture on the torque and power–velocity characteristics of young and elderly men. **European Journal of Applied Physiology**, v. 100, n. 5, p. 613-619, 2007.
- TILLMAN, A. *et al.* Lower limb progressive resistance training improves leg strength but not gait speed or balance in Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v. 7, p. 1-10, 2015.
- TINETTI, M. E.; WILLIAMS, C. S. Falls, injuries due to falls, and the risk of admission to a nursing home. **New England Journal of Medicine**, v. 337, n. 18, p. 1279-1284, 1997.
- TORAMAN, F.; ŞAHIN, G. Age responses to multicomponent training programme in older adults. **Disability and Rehabilitation**, v. 26, n. 8, p. 448-454, 2004.
- TRACY, B. L.; KERN, D. S.; MEHOUDAR, P. D.; SEHNERT, S. M.; BYRNES, W. C.; ENOKA, R. M. Strength training does not improve the steadiness of muscle contractions in the knee extensors of older adults. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 33, n. 5, p. S254, 2001.
- TRIPLETT, N. *et al.* Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 41, n. 3, p. 687-708, 2009.
- TSUJI, T. *et al.* Ground reaction force in sit-to-stand movement reflects lower limb muscle strength and power in community-dwelling older adults. **International Journal of Gerontology**, v. 9, n. 2, p. 111-118, 2015.
- UEMATSU, A. *et al.* A behavioral mechanism of how increases in leg strength improve old adults' gait speed. **PLoS ONE**, v. 9, n. 10, p. e110350, 2014.

UEMURA, K. *et al.* Fear of falling is associated with prolonged anticipatory postural adjustment during gait initiation under dual-task conditions in older adults. **Gait and Posture**, v. 35, n. 2, p. 282-286, 2012.

UNHJEM, R. *et al.* Strength training-induced responses in older adults: attenuation of descending neural drive with age. **Age**, v. 37, n. 3, p. 1-13, 2015.

VAILLANCOURT, D. E. *et al.* Subthalamic nucleus and internal globus pallidus scale with the rate of change of force production in humans. **NeuroImage**, v. 23, n. 1, p. 175–186, 2004.

VALLS-SOLÉ, J. *et al.* Abnormal facilitation of the response to transcranial magnetic stimulation in patients with Parkinson's disease. **Neurology**, v. 44, n. 4, p. 735-741, 1994.

VAN DER KOLK, N. M.; KING, L. A. Effects of exercise on mobility in people with Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 28, n. 11, p. 1587-1596, 2013.

VAN LUMMEL, R. C. *et al.* Older adults with weaker muscle strength stand up from a sitting position with more dynamic trunk use. **Sensors**, v. 18, n. 4, p. 1-12, 2018.

VAN NIMWEGEN, M. *et al.* Physical inactivity in Parkinson's disease. **Journal of Neurology**, v. 258, n. 12, p. 2214-2221, 2011.

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

VANSWEARINGEN, J. M.; STUDENSKI, S. A. Aging, motor skill, and the energy cost of walking: implications for the prevention and treatment of mobility decline in older persons. **The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 69, n. 11, p. 1429-1436, 2014.

VAUGOYEAU, M. *et al.* Coordination of axial rotation and step execution: deficits in Parkinson's disease. **Gait and Posture**, v. 18, n. 3, p. 150-157, 2003.

VAUGOYEAU, M. *et al.* Impaired vertical postural control and proprioceptive integration deficits in Parkinson's disease. **Neuroscience**, v. 146, n. 2, p. 852-863, 2007.

VERKHOHANSKY, Y. Organization of the training process. **New Studies in Athletics**, v. 13, p. 21-32, 1998.

VISWANATHAN, A.; SUDARSKY, L. Chapter 45 - Balance and gait problems in the elderly. In: SUBRAMONY, S. H.; DÜRR, A. B. T.-H. OF C. N. (Eds.). *Ataxic Disorders*. [s.l.] Elsevier, 2012, v. 103, p. 623–634.

VITÓRIO, R. *et al.* Effects of obstacle height on obstacle crossing in mild Parkinson's disease. **Gait and Posture**, v. 31, n. 1, p. 143-146, 2010.

- WALKER, S. *et al.* Moderate-load muscular endurance strength training did not improve peak power or functional capacity in older men and women. **Frontiers in Physiology**, v. 8, p. 1-11, 2017.
- WALKER, S.; PELTONEN, H.; HÄKKINEN, K. Medium-intensity, high-volume “hypertrophic” resistance training did not induce improvements in rapid force production in healthy older men. **Age**, v. 37, n. 3, p. 2015.
- WALL, J. C. *et al.* The Timed Get-up-and-Go test revisited: measurement of the component tasks. *Journal of rehabilitation research and development*, v. 37, n. 1, p. 109–13, 1999.
- WANG, E. *et al.* Impact of maximal strength training on work efficiency and muscle fiber type in the elderly: Implications for physical function and fall prevention. **Experimental gerontology**, v. 91, p. 64-71, 2017.
- WANG, F. C.; DE PASQUA, V.; DELWAIDE, P. J. Age-related changes in fastest and slowest conducting axons of thenar motor units. **Muscle and nerve**, v. 22, n. 8, p. 1022-1029, 1999.
- WATANABE, Y. *et al.* Effect of very low-intensity resistance training with slow movement on muscle size and strength in healthy older adults. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 34, n. 6, p. 463–470, 2014.
- WEINTRAUB, D.; COMELLA, C. L.; HORN, S. Parkinson's disease part 2: Treatment of motor symptoms. **American Journal of Managed Care: AJMC**, v. 14, n. 2, p. 49-58, 2008.
- WEISS, A, *et al.* Transition between the timed Up and Go turn to sit subtasks: Is timing everything? **Journal of the American Medical Directors Association**, v. 17, n. 9, p 864-e9. 864 e15, 2016.
- WICHMANN, T.; DELONG, M. R. Anatomy and physiology of the basal ganglia: relevance to Parkinson's disease and related disorders. **Handbook of clinical neurology**, v. 83, p. 1-18, 2007.
- WILLIAMS, G.; KAHN, M.; RANDALL, A. Strength training for walking in neurologic rehabilitation is not task specific: A focused review. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 6, p. 511–522, 2014.
- WINTER, D. A. *et al.* Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. **Physical therapy**, v. 70, n. 6, p. 340-347, 1990.
- WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. . v. 2, n. 6, , 1991 p. 143.

WOLFSON, L. *et al.* Balance and Strength Training in Older Adults: Intervention Gains and Tai Chi Maintenance. **American Geriatrics Society**, v. 44, n. 5, p. 498–506, 1996.

WOOD, B. *et al.* Incidence and prediction of falls in Parkinson's disease: a prospective multidisciplinary study. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, v. 72, n. 6, p. 721-725, 2002.

WOOD, B.H. *et al.* Incidence and prediction off falls in Parkinson´s disease: a prospective multidisciplinary study. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v. 72, n. 6, p. 721-725, 2002.

WOOTEN, G. *et al.* Are men at greater risk for Parkinson´s disease than women? **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, v. 75, n. 4, p. 637-639, 2004.

YARNALL, A.; ROCHESTER, L.; BURN, D. J. The interplay of cholinergic function, attention, and falls in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 26, n. 14, p. 2496-2503, 2011.

YIOU, E. *et al.* Influence of temporal pressure constraint on the biomechanical organization of gait initiation made with or without an obstacle to clear. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**, v. 18, n. su1, p. 2082-2083, 2015.

YIOU, E. *et al.* Balance control during gait initiation: State-of-the-art and research perspectives. **World Journal of Orthopedics**, v. 8, n. 11, p. 815–828, 2017.

ZETTEL, J. L.; MCILROY, W. E.; MAKI, B. E. Environmental constraints on foot trajectory reveal the capacity for modulation of anticipatory postural adjustments during rapid triggered stepping reactions. **Experimental Brain Research**, v. 146, n. 1, p. 38–47, 2002.

## Anexos

Anexo 1 Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos.



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** EFEITO DA PERIODIZAÇÃO LINEAR E INVERSA ONDULATÓRIA NO TREINAMENTO DA FORÇA PARA A MOBILIDADE DE IDOSOS NEUROLOGICAMENTE SÁDIOS E COM DOENÇA DE PARKINSON.

**Pesquisador:** Diego Alejandro Rojas Jaimés

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 60860416.4.0000.5465

**Instituição Proponente:** Instituto de Biociências de Rio Claro/ Universidade Estadual Paulista -

**Patrocinador Principal:** FUND COORD DE APERFEICOAMENTO DE PESSOAL DE NIVEL SUP

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 1.867.248

#### Apresentação do Projeto:

Trata de uma pesquisa que visa Avaliar o efeito das periodizações linear e inversa ondulatório do treinamento de força na mobilidade de idosos neurologicamente sadios e pacientes com doença de Parkinson. Esta é uma pesquisa de doutorado no Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências da Motricidade, do discente Diego Alejandro Rojas Jaimés sob orientação da Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi.

#### Objetivo da Pesquisa:

"Avaliar o efeito das periodizações linear e inversa ondulatório do treinamento de força na mobilidade de idosos neurologicamente sadios e pacientes com doença de Parkinson"

#### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

É relatado:

"Riscos:

Do treinamento: As sessões de treinamento serão orientadas por um Profissional de Educação física experiente na área que supervisionará as atividades de, no mínimo, 3 estagiários, com o

**Endereço:** Av.24-A n.º 1515  
**Bairro:** Bela Vista **CEP:** 13.506-900  
**UF:** SP **Município:** RIO CLARO  
**Telefone:** (19)3526-9678 **Fax:** (19)3534-0009 **E-mail:** cepib@rc.unesp.br

INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS  
DE RIO  
CLARO/UNIVERSIDADE



Continuação do Parecer: 1.867.248

animo de diminuir potenciais acidentes ocorridos no desenvolvimento das aulas. Com o objetivo de diminuir possíveis lesões por stress, o objetivo da primeira fase é a aprendizagem dos exercícios, além o acompanhamento nas sessões e as

correções contínuas asseguram a diminuição das probabilidades de sofrer lesões. Os participantes continuamente receberão indicações de seguridade sobre o correto uso dos equipamentos da academia como dos pesos livres. Contudo, desconfortos musculares como dor leve serão percebidos pelos participantes, isto pela natureza da intervenção. Nas sessões de transferência (trabalho fora da academia), pode se apresentar risco de quedas nas atividades de locomoção. Porém, caso ocorra qualquer tipo de acidente, como entorses, escoriações ou contusões, serão seguidos os procedimentos de primeiros socorros. Se necessário, o participante será encaminhado ao Pronto Atendimento pelo pesquisador e todo e qualquer gasto referente a acidente que porventura possa ocorrer durante a coleta de dados será coberto pelo pesquisado.

Das avaliações: no desenvolvimento das avaliações os risco apresentados para o participantes são mínimos, o acompanhamento do equipo de avaliadores assegura isto. O desenvolvimento das tarefas não apresenta uma alta complexidade o que implica o mínimo risco de acidente para os participantes.

Benefícios:

O envelhecimento no Brasil é um fenômeno que esta em crescimento, projeta-se que para 2050 o numero de idosos seja o dobro da quantidade existente hoje nos pais. Com isso, espera-se o aumento de pessoas acometidas pela DP, sendo que esta é a segunda doença neuro degenerativa mais prevalente em idosos, que afeta ao 3,3% da população acima de 64 anos de idade. Em 2007, o valor gasto pelo Ministério da Saúde com o tratamento medicamentoso para a DP foi de aproximadamente R\$ 40 milhões; enquanto R\$ 51 milhões são gastos a cada ano com o tratamento de fraturas decorrentes de quedas. 13% dos idosos neurologicamente sadios 65 anos apresentam quedas, nos pacientes com DP o risco de quedas aumenta duas a três vezes mais que em seus pares sadios, sendo que 17% das quedas dos pacientes com DP resultam em fraturas e são a segunda maior causa de hospitalização de pacientes com DP. Estes dados evidenciam a magnitude dos comprometimentos na locomoção tanto de idosos como de pacientes com DP. O exercício tem-se apresentado como uma alternativa viável e de baixo custo e eficaz frente aos acometimentos na locomoção em idosos e pacientes com DP, especificamente o treinamento de força, com ele se apresenta uma ampla exploração na literatura, embora a maioria dos estudos relatados convergem no modelo de periodização lineal

**Endereço:** Av.24-A n.º 1515

**Bairro:** Bela Vista

**CEP:** 13.506-900

**UF:** SP

**Município:** RIO CLARO

**Telefone:** (19)3526-9678

**Fax:** (19)3534-0009

**E-mail:** cepib@rc.unesp.br

**INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS  
DE RIO  
CLARO/UNIVERSIDADE**



Continuação do Parecer: 1.867.248

(tradicional). A presente proposta pretende avançar na compreensão dos efeitos da manipulação dos componentes da carga de treinamento (volume e intensidade) do treinamento de força em idosos saudáveis e pacientes com DP, procurando aumentar a efetividade das estratégias de intervenção para diminuir os declínios típicos do envelhecimento e da DP. Espera-se que os resultados da presente proposta constituam uma ferramenta que auxilie no desenvolvimento e no desenho de novos programas de intervenção para as populações alvo na presente pesquisa, tendo em conta que na atualidade é pouco conhecido o efeito crônico da manipulação dos componentes da carga nas condições contempladas na presente pesquisa."

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

"Participarão deste estudo 120 indivíduos acima de 60 anos, sendo 60 idosos neurologicamente saudáveis e 60 idosos com Doença de Parkinson (DP).

Cada população será pseudoaleatorizada em grupo de treinamento com periodização ondulatória inversa (GPIO n=20, GPIOdp n=20), e o grupo que desenvolver o treinamento com a periodização linear (GPL n=20, GPLdp n=20). Idosos com baixo nível de atividade física serão designados ao grupo controle (GC n=20, GCdp n=20). Para avaliar o efeito da periodização inversa ondulatória sobre a mobilidade, serão desenvolvidas 21 semanas de treinamento de força com periodização linear e ondulatória inversa, três vezes por semana. Serão avaliadas tarefas de locomoção funcional Timed up and Go test (TUG) e Posturolocomotor-manual test (PLM), iniciação da marcha (IM), tarefa de levantar para andar (LpA) e marcha livre (ML), para todas as tarefas serão feitas 10 tentativas, 5 executadas em velocidade preferida e 5 na máxima velocidade, além disso será avaliada a força isométrica máxima no leg press em 3 tentativas. Para a aquisição das variáveis cinemáticas da locomoção serão usados um sistema OPTOTRACK e um tapete GAITrite, além de duas plataformas de força (AccuGait, Advanced Mechanical Technologies, Boston, MA) para as variáveis cinéticas, para a força máxima isométrica uma célula de carga (EMG System do Brasil Ltda.), todas as avaliações terão registro da atividade elétrica muscular, para isso serão posicionados eletrodos de superfície (Trigno TM Wireless System – Delsys, Inc.) nos membros inferiores e na lombar 5 dos participantes. Também será avaliado o Mini Exame do Estado Mental (MEEM), Nível de Atividade Física (Baecke modificado para idosos), Fall Efficacy Scale-International (FES-I), Questionário de Qualidade de vida SF-36 para idosos saudáveis e PDQ-36 para pacientes com DP e a ocorrência de quedas. Além disso, como avaliação padrão para os pacientes com DP será aplicada a Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS) e a Escala de Hoehn e Yahr (H&Y). As avaliações serão aplicadas antes de iniciar a intervenção e na semana 21 após a finalização do treino. O treinamento para ambos os grupos estará dividido em 3 fases, a primeira será a fase de

**Endereço:** Av.24-A n.º 1515

**Bairro:** Bela Vista

**CEP:** 13.506-900

**UF:** SP

**Município:** RIO CLARO

**Telefone:** (19)3526-9678

**Fax:** (19)3534-0009

**E-mail:** cepib@rc.unesp.br

**INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS  
DE RIO  
CLARO/UNIVERSIDADE**



Continuação do Parecer: 1.867.248

adaptação, onde serão ensinados e corrigidos os exercícios empregados no treinamento, esta fase será igual para ambos os grupos, tem como objetivo adicional fazer a adaptação prévia para o treinamento específico. Para o GPIO a segunda fase será de alta intensidade (3 a 7 repetições máximas) e baixo volume (4 a 6 series), na terceira fase será desenvolvido o treino com baixas intensidades (9 a 15 repetições máximas) e altos volumes (2 a 3 series). Para o GPL o treinamento será feito de maneira progressiva, assim ele iniciara com intensidades baixas e progredira para as intensidades altas com o tempo. O GC será convidado para comparecer semanalmente, serão oferecidas aulas de artesanato, línguas estrangeiras, e atividades de convívio social durante o tempo de intervenção. A avaliação dos efeitos do treinamentos será realizada por médio de análises estatísticas paramétricas e não -paramétricas verificando as diferenças entre as duas periodizações."

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

Nas IBP

- Apresenta todos os elementos necessários;
- Informa os riscos da pesquisa e a forma de minimizá-los;
- Informa os benefícios da pesquisa;
- O cronograma é adequado.

No TCLE

- Está escrito em linguagem clara e acessível ao participante;
- Está escrito em forma de convite;
- Denomina de "participante" e não "sujeito" ou "voluntário";
- Contém o nome do pesquisador e do orientador, o RNE do pesquisador, título do trabalho e objetivos;
- Informa corretamente a metodologia a ser aplicada;
- Apesar dos riscos, forma de minimização e benefícios não serem coincidentes aos apresentados nas IBP, considero os mesmos satisfatórios no TCLE;
- Informa ao participante que a pesquisa será sigilosa e que o mesmo pode deixar a pesquisa a qualquer momento;
- Informa ao participante que o mesmo não terá gasto.
- Não informa que não será remunerado;
- Informa ao participante o contato do CEP;

**Endereço:** Av.24-A n.º 1515

**Bairro:** Bela Vista

**CEP:** 13.506-900

**UF:** SP

**Município:** RIO CLARO

**Telefone:** (19)3526-9678

**Fax:** (19)3534-0009

**E-mail:** cepib@rc.unesp.br



**INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS  
DE RIO  
CLARO/UNIVERSIDADE**



Continuação do Parecer: 1.867.248

- Termina o TCLE na forma de "aceito participar do estudo";
- Apresenta os questionários, os quais considero adequados.

**Recomendações:**

- Acrescentar uma frase deixando claro que o mesmo não será remunerado;
- Alterar a frase referente ao contato do CEP, informando que o CEP poderá prestar esclarecimentos relacionados aos aspectos éticos, e não sobre a pesquisa em si;
- Terminar o TCLE convidando o participante a assinar e não com frase de aceite.

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

O CEP REFERENDA O PARECER DO RELATOR:

"Sugiro aprovação com recomendações".

**Considerações Finais a critério do CEP:**

O projeto encontra-se APROVADO para execução. Pedimos atenção aos seguintes itens:

- 1) De acordo com a Resolução CNS nº 466/12, o pesquisador deverá apresentar relatório final.
- 2) Eventuais emendas ( modificações ) ao protocolo devem ser apresentadas, com justificativa, ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada.
- 3) Sobre o TCLE: caso o termo tenha DUAS páginas ou mais, lembramos que no momento da sua assinatura, tanto o participante da pesquisa ( ou seu representante legal) quanto o pesquisador responsável deverão RUBRICAR todas as folhas , colocando as assinaturas na última página.

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_806285.pdf	10/10/2016 11:17:42		Aceito
Outros	PDQ_39.pdf	10/10/2016 11:16:46	Diego Alejandro Rojas Jaimes	Aceito
Outros	SF_36.pdf	10/10/2016 11:07:43	Diego Alejandro Rojas Jaimes	Aceito
Outros	FES_I_Darjaimes.pdf	10/10/2016 11:04:10	Diego Alejandro Rojas Jaimes	Aceito
Folha de Rosto	Folha_Rosto_asinada_Darj.pdf	10/10/2016	Diego Alejandro	Aceito

**Endereço:** Av.24-A n.º 1515  
**Bairro:** Bela Vista **CEP:** 13.506-900  
**UF:** SP **Município:** RIO CLARO  
**Telefone:** (19)3526-9678 **Fax:** (19)3534-0009 **E-mail:** cepib@rc.unesp.br

INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS  
DE RIO  
CLARO/UNIVERSIDADE



Continuação do Parecer: 1.867.248

Folha de Rosto	Folha_Rosto_asinada_Darj.pdf	11:02:09	Rojas Jaimes	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Porjeto_Darjaimes.pdf	07/10/2016 17:51:58	Diego Alejandro Rojas Jaimes	Aceito
Outros	MoCA_Darjaimes.pdf	07/10/2016 17:44:20	Diego Alejandro Rojas Jaimes	Aceito
Outros	Beacke_Darjaimes.pdf	07/10/2016 17:43:56	Diego Alejandro Rojas Jaimes	Aceito
Outros	MEEM_Darjaimes.pdf	07/10/2016 17:42:14	Diego Alejandro Rojas Jaimes	Aceito
Outros	Anamnese_darjaimes.pdf	07/10/2016 16:39:47	Diego Alejandro Rojas Jaimes	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_Darjaimes.pdf	07/10/2016 16:38:40	Diego Alejandro Rojas Jaimes	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

RIO CLARO, 14 de Dezembro de 2016

---

**Assinado por:**  
**Débora Cristina Fonseca**  
**(Coordenador)**

## Anexo 2. Mini-Exame de Estado Mental

**ORIENTAÇÃO TEMPORAL (5 PONTOS)**

- Dia da Semana (1 ponto).....( )
- Dia do Mês (1 ponto).....( )
- Mês (1 ponto).....( )
- Ano (1 ponto).....( )
- Hora Aproximada (1 ponto).....( )

**ORIENTAÇÃO ESPACIAL (5 PONTOS)**

- Local Específico (apartamento ou setor) (1 ponto).....( )
- Instituição (residência, hospital, clínica) (1 ponto).....( )
- Bairro ou rua próxima (1 ponto).....( )
- Cidade (1 ponto).....( )
- Estado (1 ponto).....( )

**MEMÓRIA IMEDIATA e/ou FIXAÇÃO (3 pontos)**

- Repetir: casa, jardim, rua  
1 ponto para cada palavra repetida nas primeiras tentativas.....( )

Repita até as três palavras serem repetidas (máximo de 5 tentativas)

**ATENÇÃO E CALCULO (5 pontos)**

- Subtração: 100 – 7 sucessivamente, por 5 vezes.....( )  
(1 ponto para cada calculo correto)

(alternativamente, soletrar MUNDO de trás para frente)

**MEMÓRIA DE EVOCAÇÃO (3 pontos)**

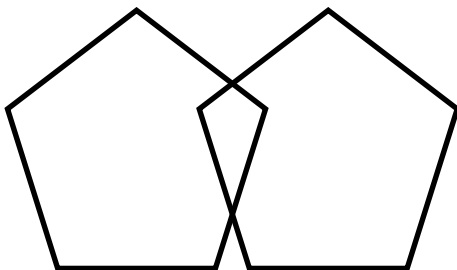
- Lembrar as três palavras ditas anteriormente.....( )  
(1 ponto por palavra certa)

**LINGUAGEM**

- Nomear um relógio e uma caneta (2 pontos).....( )
- Repetir: “nem aqui, nem ali, nem lá” ou “paralelepípedo” (1 PONTO).....( )
- Seguir comando verbal: “Pegue este papel com a mão direita, dobre ao meio e coloque no chão” (3 pontos).....( )
- Ler e obedecer ao comando escrito (FRASE): “ Feche os olhos” (1 ponto).....( )
- Escrever uma frase (1 ponto).....( )

**PRAXIA CONSTRUTIVA**

- Copiar um desenho (1 ponto).....( )



ESCORRE: (\_\_\_\_\_/30)

Anexo 3. Questionário de atividade física habitual Baecke modificado para idosos.

### QUESTIONÁRIO DE ATIVIDADE FÍSICA HABITUAL BAECKE MODIFICADO

Componentes de atividade avaliados: Atividade de vida diária, esporte e lazer

Nome: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_  
 Telefone: \_\_\_\_\_ Data da pesquisa: \_\_/\_\_/\_\_ Tempo de resposta: \_\_\_\_\_  
 Dúvidas: \_\_\_\_\_

#### COMPONENTE 1- ATIVIDADE DE VIDA DIÁRIA

1. Você realiza algum trabalho doméstico em sua casa? (lavar louças, tirar pó, consertar roupas e etc.)

0 nunca (menos de uma vez por mês)

1 às vezes (somente quando o parceiro ou ajuda não está disponível)

2 quase sempre (às vezes com ajuda)

3 sempre (sozinho ou com ajuda)

2. Você realiza algum trabalho doméstico pesado (lavar pisos e janelas, carregar lixo, varrer a casa e etc;)?

0 nunca (menos que uma vez por mês)

1 às vezes (somente quando um ajudante não está disponível)

2 quase sempre (às vezes com ajuda)

3 sempre (sozinho ou com ajuda)

3. Para quantas pessoas você faz tarefas domésticas na sua casa? (incluindo você mesmo, preencher 0 se você respondeu nunca nas questões 1 e 2).

\_\_\_\_\_

4. Quantos cômodos você tem que limpar, incluindo, cozinha, quarto, garagem, banheiro, porão e etc. (preencher 0 se respondeu nunca nas questões 1 e 2).

0 nunca faz trabalhos domésticos

1 1 a 6 cômodos

2 7 a 9 cômodos

3 10 ou mais cômodos

5. Se limpa algum cômodo, em quantos andares? (preencher se respondeu nunca na questão 4)

\_\_\_\_\_

6. Você prepara refeições quentes para si mesmo, ou você ajuda a preparar?

0 nunca

1 às vezes (1 ou 2 vezes por semana)

2 quase sempre (3 a 5 vezes por semana)

3 sempre (mais de 5 vezes por semana)

7. Quantos lances de escada você sobe por dia? (1 lance de escada tem 10 degraus)

0 eu nunca subo lances

1 1-5

2 6-10

3 mais de 10

8. Se você vai para algum lugar em sua cidade, que tipo de transporte você utiliza?

0 eu nunca saio

1 carro

2 transporte público

3 bicicleta

4 caminhando

9. Com que frequência você faz compras?

0 nunca ou menos de uma vez por semana

1 uma vez por semana

2 duas a 4 vezes por semana

3 todos os dias

10. Se você faz compras, que tipo de transporte você utiliza?

0 eu nunca faço compras

1 carro

2 transporte público

3 bicicleta

4 caminhando

## COMPONENTE 2. ATIVIDADES ESPORTIVAS

Você pratica algum esporte? (caminhar, correr, nadar, esportes coletivos, lutas, xadrez).

Esporte 1 - Nome /tipo: \_\_\_\_\_ Intensidade

(código) (1a) : \_\_\_\_\_

Horas por semana (código) (1b) : \_\_\_\_\_ Quantos meses

por ano (código) (1c) : \_\_\_\_\_

Esporte 2 - Nome /tipo: \_\_\_\_\_ Intensidade

(código) (2a): \_\_\_\_\_

Horas por semana (código) (2b): \_\_\_\_\_ Quantos meses

por ano (código) (2c) : \_\_\_\_\_

## COMPONENTE 3 - ATIVIDADES DE LAZER

Você faz alguma atividade de lazer?

Atividade de lazer 1 - Nome /Tipo: \_\_\_\_\_ Intensidade

(código) (1a) : \_\_\_\_\_

Horas por semana (código) (1b) : \_\_\_\_\_ Quantos meses

por ano (código) (1c) : \_\_\_\_\_

Atividade de lazer 2 - Nome / Tipo: \_\_\_\_\_ Intensidade  
(código) (2a) : \_\_\_\_\_  
Horas por semana (código) (2b): \_\_\_\_\_ Quantos meses  
por ano (código) (2c): \_\_\_\_\_

Atividade de lazer 3 - Nome / Tipo: \_\_\_\_\_ Intensidade  
(código) (3a): \_\_\_\_\_  
Horas por semana (código) (3b): \_\_\_\_\_ Quantos meses  
por ano (código) (3c): \_\_\_\_\_

## Apêndices

### Apêndice 1. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.



*Efeito da periodização linear e ondulante no treinamento da força para a mobilidade de idosos neurologicamente saudáveis e de pacientes com doença de Parkinson*

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO  
IB/UNESP/Rio Claro  
(Conselho Nacional de Saúde, Resolução 466/12)**

Eu, Prof. Esp. Ms. Diego Alejandro Rojas Jaimes, RNE G044390-B; CPF: 236811198-05, aluno do programa de pós-graduação em Ciências da Motricidade e pesquisador responsável pelo estudo, convido o (a) Senhor (a) a participar da pesquisa intitulada “*Efeito da periodização linear e ondulante no treinamento da força para a mobilidade de idosos neurologicamente saudáveis e de pacientes com doença de Parkinson*” que tem como membro participante da equipe de pesquisa a Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi, a realizar-se no Instituto de Biociências da UNESP/RC, no Departamento Educação Física – LEPLO – Laboratório de Estudos da Postura e Locomoção, endereço: Av. 24-A, 1515, Bela Vista, CEP:13506-900 Fone: (19) 3526-4365 Fax: (19) 3526-4321.

O objetivo do presente projeto de pesquisa é analisar o efeito da periodização linear e ondulante no treinamento da força para a mobilidade de idosos neurologicamente saudáveis e pacientes com doença de Parkinson. Será realizado um treinamento com duração de 16 semanas, sendo que duas semanas antes do início da intervenção e após da semana 16 serão realizadas diversas avaliações físicas e preenchidos uns questionários. Vai-se avaliar: *a composição corporal* (peso corporal, estatura). *A marcha na velocidade preferida e na velocidade máxima* que consiste em andar sobre um tapete de 7 metros, em este serão coletados dados espaço-temporais do andar. A avaliação da *tarefa de levantar e andar na velocidade preferida e na máxima velocidade*, a pessoa avaliada inicia sentada em uma cadeira sem encosto e sem apoio para os braços (altura de 0,40m.), para iniciar as mãos serão posicionadas sobre as coxas, ao comando “prepara, vai” a pessoa começa a tarefa de levantar da cadeira e andar para frente até uma distância de 4 metros. Para a *iniciação da marcha* a pessoa iniciará a tarefa em pé, ao comando “prepara, vai” caminhará no seu padrão normal de marcha deslocando-se para frente até uma distância de 4 metros. *Ultrapassagem de obstáculo*, consiste em posicionar um obstáculo de espuma macia de 15 cm de altura dentro de um tapete de 7 metros, o avaliado se posiciona em um dos extremos do tapete, após do comando de saída inicia seu andar para frente e ultrapassa o obstáculo com a perna de maior dominância. Para o equilíbrio em condições funcionais se realizara a proba *PLM* (postural-Loconotion-Manual) que consiste em abaixar-se e apanhar uma caixa plástica que estará no chão, deslocar-se e colocar a caixa na prateleira que estará na altura dos olhos. Para estas avaliações precisa-se posicionar 10 marcadores ativos na pele do avaliado, isto será feito por avaliadores experientes neste posicionamento. *Avaliação de posturografia*, a pessoa vai manter uma posição em pé sobre uma plataforma de força (base estável), após será posicionada uma espuma (base instável) sobre a plataforma de força, para ambas as condições se realizaram duas tentativas na primeira a pessoa fixara o olhar em um alvo posicionado na altura dos olhos, e na segunda serão fechados os olhos e posicionado uma venda para maior seguridade de não permitir o olhar, em ambas a pessoa tentara não movimentar-se durante a coleta dos dados, cada tentativa terá uma duração de 1 min. *Força máxima isométrica e déficit bilateral*, a pessoa vai-se posicionar na cadeira leg press com os pés na largura das espinhas ilíacas anterossuperiores, ao comando do avaliador deverá fazer força de extensão nos membros inferiores durante 5 segundos, primeiro serão feitas as tentativas bi-pedales e após as uni-pedales. Para todas as avaliações pretende-se registrar a atividade elétrica dos músculos dos membros inferiores assim serão posicionados eletrodos ativos na pele do avaliado, sendo necessario fazer um processo denominado

Prof. Esp. Ms. Diego Alejandro Rojas Jaimes  
Laboratorio de Estudos da Postura e Locomoção  
-UNESP- Rio Claro



*Efeito da periodização linear e ondulante no treinamento da força para a mobilidade de idosos neurologicamente saudáveis e de pacientes com doença de Parkinson*

“tricotomia”. Esse processo consiste em retirar os cabelos do local de posicionamento do eletrodo, após, lixar suavemente a pele e finalizar limpando a região com um pano com álcool. Na avaliação será preenchido o Questionário de Baecke sobre o nível de Atividade Física (QBMI), o Questionário Nórdico sobre os sintomas musculoesqueléticos e o questionário SF 36 sobre qualidade de vida. Todas essas avaliações serão realizadas por avaliadores experientes e treinados.

Os protocolos das avaliações precisam que o avaliado vista uma calça de short, de preferência largo, para que possamos localizar os locais facilmente e fixar os eletrodos na pele. A participação nos testes não deverá exceder 90 minutos. Todos os procedimentos de filmagem, fotografias e demais dados coletados serão realizados pelo mesmo grupo de pessoas para não causar constrangimentos ao participante. No caso necessário à presença de seus acompanhantes não haverá problemas. Apesar de estas atividades possuírem um alto grau de segurança é necessário ressaltar que há um risco de queda ou de desconforto durante a atividade, entretanto, você sempre estará amparado por nossa equipe. Quanto as avaliações quanto o treinamento vai ser desenvolvido no campus do Departamento de Educação Física do Instituto de Biociências da UNESP/Rio Claro.

O(a) Sr(a) será beneficiado(a) com o conhecimento do estado de seu equilíbrio, controle postural, performance em tarefas do dia a dia, bem como a prática de atividade física adequada e supervisionada, além de colaborar com a ciência. A sua participação é totalmente opcional, sendo que a não participação não lhe trará prejuízo e poderá desistir em qualquer momento da pesquisa.

Os resultados serão exclusivamente para fins científicos e sua identificação não será divulgada. Ainda, o (a) Senhor (a) poderá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, pelo telefone (19)3526-9678 ou (19)3526-9605, para qualquer esclarecimento sobre a pesquisa, ou poderá entrar em contato com a pesquisadora responsável.

Tendo lido o presente Termo, bem como sido esclarecido(a) em todos os aspectos solicitados, aceito participar do estudo “*Efeito da periodização linear e ondulante no treinamento da força para a mobilidade de idosos neurologicamente saudáveis e de pacientes com doença de Parkinson*”, sob responsabilidade do doutorando Diego Alejandro Rojas Jaimes, da UNESP, Av. 24-A, 1515 – Bela Vista – Rio Claro – SP, fone (19) 982452662, assinando este termo em duas vias.





*Efeito da periodização linear e ondulante no treinamento da força para a mobilidade de idosos neurologicamente saudáveis e de pacientes com doença de Parkinson*

Rio Claro, \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_

Nome do participante: \_\_\_\_\_

Documento de Identidade: \_\_\_\_\_ Sexo: \_\_\_ Nascimento: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_ Fone: \_\_\_\_\_

Assinaturas: \_\_\_\_\_

Participante

\_\_\_\_\_

Pesquisador

Diego Alejandro Rojas Jaimes  
Pesquisador

Lilian Teresa Bucken Gobbi  
Orientadora

**DADOS DA PESQUISA**

**Título do projeto:** *Efeito da periodização linear e ondulante no treinamento da força para a mobilidade de idosos neurologicamente saudáveis e de pacientes com doença de Parkinson.*

**Pesquisador responsável:** Prof. Esp. Ms. Diego Alejandro Rojas Jaimes

**Cargo/Função:** Aluna de doutorado

**Instituição:** LEPLO/Depto de Educação Física – Instituto de Biociências/UNESP/RC

**Endereço:** Av. 24-A, nº 1515, Bela Vista, Rio Claro, CEP: 13.506-900

**Fone:** (19) 98167 6195

**Fax:** (19) 3534-6436

Apêndice 2. Médias e desvios padrão do tempo total e tempos das fases da LEA na velocidade preferida.

Variável	M	GPL	GPIO	GC	EPG	EPM	INT
					(F <sub>2,50</sub> ; p)	(F <sub>1,50</sub> ; p)	(F <sub>1,50</sub> ; p)
Duração total	Pré	1,81±0,45	1,82±0,36	1,78±0,19	0,45; 0,64	5,84; 0,01	1,03;0,37
	Pós	1,65±0,21	1,57±0,12	1,75±0,23			
Duração fase 1	Pré	0,84±0,11	0,84±0,06	0,84±0,09	1,14; 0,33	612,57; <0,01	103,57;<0,01
	Pós	0,78±0,1	0,75±0,09	0,83±0,11			
Duração fase 2	Pré	0,28±0,07	0,28±0,06	0,27±0,07	0,71; 0,49	185,84; <0,01	117,63;<0,01
	Pós	0,26±0,07	0,22±0,05	0,27±0,12			
Duração fase 3	Pré	0,35±0,06	0,35±0,08	0,35±0,06	0,83; 0,44	119,80; <0,01	56,11;<0,01
	Pós	0,34±0,07	0,3±0,07	0,35±0,11			
Duração fase 4	Pré	0,59±0,59	0,59±0,19	0,61±0,61	0,19; 0,83	20,78; <0,01	24,01;<0,01
	Pós	0,59±0,12	0,59±0,01	0,61±0,16			

M: Momento; GPL: Grupo periodização linear; GPIO: Grupo periodização inversa ondulatória; GC: Grupo controle; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INT: Interação.

Apêndice 3. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais dos primeiros dois passos da LEA na velocidade preferida.

Variável	M	GPL	GPIO	GC	EPG (F <sub>2,50</sub> ; p)	EPM (F <sub>1,50</sub> ; p)	INT (F <sub>1,50</sub> ; p)
comp1	Pré	52,9±6,1	51,53±5,87	53,06±1,82	0,26; 0,54	1033,66; <0,01	838,25; <0,01
	Pós	53,53±7,18	58,31±6,65	53,4±3,84			
comp2	Pré	55,86±3,62	58,12±5,52	54,49±3,59	21,14; <0,01	15,89; <0,01	14,35; <0,01
	Pós	56,52±2,66	67,73±7,42	54,84±5,62			
durp1	Pré	0,59±0,12	0,59±0,01	0,61±0,15	0,19; 0,83	20,78; <0,01	1,65; 0,25
	Pós	0,59±0,25	0,59±0,11	0,61±0,18			
durp2	Pré	0,6±0,16	0,63±0,15	0,76±0,37	1,86; 0,17	387,35; 0,01	0,98; 0,98
	Pós	0,59±0,29	0,62±0,25	0,76±0,39			
velp1	Pré	91,58±16,74	86,98±9,62	92,4±25,06	0,02; 0,97	819,31; <0,01	1,21; 0,74
	Pós	92,69±17,11	99,57±11,03	93,04±25,24			
velp2	Pré	99,52±26,65	98,26±25,64	83,32±27,87	2,93; 0,06	19,57; <0,01	1,02; 0,06
	Pós	101,7±27,24	115,36±27,39	83,9±28,07			
Largura passo 1	Pré	14,75±4,49	16,11±3,67	15,33±6,62	0,39; 0,67	487,94; <0,01	51,43; <0,01
	Pós	14,58±6,44	15,8±3,6	15,24±6,58			
Largura passo 2	Pré	10,98±2,72	11,38±3,09	10,12±2,51	457,36; 0,02	0,23; 0,74	0,76; 0,72
	Pós	10,73±4,55	12,04±4,73	10,16±2,73			
IF LEA	Pré	73,07±9,97	74,13±12,03	69,39±6,4	0,943; 0,396	1215,19; <0,01	0,49; 0,48
	Pós	73,93±10,09	75,56±12,27	69,83±6,44			

M: Momento; GPL: Grupo periodização linear; GPIO: Grupo periodização inversa ondulatória; GC: Grupo controle; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INT: Interação; comp=comprimento; durp=duração de passo; velp=velocidade passo; IF LEA=índice de fluidez levantar e andar.

Apêndice 4. Médias, desvios padrão e efeitos principais de momento e grupo e interação dos tempos das fases da LEA na velocidade rápida

Variável	M	GPL	GPIO	GC	EPG (F <sub>2,50</sub> ; p)	EPM (F <sub>1,50</sub> ; p)	INTER (F <sub>2,50</sub> ; p)
Duração total	Pré	1,66±0,21	1,67±0,12	1,66±0,18	0,89; 0,42	1509,32; <0,01	353,91; <0,01
	Pós	1,56±0,2	1,48±0,11	1,65±0,17			
Duração fase 1	Pré	0,79±0,1	0,79±0,06	0,79±0,08	0,84; 0,44	1506,25; <0,01	354,79; <0,01
	Pós	0,74±0,09	0,7±0,05	0,78±0,08			
Duração fase 2	Pré	0,26±0,07	0,26±0,05	0,25±0,07	0,08; 0,92	0,36; 0,55	7,94; <0,01
	Pós	0,27±0,07	0,25±0,05	0,27±0,07			
Duração fase 3	Pré	0,34±0,06	0,33±0,08	0,33±0,06	0,23; 0,79	134,17; <0,01	23,53; <0,01
	Pós	0,31±0,06	0,3±0,07	0,33±0,05			
Duração fase 4	Pré	0,5±0,5	0,51±0,51	0,54±0,54	1,30; 0,28	0,62; 0,43	0,16; 0,86
	Pós	0,46±0,17	0,49±0,14	0,54±0,14			

M: Momento; GPL: Grupo periodização linear; GPIO: Grupo periodização inversa ondulatória; GC: Grupo controle; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INTER: interação.

Apêndice 5. Médias e desvios padrão das variáveis espaço temporais dos dois primeiros passos da LEA na velocidade rápida.

Variável	M	GPL	GC	GPIO	EPG (F <sub>2,50</sub> ; p)	EPG (F <sub>1,50</sub> ; p)	INTER (F <sub>2,50</sub> ; p)
comp1 (cm)	Pré	59,51±6,79	58,31±6,65	58,9±2,02	1,005; 0,373	480,65; <0,01	177,78; <0,01
	Pós	63,98±7,38	64,13±7,36	58±1,99			
comp2 (cm)	Pré	62,84±4,14	67,73±7,42	68,04±8,75	3,767; 0,030	514,96; <0,01	204,78; <0,01
	Pós	67,55±4,38	74,49±8,17	67,01±8,62			
durp1 (s)	Pré	0,5±0,1	0,51±0,01	0,54±0,14	1,113; 0,330	230,16; <0,01	175,06; <0,01
	Pós	0,49±0,1	0,48±0,01	0,54±0,14			
durp2 (s)	Pré	0,5±0,13	0,54±0,13	0,67±0,33	2,685; 0,078	47,58; <0,01	127,31; <0,01
	Pós	0,51±0,14	0,51±0,12	0,67±0,33			
velp1	Pré	123,27±22,54	115±12,76	116,55±31,61	1,212; 0,306	1049,13; <0,01	418,28; <0,01
	Pós	133,75±24,54	132,62±14,67	114,6±31,09			
velp2	Pré	133,95±35,88	133,22±31,59	117,82±38,12	2,126; 0,130	285,29; <0,01	146,69; <0,01
	Pós	142,72±38,29	153,66±36,52	115,83±37,48			
Largura passo 1	Pré	12,91±3,94	14±3,23	13,65±5,9	0,428; 0,654	339,26; <0,01	123,99; <0,01
	Pós	11,66±3,59	10,85±2,48	13,52±5,84			
Largura passo 2	Pré	10,98±2,72	11,38±3,09	10,12±2,51	457,36; 0,02	0,35; 0,84	2,35; 0,82
	Pós	10,73±4,55	12,04±4,73	10,16±2,73			
IF LEA	Pré	80,01±10,92	80,62±13,13	74,94±6,91	1,304; 0,019	800,06; <0,01	178,92; <0,01
	Pós	91,21±12,5	94,65±14,98	74,94±6,91			

M: Momento; GPL: Grupo periodização linear; GPIO: Grupo periodização inversa ondulatória; GC: Grupo controle; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INTER: Interação; comp=comprimento; durp=duração de passo; velp=velocidade passo; IF LEA=índice de fluidez levantar e andar.

*Apêndice 6. Médias e desvios padrão das variáveis do centro de pressão nos ajustes posturais antecipatórios na iniciação do andar na velocidade preferida.*

Variável	M	GPL	GPIO	GC	EPG (F <sub>1,50</sub> ; p)	EPM (F <sub>1,50</sub> ; p)	INTER (F <sub>1,50</sub> ; p)
D_COP_ap_F1 (cm)	Pré	2,31±0,36	2,22±0,35	2,27±0,33	0,29; 0,75	0,39; 0,53	1,18; 0,31
	Pós	2,3±0,36	2,28±0,36	2,37±0,49			
D_COP_ap_F2 (cm)	Pré	1,07±0,78	1±0,31	0,97±0,38	0,16; 0,85	0,05; 0,83	0,43; 0,64
	Pós	1,12±0,68	1,08±0,65	0,93±0,49			
D_COP_ap_F3 (cm)	Pré	9,44±1,4	9,68±1,13	9,61±2,26	0,12; 0,88	0,68; 0,41	0,05; 0,95
	Pós	9,42±1,56	9,67±1,18	9,62±2,34			
D_COP_ml_F1 (cm)	Pré	1,43±0,25	1,42±0,36	1,41±0,3	0,01; 0,99	0,15; 0,70	1,15; 0,32
	Pós	1,42±0,38	1,43±0,47	1,42±0,32			
D_COP_ml_F2 (cm)	Pré	10,07±1,87	10,06±3,1	10,08±1,58	0,00; 1	0,47; 0,49	1,20; 0,30
	Pós	10,05±1,95	10,05±3,25	10,1±1,57			
D_COP_ml_F3 (cm)	Pré	2±0,9	2,04±0,45	2,08±0,73	0,05; 0,95	0,52; 0,47	1,89; 0,16
	Pós	2,06±1,05	2,18±0,73	2,11±1,13			
Tpo_F1 (s)	Pré	0,24±0,05	0,24±0,04	0,25±0,05	0,30; 0,74	0,63; 0,43	2,00; 0,14
	Pós	0,23±0,09	0,24±0,07	0,26±0,15			
Tpo_F2 (s)	Pré	0,55±0,27	0,56±0,09	0,59±0,13	0,21; 0,81	0,22; 0,64	2,60; 0,08
	Pós	0,54±0,31	0,56±0,15	0,59±0,28			
Tpo_F3 (s)	Pré	0,51±0,07	0,52±0,11	0,52±0,08	0,11; 0,90	0,10; 0,76	2,68; 0,07
	Pós	0,51±0,19	0,53±0,18	0,52±0,15			
Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	10,26±3,27	9,48±2,45	9,29±1,92	0,64; 0,63	0,68; 0,41	2,11; 0,13
	Pós	10,3±3,31	9,48±2,44	9,27±1,86			
Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	3,33±6,73	1,8±0,53	1,75±0,98	0,91; 0,41	0,25; 0,61	0,14; 0,86
	Pós	3,32±6,7	1,82±0,72	1,75±1,09			
Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	18,8±3,77	19,58±6,16	19,01±5,29	0,12; 0,89	0,04; 0,82	1,74; 0,18
	Pós	18,86±3,82	19,59±6,15	18,95±5,25			
Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	6,19±1,41	5,93±1,54	5,86±1,77	0,23; 0,80	0,43; 0,51	1,74; 0,18
	Pós	6,21±1,49	5,98±1,58	5,85±1,76			
Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	18,56±7,58	18,48±6,38	17,55±3,54	2,48; 0,09	0,69; 0,41	0,98; 0,37
	Pós	18,63±6,57	18,5±6,4	17,53±3,48			
Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	3,95±1,74	4,11±1,47	4,08±1,46	0,05; 0,95	0,34; 0,56	2,09; 0,13
	Pós	3,96±1,75	4,11±1,48	4,11±1,76			

M: Momento; GPL: Grupo periodização linear; GPIO: Grupo periodização inversa ondulatória; GC: Grupo controle; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: Efeito principal de momento; INTER: interação; D: Deslocamento; COP: Centro de pressão; ap: anteroposterior; ml: mediolateral; F: fase; Tpo: tempo; Vel: velocidade

*Apêndice 7. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais do passo 1 na iniciação do andar na velocidade preferida.*

Variável	M	GPL	GPIO	GC	EPG (F <sub>1,50</sub> ; p)	EPM (F <sub>1,50</sub> ; p)	INTER (F <sub>1,50</sub> ; p)
Comprimento (cm)	Pré	54,88±8,12	54,43±6,88	55,07±4,83	0,04; 0,95	0,36; 0,55	0,04; 0,85
	Pós	54,87±8,14	54,41±6,86	55,16±4,82			
Largura (cm)	Pré	11,37±2,26	11,33±2,67	11,15±1,1	0,03; 0,96	0,10; 0,74	0,74; 0,4
	Pós	11,36±2,27	11,37±2,57	11,13±1,12			
Tempo (s)	Pré	0,54±0,1	0,55±0,13	0,54±0,13	0,01; 0,99	0,28; 0,56	1,22; 0,28
	Pós	0,53±0,12	0,55±0,16	0,55±0,15			
Velocidade (cm/s)	Pré	105,13±27,27	106,35±33,69	107,31±27,87	0,2; 0,97	0,49; 0,48	4,33; 0,05
	Pós	105,13±27,37	106,24±33,65	107,66±28			

M: Momento; GPL: Grupo periodização linear; GPIO: Grupo periodização inversa ondulatória; GC: Grupo controle; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: Efeito principal de momento; INTER: interação.

*Apêndice 8. Médias e desvios padrão das variáveis do centro de pressão nos ajustes posturais antecipatórios na iniciação do andar na velocidade rápida.*

Variável	M	GPL	GPIO	GC	EFG	EFM	INTER
					(F <sub>1,50</sub> ; p)	(F <sub>1,50</sub> ; p)	(F <sub>1,50</sub> ; p)
D_COP_ap_F1 (cm)	Pré	2,56±0,41	2,51±0,4	2,43±0,35	0,35; 0,71	0,33; 0,56	1,15; 0,32
	Pós	2,54±0,52	2,59±0,48	2,44±0,39			
D_COP_ap_F2 (cm)	Pré	1,19±0,87	1,13±0,35	1,03±0,41	0,24; 0,78	0,03; 0,85	0,42; 0,65
	Pós	1,25±0,97	1,18±0,46	1,05±0,58			
D_COP_ap_F3 (cm)	Pré	10,44±1,37	10,92±1,33	10,26±2,32	0,67; 0,51	0,73; 0,39	0,04; 0,96
	Pós	10,49±1,56	10,97±1,54	10,28±2,37			
D_COP_ml_F1 (cm)	Pré	1,59±0,27	1,61±0,41	1,51±0,32	0,72; 0,75	0,11; 0,73	1,12; 0,34
	Pós	1,61±0,37	1,64±0,81	1,53±0,41			
D_COP_ml_F2 (cm)	Pré	11,19±2,07	11,4±3,49	10,8±1,7	0,17; 0,84	0,41; 0,52	1,16; 0,32
	Pós	11,18±2,08	11,39±3,48	10,81±1,52			
D_COP_ml_F3 (cm)	Pré	1,78±0,8	1,77±0,39	1,94±0,68	0,31; 0,73	0,53; 0,47	1,82; 0,17
	Pós	1,79±0,78	1,81±0,59	1,92±0,72			
Tpo_F1 (s)	Pré	0,21±0,05	0,21±0,04	0,23±0,04	1,29; 2,84	0,51; 0,47	2,01; 0,14
	Pós	0,22±0,06	0,23±0,08	0,22±0,07			
Tpo_F2 (s)	Pré	0,49±0,24	0,48±0,08	0,55±0,12	0,73; 0,48	0,15; 0,69	2,62; 0,08
	Pós	0,51±0,29	0,49±0,09	0,56±0,18			
Tpo_F3 (s)	Pré	0,45±0,06	0,45±0,09	0,48±0,07	0,56; 0,57	0,06; 0,80	1,81; 0,17
	Pós	0,46±0,11	0,47±0,12	0,49±0,18			
Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	12,83±4,12	12,36±3,19	10,69±2,2	1,47; 0,23	0,84; 0,36	2,14; 0,13
	Pós	12,87±4,16	12,37±3,18	10,67±2,13			
Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	4,19±8,56	2,34±0,69	2,01±1,13	0,91; 0,41	0,23; 0,63	0,13; 0,87
	Pós	4,18±8,52	2,35±0,58	2,03±1,14			
Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	23,49±4,77	25,53±8,17	21,85±5,96	1,24; 0,29	0,02; 0,87	1,39; 0,26
	Pós	23,52±4,81	25,56±8,17	21,78±5,92			
Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	7,73±1,75	7,76±2,01	6,75±2,03	1,21; 0,30	0,55; 0,46	1,75; 0,18
	Pós	7,76±1,65	7,77±2,07	6,73±2,01			
Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	35,73±33,5	24,22±8,44	20,19±4	2,48; 0,93	0,78; 0,38	0,91; 0,39
	Pós	35,82±33,6	24,24±8,47	20,16±3,93			
Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	3,95±1,74	4,11±1,47	4,08±1,46	0,05; 0,94	0,03; 0,85	1,67; 0,19
	Pós	3,98±1,78	4,12±1,48	4,07±1,47			

M: Momento; GPL: Grupo periodização linear; GPIO: Grupo periodização inversa ondulatória; GC: Grupo controle; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: Efeito principal de momento; INTER: interação; D: Deslocamento; COP: Centro de pressão; ap: anteroposterior; ml: mediolateral; F: fase; Tpo: tempo; Vel: velocidade



*Apêndice 9. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais do passo 1 na iniciação do andar na velocidade rápida.*

Variável	M	GPL	GPIO	GC	EPG (F <sub>1,50</sub> ; p)	EPM (F <sub>1,50</sub> ; p)	INT (F <sub>1,50</sub> ; p)
Comprimento (cm)	Pré	60,96±9,04	61,74±7,84	58,94±5,16	0,46; 0,63	2,06; 0,16	0,04; 0,96
	Pós	61,18±9,25	62,07±8,13	59,3±5,25			
Largura (cm)	Pré	10,12±2,06	9,81±2,32	10,36±1	0,30; 0,74	0,39; 0,53	1,18; 0,31
	Pós	10,12±2,06	9,81±2,32	10,35±1,01			
Tempo (s)	Pré	0,48±0,08	0,47±0,12	0,5±0,12	0,29; 0,74	0,37; 0,54	1,31; 0,28
	Pós	0,48±0,09	0,47±0,11	0,5±0,12			
Velocidade (cm/s)	Pré	131,3±34,28	139,58±44,9	123,5±31,9	0,66; 0,52	2,60; 0,11	0,12; 0,88
	Pós	131,79±34,37	140,5±46,29	124,61±32,65			

M: Momento; GPL: Grupo periodização linear; GPIO: Grupo periodização inversa ondulatória; GC: Grupo controle; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: Efeito principal de momento; INTER: Interação.

Apêndice 10. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais do andar livre em velocidade preferida.

Variável	M	GPL	GPIO	GC	EPG (F <sub>1,50</sub> ; p)	EPM (F <sub>1,50</sub> ; p)	INTER (F <sub>1,50</sub> ; p)
Comprimento da passada (cm)	pré	125,32±8,75	133,54±13,44	120,52±12,52	0,96; 0,05	0,11; 0,68	1,25; 0,29
	pós	122,99±9,41	133,84±12,75	121,43±14,08			
Largura (cm)	pré	9,48±3,02	8,38±2,09	10,12±2,51	2,01; 0,14	1,54; 0,22	0,58; 0,56
	pós	9,93±3,55	8,5±2,33	10,16±2,73			
Duração de passada (s)	pré	0,97±0,1	0,98±0,08	0,95±0,05	1,19; 0,31	5,13; 0,03	6,06; 0,00
	pós	1,03±0,1	0,98±0,07	0,95±0,06			
Tempo de balanço (s)	pré	0,37±0,03	0,38±0,02	0,35±0,02	3,47; 0,03	0,14; 0,71	3,55; 0,03
	pós	0,38±0,04	0,37±0,02	0,35±0,03			
Tempo de apoio (s)	pré	0,59±0,07	0,59±0,06	0,59±0,04	0,97; 0,38	9,68; <0,01	6,77; 0,00
	pós	0,64±0,06	0,59±0,06	0,58±0,04			
Tempo de apoio simples (s)	pré	0,37±0,03	0,38±0,02	0,35±0,02	3,46; 0,03	0,00; 0,98	3,30; 0,04
	pós	0,38±0,03	0,37±0,02	0,35±0,03			
Tempo de apoio duplo (s)	pré	0,22±0,05	0,21±0,04	0,24±0,03	1,44; 0,24	19,11; <0,01	6,31; 0,00
	pós	0,26±0,04	0,23±0,05	0,24±0,03			
Velocidade de passada (cm/s)	pré	131,45±16,75	138,3±20,57	126,9±13,31	3,37; 0,04	2,75; 0,10	3,74; 0,03
	pós	121,19±16,88	138,3±18,12	127,64±14,47			

M: Momento; GPL: Grupo periodização linear; GPIO: Grupo periodização inversa ondulatória; GC: Grupo controle; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INTER: Interação.

Apêndice 11. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais do andar livre em velocidade rápida.

Variável	M	GPL	GPIO	GC	EPG (F1,50; p)	EFM (F1,50; p)	INTER (F1,50; p)
comprimento da passada (cm)	pré	135.47±11.00	145.38±14.16	137.48±15.58	4,13; 0,02	0,09; 0,77	1,58; 0,21
	pós	136.35±12.54	147.69±13.27	135.18±16.93			
Largura (cm)	pré	8.86±3.25	8.02±1.75	9.82±2.53	1,76; 0,18	0,58; 0,45	0,42; 0,65
	pós	9.13±3.37	8.22±1.97	9.72±2.38			
tempo de passada (s)	pré	0.85±0.07	0.83±0.09	0.85±0.09	0,683; 0,51	0,42; 0,52	0,90; 0,41
	pós	0.33±0.03	0.32±0.03	0.32±0.03			
tempo de balanço (s)	pré	0.34±0.02	0.33±0.03	0.32±0.04	0,64; 0,52	5,03; 0,03	0,30; 0,73
	pós	0.86±0.08	0.82±0.08	0.83±0.08			
tempo de apoio (s)	pré	0.50±0.05	0.48±0.06	0.51±0.06	1,22; 0,30	0,10; 0,75	0,86; 0,42
	pós	0.51±0.06	0.48±0.06	0.50±0.06			
tempo de apoio simples (s)	pré	0.34±0.02	0.33±0.03	0.32±0.04	0,77; 0,47	6,40; 0,02	0,27; 0,75
	pós	0.33±0.03	0.32±0.03	0.32±0.03			
tempo de apoio duplo (s)	pré	0.16±0.03	0.15±0.04	0.18±0.03	2,70; 0,07	3,21; 0,08	1,07; 0,34
	pós	0.18±0.05	0.16±0.05	0.18±0.04			
velocidade de passada (cm/s)	pré	161.46±17.78	177.45±19.69	163.83±24.19	5,22; <0,01	0,49; 0,48	0,48; 0,62
	pós	160.66±22.53	181.51±18.62	165.44±26.36			

M: Momento; GPL: Grupo periodização linear; GPIO: Grupo periodização inversa ondulatória; GC: Grupo controle; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INTER: Interação.

Apêndice 12. Médias, desvio padrão e efeitos principais de momento e grupo da mobilidade funcional.

Variável	M	GPL	GPIO	GC	EPG (F1,50; p)	EPM (F1,50; p)	INTER (F1,50; p)
tempo	Pré	5,67±0,37	5,63±0,44	5,43±0,45			
TUG (s)	Pós	5,39±0,37	5,09±0,39	5,38±0,44	0,96; 0,39	282,48; <0,01	65,89; <0,01

M: Momento; GPL: Grupo periodização linear; GPIO: Grupo periodização inversa ondulatória; GC: Grupo controle; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INTER: Interação.

Apêndice 13. Médias, desvio padrão e efeitos principais de momento e grupo da avaliação de força.

Variável	M	GPL	GPIO	GC	EPG (F1,50; p)	EPM (F2,50; p)	INTER (F2,50; p)
FIMV (N)	Pré	1345,66±313,71	313,714±1350,2	1350,27±304,20	470,16; <0,01	1,482; 0,237	98,04; <0,01
	Pós	1696,45±390,30	390,304±1806,0	1806,09±398,14			
TDF (N/s)	Pré	32,6±0,19	0,19±32,6	32,6±0,29	2419,27; <0,01	365,92; <0,01	506,41; <0,01
	Pós	41,1±0,39	0,39±43,7	43,7±1,47			

M: Momento; GPL: Grupo periodização linear; GPIO: Grupo periodização inversa ondulatória; GC: Grupo controle; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INTER: Interação; FIMV: Força isométrica máxima voluntária; TDF: Taxa de desenvolvimento da força;

Apêndice 14. Médias e desvios padrão da duração total e da duração das fases da LEA na velocidade preferida

Variável	M	GTFPL-T	GTFPL	EPM (F <sub>1,20</sub> , p)	EPG (F <sub>1,20</sub> , p)	INTER (F <sub>1,20</sub> , p)
Duração total (s)	Pré	1,87±0,42	1,83±0,14	1,79; 0,19	0,76; 0,39	1,11; 0,3
	Pós	1,62±0,22	1,8±0,14			
Duração fase 1 (s)	Pré	0,74±0,10	0,95±0,06	277,4; 3,43	30,82; 1,96	92,73; <0,01
	Pós	0,69±0,10	0,94±0,06			
Duração fase 2 (s)	Pré	0,86±0,05	0,87±0,04	8,58; 0,00	0,90; 0,35	3,78; 0,07
	Pós	0,82±0,08	0,86±0,04			
Duração fase 3 (s)	Pré	0,39±0,05	0,38±0,07	9,46; 0,00	0,00; 0,97	4,14; 0,05
	Pós	0,37±0,05	0,37±0,07			
Duração fase 4 (s)	Pré	0,65±0,65	0,70±0,70	7,29; 0,01	0,86; 0,36	0,5; 0,49
	Pós	0,64±0,64	0,70±0,70			

M: Momento; GTFPL-T: Grupo treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo treinamento de força com periodização linear; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INTER: Interação.

Apêndice 15. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais dos primeiros dois passos da LEA na velocidade preferida

Variável	M	GTFPL-T	GTFPL	EPM (F <sub>1,20</sub> , p)	EPG (F <sub>1,20</sub> , p)	INTER (F <sub>1,20</sub> , p)
comp1 (cm)	Pré	44,39±4,33	43,33±2,07	357,5; 0,00	1,01; 0,32	8,08; <0,01
	Pós	48,98±4,40	46,72±2,14			
comp2 (cm)	Pré	45,29±3,00	44,09±2,63	203,4; 0,00	1,53; 0,22	2,65; 0,11
	Pós	49,63±3,50	47,53±2,67			
durp1 (s)	Pré	0,65±0,11	0,70±0,16	0,41; 0,52	1,50; 0,23	2,31; 0,14
	Pós	0,64±0,11	0,72±0,13			
durp2 (s)	Pré	0,66±0,16	0,73±0,19	2,72; 0,11	0,88; 0,35	0,06; 0,80
	Pós	0,66±0,15	0,73±0,17			
velp1 (cm/s)	Pré	69,30±9,65	65,24±19,40	12,07; 0,00	1,64; 0,21	6,12; 0,02
	Pós	77,33±11,16	66,59±15,51			
velp2 (cm/s)	Pré	71,51±17,00	63,62±17,37	171,3; 0,00	1,30; 0,26	3,61; 0,07
	Pós	78,81±17,63	69,07±18,09			
Largura passo 1 (cm)	Pré	13,31±4,43	16,59±6,24	27,58; 0,00	2,29; 0,14	0,80; 0,38
	Pós	12,75±4,22	16,18±5,86			
Largura passo 2 (cm)	Pré	10,53±1,90	11,19±1,38	44,27; 0,00	1,14; 0,29	0,23; 0,84
	Pós	10,01±1,79	10,96±1,35			
IF LEA (%)	Pré	57,78±8,49	56,33±5,98	24,41; 0,00	0,45; 0,50	10,53; <0,01
	Pós	60,19±9,32	56,83±6,48			

M: Momento; GTFPL-T: Grupo treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo treinamento de força com periodização linear; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INTER: Interação.

Apêndice 16. Médias, desvios padrão e efeitos principais de momento e grupo da duração total e da duração das fases da LEA na velocidade rápida

Variável	M	GTFPL-T	GTFPL	EPM (F <sub>1,20</sub> , p)	EPG (F <sub>1,20</sub> , p)	INTER (F <sub>1,20</sub> , p)
Duração total (s)	Pré Pós	1,64±0,22 1,53±0,21	1,70±0,12 1,69±0,12	251,4±8,59	1,66±0,21	142,61; <0,01
Duração fase 1 (s)	Pré Pós	0,78±0,10 0,65±0,09	0,79±0,05 0,81±0,05	152,3±8,26	30,01±0,00	78,55; <0,01
Duração fase 2 (s)	Pré Pós	0,82±0,05 0,81±0,07	0,83±0,04 0,87±0,04	12,72±0,00	0,87±0,36	5,63; 0,02
Duração fase 3 (s)	Pré Pós	0,37±0,05 0,35±0,05	0,36±0,06 0,35±0,07	12,72±0,00	2,51 ±0,18	4,58; 0,04
Duração fase 4 (s)	Pré Pós	0,60±0,09 0,58±0,10	0,67±0,15 0,66±0,18	14,62±0,00	1,61±0,21	14,62; 0,04

M: Momento; GTFPL-T: Grupo treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo treinamento de força com periodização linear; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INTER: Interação.



Apêndice 17. Médias, desvios padrão e efeitos principais de momento e grupo das variáveis espaço-temporais dos primeiros dois passos da LEA na velocidade preferida

Variável	M	GTFPL-T	GTFPL	EPM (F <sub>1,20</sub> , p)	EPG (F <sub>1,20</sub> , p)	INTER (F <sub>1,20</sub> , p)
comp1 (cm)	Pré	53,23±5,09	53,34±3,18	3,93; 0,06	0,23; 0,63	0,54; 0,46
	Pós	54,41±4,56	55,92±3,10			
comp2 (cm)	Pré	54,86±3,78	55,53±4,74	1,94; 0,17	0,29; 0,59	0,00; 0,94
	Pós	56,92±3,54	57,41±4,39			
durp1 (s)	Pré	0,64±0,09	0,72±0,10	0,38; 0,54	6,11; 0,02	0,17; 0,67
	Pós	0,61±0,09	0,71±0,10			
durp2 (s)	Pré	0,64±0,14	0,69±0,18	0,01; 0,90	0,55; 0,46	0,10; 0,74
	Pós	0,65±0,15	0,69±0,16			
velp1 (cm/s)	Pré	83,58±8,55	75,13±9,99	2,86; 0,10	9,45; 0,00	0,07; 0,79
	Pós	89,35±9,56	79,31±10,44			
velp2 (cm/s)	Pré	88,60±16,90	84,92±25,30	0,18; 0,67	0,17; 0,67	0,01; 0,90
	Pós	89,97±17,13	87,34±22,13			
Largura passo 1 (cm)	Pré	12,46±4,16	15,49±5,81	0,16; 0,69	3,44; 0,07	0,00; 0,97
	Pós	11,87±4,04	14,99±5,95			
Largura passo 2 (cm)	Pré	9,86±1,82	10,45±1,26	3,77; 0,06	1,58; 0,22	0,00; 0,96
	Pós	10,95±1,88	11,58±1,41			
IF LEA (%)	Pré	60,47±8,82	59,41±6,64	0,02; 0,86	1,00; 0,32	1,04; 0,31
	Pós	62,08±8,57	57,15±6,18			

M: Momento; GTFPL-T: Grupo treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo treinamento de força com periodização linear; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INTER: Interação; comp=comprimento; durp=duração de passo; velp=velocidade passo; IF LEA=índice de fluidez levantar e andar.

Apêndice 18. Médias, desvios padrão das variáveis do centro de pressão nos ajustes posturais antecipatórios na iniciação do andar na velocidade preferida

Variável	M	GTFPL-T	GTFPL	EPM (F <sub>1,20</sub> , p)	EPG (F <sub>1,20</sub> , p)	INTER (F <sub>1,20</sub> , p)																																																																																																																																								
D_COP_ap_F1 (cm)	Pré	2,10±0,35	2,06±0,33	3,52; 0,07	0,00; 0,98	1,85; 0,18																																																																																																																																								
	Pós	2,01±0,38	2,04±0,41				D_COP_ap_F2 (cm)	Pré	0,93±0,59	0,85±0,26	1,27; 0,27	0,08; 0,77	1,27; 0,27	Pós	0,91±0,60	0,85±0,26	D_COP_ap_F3 (cm)	Pré	8,22±1,17	8,65±2,09	3,14; 0,09	0,69; 0,41	3,04; 0,09	Pós	7,90±1,39	8,65±2,07	D_COP_ml_F1 (cm)	Pré	1,24±0,23	1,18±0,27	3,88; 0,06	0,13; 0,71	1,63; 0,21	Pós	1,18±0,20	1,17±0,28	D_COP_ml_F2 (cm)	Pré	9,24±1,77	9,63±1,28	4,35; 0,04	0,60; 0,44	1,31; 0,26	Pós	8,83±1,71	9,52±1,29	D_COP_ml_F3 (cm)	Pré	1,99±0,76	2,38±0,61	3,31; 0,08	1,22; 0,28	0,57; 0,45	Pós	2,07±0,83	2,41±0,65	Tpo_F1 (s)	Pré	0,26±0,05	0,28±0,05	261,82; <0,01	0,57; 0,45	2,99; 0,09	Pós	0,24±0,04	0,26±0,05	Tpo_F2 (s)	Pré	0,52±0,22	0,56±0,09	158,22; <0,01	0,20; 0,65	0,38; 0,54	Pós	0,48±0,20	0,52±0,08	Tpo_F3 (s)	Pré	0,56±0,07	0,58±0,07	763,63; <0,01	0,68; 0,41	3,39; 0,08	Pós	0,52±0,07	0,54±0,07	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	8,37±2,85	7,44±1,69	8,10; <0,01	0,46; 0,50	1,44; 0,24	Pós	8,56±3,04	7,92±2,01	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	1,79±0,89	1,56±0,57	10,08; <0,01	0,32; 0,57	0,54; 0,46	Pós	1,86±1,02	1,67±0,60	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	14,9±3,00	14,9±4,15	14,03; <0,01	0,07; 0,79	3,63; 0,07	Pós	15,2±3,35	16,0±4,49	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	4,78±0,98	4,35±1,47	5,53; 0,02	0,43; 0,51	1,96; 0,17	Pós	4,85±0,77	4,62±1,60	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	23,1±17,4	17,4±3,28	7,77; 0,01	0,71; 0,40	1,82; 0,19	Pós	23,5±17,2	18,5±3,94	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	3,65±1,48	4,14±1,28	27,52; <0,01	0,48; 0,49
D_COP_ap_F2 (cm)	Pré	0,93±0,59	0,85±0,26	1,27; 0,27	0,08; 0,77	1,27; 0,27																																																																																																																																								
	Pós	0,91±0,60	0,85±0,26				D_COP_ap_F3 (cm)	Pré	8,22±1,17	8,65±2,09	3,14; 0,09	0,69; 0,41	3,04; 0,09	Pós	7,90±1,39	8,65±2,07	D_COP_ml_F1 (cm)	Pré	1,24±0,23	1,18±0,27	3,88; 0,06	0,13; 0,71	1,63; 0,21	Pós	1,18±0,20	1,17±0,28	D_COP_ml_F2 (cm)	Pré	9,24±1,77	9,63±1,28	4,35; 0,04	0,60; 0,44	1,31; 0,26	Pós	8,83±1,71	9,52±1,29	D_COP_ml_F3 (cm)	Pré	1,99±0,76	2,38±0,61	3,31; 0,08	1,22; 0,28	0,57; 0,45	Pós	2,07±0,83	2,41±0,65	Tpo_F1 (s)	Pré	0,26±0,05	0,28±0,05	261,82; <0,01	0,57; 0,45	2,99; 0,09	Pós	0,24±0,04	0,26±0,05	Tpo_F2 (s)	Pré	0,52±0,22	0,56±0,09	158,22; <0,01	0,20; 0,65	0,38; 0,54	Pós	0,48±0,20	0,52±0,08	Tpo_F3 (s)	Pré	0,56±0,07	0,58±0,07	763,63; <0,01	0,68; 0,41	3,39; 0,08	Pós	0,52±0,07	0,54±0,07	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	8,37±2,85	7,44±1,69	8,10; <0,01	0,46; 0,50	1,44; 0,24	Pós	8,56±3,04	7,92±2,01	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	1,79±0,89	1,56±0,57	10,08; <0,01	0,32; 0,57	0,54; 0,46	Pós	1,86±1,02	1,67±0,60	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	14,9±3,00	14,9±4,15	14,03; <0,01	0,07; 0,79	3,63; 0,07	Pós	15,2±3,35	16,0±4,49	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	4,78±0,98	4,35±1,47	5,53; 0,02	0,43; 0,51	1,96; 0,17	Pós	4,85±0,77	4,62±1,60	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	23,1±17,4	17,4±3,28	7,77; 0,01	0,71; 0,40	1,82; 0,19	Pós	23,5±17,2	18,5±3,94	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	3,65±1,48	4,14±1,28	27,52; <0,01	0,48; 0,49	0,05; 0,80	Pós	4,07±1,72	4,52±1,51						
D_COP_ap_F3 (cm)	Pré	8,22±1,17	8,65±2,09	3,14; 0,09	0,69; 0,41	3,04; 0,09																																																																																																																																								
	Pós	7,90±1,39	8,65±2,07				D_COP_ml_F1 (cm)	Pré	1,24±0,23	1,18±0,27	3,88; 0,06	0,13; 0,71	1,63; 0,21	Pós	1,18±0,20	1,17±0,28	D_COP_ml_F2 (cm)	Pré	9,24±1,77	9,63±1,28	4,35; 0,04	0,60; 0,44	1,31; 0,26	Pós	8,83±1,71	9,52±1,29	D_COP_ml_F3 (cm)	Pré	1,99±0,76	2,38±0,61	3,31; 0,08	1,22; 0,28	0,57; 0,45	Pós	2,07±0,83	2,41±0,65	Tpo_F1 (s)	Pré	0,26±0,05	0,28±0,05	261,82; <0,01	0,57; 0,45	2,99; 0,09	Pós	0,24±0,04	0,26±0,05	Tpo_F2 (s)	Pré	0,52±0,22	0,56±0,09	158,22; <0,01	0,20; 0,65	0,38; 0,54	Pós	0,48±0,20	0,52±0,08	Tpo_F3 (s)	Pré	0,56±0,07	0,58±0,07	763,63; <0,01	0,68; 0,41	3,39; 0,08	Pós	0,52±0,07	0,54±0,07	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	8,37±2,85	7,44±1,69	8,10; <0,01	0,46; 0,50	1,44; 0,24	Pós	8,56±3,04	7,92±2,01	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	1,79±0,89	1,56±0,57	10,08; <0,01	0,32; 0,57	0,54; 0,46	Pós	1,86±1,02	1,67±0,60	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	14,9±3,00	14,9±4,15	14,03; <0,01	0,07; 0,79	3,63; 0,07	Pós	15,2±3,35	16,0±4,49	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	4,78±0,98	4,35±1,47	5,53; 0,02	0,43; 0,51	1,96; 0,17	Pós	4,85±0,77	4,62±1,60	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	23,1±17,4	17,4±3,28	7,77; 0,01	0,71; 0,40	1,82; 0,19	Pós	23,5±17,2	18,5±3,94	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	3,65±1,48	4,14±1,28	27,52; <0,01	0,48; 0,49	0,05; 0,80	Pós	4,07±1,72	4,52±1,51																
D_COP_ml_F1 (cm)	Pré	1,24±0,23	1,18±0,27	3,88; 0,06	0,13; 0,71	1,63; 0,21																																																																																																																																								
	Pós	1,18±0,20	1,17±0,28				D_COP_ml_F2 (cm)	Pré	9,24±1,77	9,63±1,28	4,35; 0,04	0,60; 0,44	1,31; 0,26	Pós	8,83±1,71	9,52±1,29	D_COP_ml_F3 (cm)	Pré	1,99±0,76	2,38±0,61	3,31; 0,08	1,22; 0,28	0,57; 0,45	Pós	2,07±0,83	2,41±0,65	Tpo_F1 (s)	Pré	0,26±0,05	0,28±0,05	261,82; <0,01	0,57; 0,45	2,99; 0,09	Pós	0,24±0,04	0,26±0,05	Tpo_F2 (s)	Pré	0,52±0,22	0,56±0,09	158,22; <0,01	0,20; 0,65	0,38; 0,54	Pós	0,48±0,20	0,52±0,08	Tpo_F3 (s)	Pré	0,56±0,07	0,58±0,07	763,63; <0,01	0,68; 0,41	3,39; 0,08	Pós	0,52±0,07	0,54±0,07	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	8,37±2,85	7,44±1,69	8,10; <0,01	0,46; 0,50	1,44; 0,24	Pós	8,56±3,04	7,92±2,01	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	1,79±0,89	1,56±0,57	10,08; <0,01	0,32; 0,57	0,54; 0,46	Pós	1,86±1,02	1,67±0,60	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	14,9±3,00	14,9±4,15	14,03; <0,01	0,07; 0,79	3,63; 0,07	Pós	15,2±3,35	16,0±4,49	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	4,78±0,98	4,35±1,47	5,53; 0,02	0,43; 0,51	1,96; 0,17	Pós	4,85±0,77	4,62±1,60	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	23,1±17,4	17,4±3,28	7,77; 0,01	0,71; 0,40	1,82; 0,19	Pós	23,5±17,2	18,5±3,94	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	3,65±1,48	4,14±1,28	27,52; <0,01	0,48; 0,49	0,05; 0,80	Pós	4,07±1,72	4,52±1,51																										
D_COP_ml_F2 (cm)	Pré	9,24±1,77	9,63±1,28	4,35; 0,04	0,60; 0,44	1,31; 0,26																																																																																																																																								
	Pós	8,83±1,71	9,52±1,29				D_COP_ml_F3 (cm)	Pré	1,99±0,76	2,38±0,61	3,31; 0,08	1,22; 0,28	0,57; 0,45	Pós	2,07±0,83	2,41±0,65	Tpo_F1 (s)	Pré	0,26±0,05	0,28±0,05	261,82; <0,01	0,57; 0,45	2,99; 0,09	Pós	0,24±0,04	0,26±0,05	Tpo_F2 (s)	Pré	0,52±0,22	0,56±0,09	158,22; <0,01	0,20; 0,65	0,38; 0,54	Pós	0,48±0,20	0,52±0,08	Tpo_F3 (s)	Pré	0,56±0,07	0,58±0,07	763,63; <0,01	0,68; 0,41	3,39; 0,08	Pós	0,52±0,07	0,54±0,07	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	8,37±2,85	7,44±1,69	8,10; <0,01	0,46; 0,50	1,44; 0,24	Pós	8,56±3,04	7,92±2,01	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	1,79±0,89	1,56±0,57	10,08; <0,01	0,32; 0,57	0,54; 0,46	Pós	1,86±1,02	1,67±0,60	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	14,9±3,00	14,9±4,15	14,03; <0,01	0,07; 0,79	3,63; 0,07	Pós	15,2±3,35	16,0±4,49	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	4,78±0,98	4,35±1,47	5,53; 0,02	0,43; 0,51	1,96; 0,17	Pós	4,85±0,77	4,62±1,60	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	23,1±17,4	17,4±3,28	7,77; 0,01	0,71; 0,40	1,82; 0,19	Pós	23,5±17,2	18,5±3,94	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	3,65±1,48	4,14±1,28	27,52; <0,01	0,48; 0,49	0,05; 0,80	Pós	4,07±1,72	4,52±1,51																																				
D_COP_ml_F3 (cm)	Pré	1,99±0,76	2,38±0,61	3,31; 0,08	1,22; 0,28	0,57; 0,45																																																																																																																																								
	Pós	2,07±0,83	2,41±0,65				Tpo_F1 (s)	Pré	0,26±0,05	0,28±0,05	261,82; <0,01	0,57; 0,45	2,99; 0,09	Pós	0,24±0,04	0,26±0,05	Tpo_F2 (s)	Pré	0,52±0,22	0,56±0,09	158,22; <0,01	0,20; 0,65	0,38; 0,54	Pós	0,48±0,20	0,52±0,08	Tpo_F3 (s)	Pré	0,56±0,07	0,58±0,07	763,63; <0,01	0,68; 0,41	3,39; 0,08	Pós	0,52±0,07	0,54±0,07	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	8,37±2,85	7,44±1,69	8,10; <0,01	0,46; 0,50	1,44; 0,24	Pós	8,56±3,04	7,92±2,01	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	1,79±0,89	1,56±0,57	10,08; <0,01	0,32; 0,57	0,54; 0,46	Pós	1,86±1,02	1,67±0,60	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	14,9±3,00	14,9±4,15	14,03; <0,01	0,07; 0,79	3,63; 0,07	Pós	15,2±3,35	16,0±4,49	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	4,78±0,98	4,35±1,47	5,53; 0,02	0,43; 0,51	1,96; 0,17	Pós	4,85±0,77	4,62±1,60	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	23,1±17,4	17,4±3,28	7,77; 0,01	0,71; 0,40	1,82; 0,19	Pós	23,5±17,2	18,5±3,94	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	3,65±1,48	4,14±1,28	27,52; <0,01	0,48; 0,49	0,05; 0,80	Pós	4,07±1,72	4,52±1,51																																														
Tpo_F1 (s)	Pré	0,26±0,05	0,28±0,05	261,82; <0,01	0,57; 0,45	2,99; 0,09																																																																																																																																								
	Pós	0,24±0,04	0,26±0,05				Tpo_F2 (s)	Pré	0,52±0,22	0,56±0,09	158,22; <0,01	0,20; 0,65	0,38; 0,54	Pós	0,48±0,20	0,52±0,08	Tpo_F3 (s)	Pré	0,56±0,07	0,58±0,07	763,63; <0,01	0,68; 0,41	3,39; 0,08	Pós	0,52±0,07	0,54±0,07	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	8,37±2,85	7,44±1,69	8,10; <0,01	0,46; 0,50	1,44; 0,24	Pós	8,56±3,04	7,92±2,01	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	1,79±0,89	1,56±0,57	10,08; <0,01	0,32; 0,57	0,54; 0,46	Pós	1,86±1,02	1,67±0,60	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	14,9±3,00	14,9±4,15	14,03; <0,01	0,07; 0,79	3,63; 0,07	Pós	15,2±3,35	16,0±4,49	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	4,78±0,98	4,35±1,47	5,53; 0,02	0,43; 0,51	1,96; 0,17	Pós	4,85±0,77	4,62±1,60	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	23,1±17,4	17,4±3,28	7,77; 0,01	0,71; 0,40	1,82; 0,19	Pós	23,5±17,2	18,5±3,94	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	3,65±1,48	4,14±1,28	27,52; <0,01	0,48; 0,49	0,05; 0,80	Pós	4,07±1,72	4,52±1,51																																																								
Tpo_F2 (s)	Pré	0,52±0,22	0,56±0,09	158,22; <0,01	0,20; 0,65	0,38; 0,54																																																																																																																																								
	Pós	0,48±0,20	0,52±0,08				Tpo_F3 (s)	Pré	0,56±0,07	0,58±0,07	763,63; <0,01	0,68; 0,41	3,39; 0,08	Pós	0,52±0,07	0,54±0,07	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	8,37±2,85	7,44±1,69	8,10; <0,01	0,46; 0,50	1,44; 0,24	Pós	8,56±3,04	7,92±2,01	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	1,79±0,89	1,56±0,57	10,08; <0,01	0,32; 0,57	0,54; 0,46	Pós	1,86±1,02	1,67±0,60	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	14,9±3,00	14,9±4,15	14,03; <0,01	0,07; 0,79	3,63; 0,07	Pós	15,2±3,35	16,0±4,49	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	4,78±0,98	4,35±1,47	5,53; 0,02	0,43; 0,51	1,96; 0,17	Pós	4,85±0,77	4,62±1,60	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	23,1±17,4	17,4±3,28	7,77; 0,01	0,71; 0,40	1,82; 0,19	Pós	23,5±17,2	18,5±3,94	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	3,65±1,48	4,14±1,28	27,52; <0,01	0,48; 0,49	0,05; 0,80	Pós	4,07±1,72	4,52±1,51																																																																		
Tpo_F3 (s)	Pré	0,56±0,07	0,58±0,07	763,63; <0,01	0,68; 0,41	3,39; 0,08																																																																																																																																								
	Pós	0,52±0,07	0,54±0,07				Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	8,37±2,85	7,44±1,69	8,10; <0,01	0,46; 0,50	1,44; 0,24	Pós	8,56±3,04	7,92±2,01	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	1,79±0,89	1,56±0,57	10,08; <0,01	0,32; 0,57	0,54; 0,46	Pós	1,86±1,02	1,67±0,60	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	14,9±3,00	14,9±4,15	14,03; <0,01	0,07; 0,79	3,63; 0,07	Pós	15,2±3,35	16,0±4,49	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	4,78±0,98	4,35±1,47	5,53; 0,02	0,43; 0,51	1,96; 0,17	Pós	4,85±0,77	4,62±1,60	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	23,1±17,4	17,4±3,28	7,77; 0,01	0,71; 0,40	1,82; 0,19	Pós	23,5±17,2	18,5±3,94	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	3,65±1,48	4,14±1,28	27,52; <0,01	0,48; 0,49	0,05; 0,80	Pós	4,07±1,72	4,52±1,51																																																																												
Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	8,37±2,85	7,44±1,69	8,10; <0,01	0,46; 0,50	1,44; 0,24																																																																																																																																								
	Pós	8,56±3,04	7,92±2,01				Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	1,79±0,89	1,56±0,57	10,08; <0,01	0,32; 0,57	0,54; 0,46	Pós	1,86±1,02	1,67±0,60	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	14,9±3,00	14,9±4,15	14,03; <0,01	0,07; 0,79	3,63; 0,07	Pós	15,2±3,35	16,0±4,49	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	4,78±0,98	4,35±1,47	5,53; 0,02	0,43; 0,51	1,96; 0,17	Pós	4,85±0,77	4,62±1,60	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	23,1±17,4	17,4±3,28	7,77; 0,01	0,71; 0,40	1,82; 0,19	Pós	23,5±17,2	18,5±3,94	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	3,65±1,48	4,14±1,28	27,52; <0,01	0,48; 0,49	0,05; 0,80	Pós	4,07±1,72	4,52±1,51																																																																																						
Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	1,79±0,89	1,56±0,57	10,08; <0,01	0,32; 0,57	0,54; 0,46																																																																																																																																								
	Pós	1,86±1,02	1,67±0,60				Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	14,9±3,00	14,9±4,15	14,03; <0,01	0,07; 0,79	3,63; 0,07	Pós	15,2±3,35	16,0±4,49	Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	4,78±0,98	4,35±1,47	5,53; 0,02	0,43; 0,51	1,96; 0,17	Pós	4,85±0,77	4,62±1,60	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	23,1±17,4	17,4±3,28	7,77; 0,01	0,71; 0,40	1,82; 0,19	Pós	23,5±17,2	18,5±3,94	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	3,65±1,48	4,14±1,28	27,52; <0,01	0,48; 0,49	0,05; 0,80	Pós	4,07±1,72	4,52±1,51																																																																																																
Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	14,9±3,00	14,9±4,15	14,03; <0,01	0,07; 0,79	3,63; 0,07																																																																																																																																								
	Pós	15,2±3,35	16,0±4,49				Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	4,78±0,98	4,35±1,47	5,53; 0,02	0,43; 0,51	1,96; 0,17	Pós	4,85±0,77	4,62±1,60	Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	23,1±17,4	17,4±3,28	7,77; 0,01	0,71; 0,40	1,82; 0,19	Pós	23,5±17,2	18,5±3,94	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	3,65±1,48	4,14±1,28	27,52; <0,01	0,48; 0,49	0,05; 0,80	Pós	4,07±1,72	4,52±1,51																																																																																																										
Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	4,78±0,98	4,35±1,47	5,53; 0,02	0,43; 0,51	1,96; 0,17																																																																																																																																								
	Pós	4,85±0,77	4,62±1,60				Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	23,1±17,4	17,4±3,28	7,77; 0,01	0,71; 0,40	1,82; 0,19	Pós	23,5±17,2	18,5±3,94	Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	3,65±1,48	4,14±1,28	27,52; <0,01	0,48; 0,49	0,05; 0,80	Pós	4,07±1,72	4,52±1,51																																																																																																																				
Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	23,1±17,4	17,4±3,28	7,77; 0,01	0,71; 0,40	1,82; 0,19																																																																																																																																								
	Pós	23,5±17,2	18,5±3,94				Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	3,65±1,48	4,14±1,28	27,52; <0,01	0,48; 0,49	0,05; 0,80	Pós	4,07±1,72	4,52±1,51																																																																																																																														
Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	3,65±1,48	4,14±1,28	27,52; <0,01	0,48; 0,49	0,05; 0,80																																																																																																																																								
	Pós	4,07±1,72	4,52±1,51																																																																																																																																											

M: Momento; GTFPL-T: Grupo treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo treinamento de força com periodização linear; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INTER: Interação; D: Deslocamento; COP: Centro de pressão; ap: anteroposterior; ml: mediolateral; F: fase; Tpo: tempo; Vel: velocidade

Apêndice 19. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais do primeiro passo da IA na velocidade preferida

Variável	M	GTFPL-T	GTFPL	EPM (F <sub>1,20</sub> , p)	EPG (F <sub>1,20</sub> , p)	INTER (F <sub>1,20</sub> , p)
Comprimento (cm)	Pré	48,3±3,58	48,3±5,33	27,45; 3,97	0,00; 0,97	0,03; 0,84
	Pós	51,1±4,13	50,9±4,90			
Largura (cm)	Pré	12,1±1,32	11,9±2,54	414,98; 7,60	0,01; 0,90	0,73; 0,40
	Pós	10,9±1,15	10,9±2,31			
Tempo (s)	Pré	0,77±0,13	0,66±0,08	950,75; 2,45	1,15; 0,29	1,22; 0,28
	Pós	0,69±0,11	0,63±0,08			
Velocidade (cm/s)	Pré	63,9±12,4	73,9±9,82	804,55; 1,25	4,35; 0,04	4,33; 0,05
	Pós	75,3±13,7	80,7±9,57			

M: Momento; GTFPL-T: Grupo treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo treinamento de força com periodização linear; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento-INTER: Interação.

Apêndice 20. Médias e desvios padrão das variáveis do centro de pressão nos ajustes posturais antecipatórios na iniciação do andar na velocidade rápida

Variável	M	GTFPL-T	GTFPL	EPM (F1,20, p)	EPG (F1,20, p)	INTER (F1,20, p)
D_COP_ap_F1 (cm)	Pré	2,26±0,36	2,23±0,36	3,56; 0,07	0,01; 0,91	1,73; 0,20
	Pós	2,16±0,39	2,22±0,45			
D_COP_ap_F2 (cm)	Pré	1,01±0,65	0,93±0,30	1,23; 0,28	0,06; 0,79	1,46; 0,23
	Pós	0,98±0,66	0,93±0,30			
D_COP_ap_F3 (cm)	Pré	8,86±1,29	9,39±2,26	3,01; 0,09	0,80; 0,37	2,88; 0,10
	Pós	8,53±1,51	9,39±2,25			
D_COP_ml_F1 (cm)	Pré	1,33±0,25	1,25±0,29	3,21; 0,08	0,27; 0,60	1,49; 0,23
	Pós	1,27±0,22	1,23±0,30			
D_COP_ml_F2 (cm)	Pré	9,89±1,91	10,1±1,35	4,18; 0,05	0,31; 0,57	1,40; 0,24
	Pós	9,46±1,86	10,0±1,46			
D_COP_ml_F3 (cm)	Pré	1,85±0,71	2,25±0,58	3,59; 0,07	1,49; 0,23	0,63; 0,43
	Pós	1,93±0,77	2,28±0,63			
Tpo_F1 (s)	Pré	0,25±0,05	0,27±0,05	259,1; 6,49	0,55; 0,46	2,49; 0,13
	Pós	0,23±0,04	0,25±0,05			
Tpo_F2 (s)	Pré	0,50±0,21	0,53±0,08	141,9; 1,54	0,18; 0,67	1,60; 0,22
	Pós	0,47±0,20	0,50±0,08			
Tpo_F3 (s)	Pré	0,53±0,07	0,56±0,06	71,14; 5,09	0,17; 0,67	8,95; <0,01
	Pós	0,52±0,07	0,52±0,06			
Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	9,38±3,17	8,44±1,94	7,98; 0,01	0,36; 0,55	1,45; 0,24
	Pós	9,60±3,39	8,98±2,31			
Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	2,01±1,02	1,77±0,66	9,78; 0,00	0,25; 0,61	0,55; 0,46
	Pós	2,09±1,17	1,90±0,71			
Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	16,7±3,50	16,9±4,58	5,76; 0,02	0,27; 0,60	12,50; <0,01
	Pós	16,5±3,51	18,2±4,96			
Vel_COP_ap_F1 (cm/s)	Pré	5,33±1,10	4,78±1,57	5,43; 0,03	0,63; 0,43	1,87; 0,18
	Pós	5,41±0,88	5,08±1,73			
Vel_COP_ap_F2 (cm/s)	Pré	25,6±18,9	19,2±3,72	7,72; 0,01	0,79; 0,38	1,75; 0,19
	Pós	26,1±18,7	20,4±4,58			
Vel_COP_ap_F3 (cm/s)	Pré	3,53±1,44	4,10±1,30	19,46; 0,00	0,87; 0,36	0,50; 0,48
	Pós	3,80±1,64	4,48±1,55			

M: Momento; GTFPL-T: Grupo treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo treinamento de força com periodização linear; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INTER: Interação; D: Deslocamento; COP: Centro de pressão; ap: anteroposterior; ml: mediolateral; F: fase; Tpo: tempo; Vel: velocidade

Apêndice 21. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais do primeiro passo da IA na velocidade rápida

Variável	M	GTFPL-T	GTFPL	EPM (F <sub>1,20</sub> , p)	EPG (F <sub>1,20</sub> , p)	INTER (F <sub>1,20</sub> , p)
Comprimento (cm)	Pré	51,7±4,69	50,0±5,25	1,05; 0,31	0,37; 0,54	0,03; 0,84
	Pós	51,8±4,69	51,1±5,25			
Largura (cm)	Pré	11,5±2,43	11,6±1,24	1,19; 0,28	0,01; 0,91	0,73; 0,40
	Pós	11,5±2,43	11,6±1,24			
Tempo (s)	Pré	0,62±0,05	0,63±0,13	0,85; 0,36	0,69; 0,41	1,22; 0,28
	Pós	0,62±0,05	0,67±0,13			
Velocidade (cm/s)	Pré	83,7±9,75	80,8±14,8	0,25; 0,61	1,05; 0,31	4,33; 0,05
	Pós	84,2±9,75	77,8±14,8			

M: Momento; GTFPL-T: Grupo treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo treinamento de força com periodização linear; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INTER: Interação.

Apêndice 22. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais dos passos do andar livre em velocidade preferida.

Variável	M	GTFPL-T	GTFPL	EPM (F1,20, p)	EPG (F1,20, p)	INTER (F1,20, p)
Comprimento da passada (cm)	pré	113,21±25,26	110,30±23,13	1,29; 0,26	0,00; 0,92	1,01; 0,32
	pós	110,56±23,58	112,46±14,49			
Largura (cm)	pré	8,17±3,05	10,22±3,04	2,42; 0,13	2,52; 0,12	0,26; 0,60
	pós	9,21±4,33	10,06±3,23			
Tempo de passada (s)	pré	1,05±0,08	1,00±0,09	1,28; 0,27	0,01; 0,88	2,09; 0,16
	pós	1,00±0,07	1,02±0,09			
Tempo de balanço (s)	pré	0,37±0,03	0,36±0,04	0,26; 0,61	0,07; 0,78	0,73; 0,40
	pós	0,36±0,02	0,37±0,04			
Tempo de apoio (s)	pré	0,67±0,08	0,64±0,06	1,02; 0,32	0,12; 0,73	2,43; 0,13
	pós	0,64±0,06	0,65±0,06			
Tempo de apoio simples (s)	pré	0,37±0,03	0,36±0,04	0,26; 0,61	0,07; 0,78	0,73; 0,40
	pós	0,36±0,02	0,37±0,04			
Tempo de apoio duplo (s)	pré	0,28±0,06	0,26±0,04	1,84; 0,18	0,40; 0,53	1,84; 0,18
	pós	0,26±0,05	0,26±0,04			
Velocidade de passada (cm/s)	pré	108,67±30,58	109,25±24,64	0,02; 0,87	0,00; 0,94	2,50; 0,12
	pós	110,09±26,89	109,02±19,11			

M: Momento; GTFPL-T: Grupo treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo treinamento de força com periodização linear; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INTER: Interação

Apêndice 23. Médias e desvios padrão das variáveis espaço-temporais dos passos do andar livre em velocidade rápida.

Variável	M	GTFPL-T	GTFPL	EPM (F <sub>1,20</sub> , p)	EPG (F <sub>1,20</sub> , p)	INTER (F <sub>1,20</sub> , p)
Comprimento da passada (cm)	pré	129,46±23,73	126,58±23,17	0,08; 0,76	0,04; 0,83	0,34, 0,56
	pós	126,75±22,27	125,19±18,82			
Largura (cm)	pré	8,42±3,31	9,94±3,02	1,13; 0,29	2,88; 0,10	0,16, 0,68
	pós	9,01±4,02	10,77±2,97			
Tempo de passada (s)	pré	0,91±0,07	0,89±0,10	1,21; 0,28	0,10; 0,74	0,00, 0,94
	pós	0,92±0,09	0,92±0,08			
Tempo de balanço (s)	pré	0,35±0,02	0,33±0,03	0,03; 0,86	0,07; 0,78	0,03, 0,86
	pós	0,35±0,03	0,35±0,02			
Tempo de apoio (s)	pré	0,56±0,06	0,55±0,08	2,78; 0,11	0,07; 0,79	0,01, 0,91
	pós	0,56±0,07	0,57±0,06			
Tempo de apoio simples (s)	pré	0,35±0,02	0,33±0,03	0,03; 0,86	0,07; 0,78	0,03, 0,86
	pós	0,35±0,03	0,35±0,02			
Tempo de apoio duplo (s)	pré	0,20±0,05	0,20±0,04	10,39; 0,00	0,12; 0,72	0,00, 0,98
	pós	0,20±0,05	0,20±0,03			
Velocidade de passada (cm/s)	pré	141,22±30,00	142,60±32,41	0,29; 0,59	0,15; 0,69	0,28, 0,60
	pós	137,92±28,64	135,27±27,50			

M: Momento; GTFPL-T: Grupo treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo treinamento de força com periodização linear; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INTER: Interação.

## Apêndice 24. Médias e desvios padrão da mobilidade funcional

Variável	M	GTFPL-T	GTFPL	EPM (F1,20, p)	EPG (F1,20, p)	INTER (F1,20, p)
tempo TUG (s)	pré	8,51±2,01	6,89±1,65	0,21; 0,64	3,21; 0,09	0,23; 0,64
	pós	9,03±3,89	6,88±1,35			

M: Momento; GTFPL-T: Grupo treinamento de força com periodização linear e transferência; GTFPL: Grupo treinamento de força com periodização linear; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INTER: Interação.



Apêndice 25. Médias e desvios padrão da avaliação de força.

Variável	M	GPL	GPIO	GC	EPG (F1,20; p)	EPM (F1,20; p)	INTER (F1,20; p)
FIMV	Pré	1280,74±289,68	289,688±1222,1	1222,10±309,59	161,4; <0,01	2,14; 0,13	140,30, <0,01
	Pós	1619,37±366,67	366,670±1234,1	1234,16±312,53			
TDF	Pré	32,6±0,19	0,19±32,3	32,3±0,19	174,34; <0,01	117,9; <0,01	290,47; <0,01
	Pós	41,0±0,29	0,29±38,8	38,8±0,19			

M: Momento; GPL: Grupo periodização linear; GPIO: Grupo periodização inversa ondulatória; GC: Grupo controle; EPG: Efeito principal de grupo; EPM: efeito principal de momento; INTER: Interação; FIMV: Força isométrica máxima voluntária; TDF: Taxa de desenvolvimento da força;