



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ**  
**INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

JACQUELINE LIMA RODRIGUES

**RESPOSTAS DE UM PROGRAMA DE REABILITAÇÃO LOCOMOTORA DE  
CAMINHADA NÓRDICA E LIVRE EM VARIÁVEIS FISIOMECÂNICAS DA  
MARCHA DE PESSOAS COM DOENÇA DE PARKINSON: um ensaio clínico  
randomizado**

BELÉM/PA

2023

JACQUELINE LIMA RODRIGUES

**RESPOSTAS DE UM PROGRAMA DE REABILITAÇÃO LOCOMOTORA DE  
CAMINHADA NÓRDICA E LIVRE EM VARIÁVEIS FISIOMECÂNICAS DA  
MARCHA DE PESSOAS COM DOENÇA DE PARKINSON: um ensaio clínico  
randomizado**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano – PPGCMH, do Instituto de Ciências da Saúde, da Universidade Federal do Pará, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre da linha de pesquisa em Avaliação e Reabilitação Funcional.

**Orientadora:** Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Elren Passos-Monteiro.

**Coorientação:** Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga.

BELÉM/PA

2023

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) de acordo com ISBD  
Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal do Pará  
Gerada automaticamente pelo módulo Ficat, mediante os dados fornecidos pelo(a)  
autor(a)

---

R696r Rodrigues, Jacqueline Lima.  
RESPOSTAS DE UM PROGRAMA DE REABILITAÇÃO  
LOCOMOTORA DE CAMINHADA NÓRDICA E LIVRE EM  
VARIÁVEIS FISIOMECÂNICAS DA MARCHA DE PESSOAS  
COM DOENÇA DE PARKINSON : um ensaio clínico  
randomizado / Jacqueline Lima Rodrigues. — 2023.  
xvi, 120 f. : il. color.

Orientador(a): Prof<sup>ª</sup>. Dra. Elren Passos Monteiro  
Coorientador(a): Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyré-  
tartaruga

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Pará,  
Instituto de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação  
em Ciências do Movimento Humano, Belém, 2023.

1. Distúrbios do Movimento. 2. Reabilitação. 3.  
Biomecânica. 4. Terapia por exercício. 5. Bastões para  
marcha. I. Título.

CDD 617.103

---

JACQUELINE LIMA RODRIGUES

**RESPOSTAS DE UM PROGRAMA DE REABILITAÇÃO LOCOMOTORA DE  
CAMINHADA NÓRDICA E LIVRE EM VARIÁVEIS FISIOMECÂNICAS DA  
MARCHA DE PESSOAS COM DOENÇA DE PARKINSON: um ensaio clínico  
randomizado**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano – PPGCMH, do Instituto de Ciências da Saúde, da Universidade Federal do Pará, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre da linha de pesquisa em Avaliação e Reabilitação Funcional.

**Orientadora:** Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Elren Passos-Monteiro.

**Coorientação:** Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga.

**BANCA EXAMINADORA**

Professora Doutora Elren Passos-Monteiro  
Orientadora  
Universidade Federal do Pará

Professor Doutor Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga  
Co-Orientador  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Professora Doutora Natali Valim Oliver Bento-Torres  
Membra Titular Interna  
Universidade do Federal do Pará

Professora Doutora Natalia Andrea Gomeñuka  
Membra Titular Externa  
Universidad Católica de las Misiones

BELÉM/PA

2023

## **AGRADECIMENTOS**

Em primeiro lugar, a Deus, que fez com que meus objetivos fossem alcançados, durante todos os meus anos de estudos. Eu nunca vou parar de agradecer por me tornar uma pessoa melhor a cada dia, sem ti, Senhor, eu não seria nada.

Aos meus pais Delmira e Sergio, que sempre fizeram o possível e o impossível para educar a mim e as minhas irmãs até hoje, e que eu possa sempre ser motivo de orgulho e felicidade para vocês. Às irmãs Caroline e Luisa, que me incentivaram nos momentos difíceis e compreenderam a minha ausência enquanto eu me dedicava à realização deste trabalho. Ao meu filho de 4 patas, Francisco, que do jeitinho dele me deu muito amor. Obrigada família pelo carinho, paciência e apoio incondicional nesse período.

À minha professora e orientadora Dra. Elren Passos Monteiro, pelas correções e ensinamentos que me permitiram apresentar um melhor desempenho no meu processo de formação profissional ao longo do curso. Além disso, obrigada por ser esse humano incrível, repleto de luz que Deus como forma de benção colocou em meu caminho, que me viu cair por várias vezes e me ajudou a levantar. Eterna gratidão, profa.

Aos meus colegas de mestrado, com quem convivi intensamente durante os últimos anos, pelo companheirismo e pela troca de experiências que me permitiram crescer não só como pessoa, mas também como formando em especial Carla Alves e Lucas Meireles.

Agradeço à minha banca examinadora, as professoras Dra. Natali Valim Oliver Bento Torres e Dra. Natalia Andrea Gomeñuka pelas importantes contribuições na qualificação do projeto. Ao professor Dr. Leandro Franzoni pelas contribuições para o trabalho final.

Finalizo meus agradecimentos ainda meio que incrédula de que esse dia chegou, o dia que sonhei há 13 anos atrás, ainda na graduação, a caminhada foi longa e árdua, porém repleta de aprendizados, agradeço por cada barreira que foi colada no meu caminho, por que foram graças a elas que hoje estou aqui realizando esse sonho.

## RESUMO

**Introdução:** Os padrões de desempenho muscular da marcha são alterados em pessoas com doença de Parkinson. Além disso, a análise do mecanismo pendular é importante porque reflete a redução do esforço muscular necessário para acelerar e elevar o centro de massa corporal durante a caminhada. Este padrão de marcha ineficiente em pessoas com Parkinson (PcP) (Marcha Parkinsoniana), pode resultar em aumento no gasto de energia durante a caminhada, necessitando assim de intervenções terapêuticas que possam reduzir estes sintomas a fim de proporcionar maior mobilidade e independência funcional à esta população. Achados recentes, demonstram que o mecanismo pendular (*Recovery*) é maior com o uso de bastões, o que permite indicar a hipótese de que um programa de reabilitação neurofuncional locomotora de caminhada Nórdica (CN) possa induzir em maiores adaptações no mecanismo pendular em comparação à caminhada livre (CL) em PcP. **Objetivo:** Analisar as respostas de um programa de reabilitação neurofuncional locomotora com e sem bastões de CN sobre parâmetros fisiomecânicos da marcha em PcP. **Materiais e Métodos:** Este estudo foi caracterizado como longitudinal do tipo ensaio clínico controlado randomizado, no qual investigamos voluntários que atenderam os seguintes critérios de elegibilidade: diagnóstico clínico de doença de Parkinson idiopática, com o estadiamento entre 1 a 4 na escala de Hoehn & Yahr (H&Y), não praticantes de exercício físico, com idade superior a 50 anos, de ambos os sexos. Os voluntários foram randomizados em dois Grupos: CN (com bastões) e CL (sem bastões), e realizaram os exercícios durante nove semanas. As avaliações dos parâmetros fisiomecânicos, mais especificamente, o *Recovery* (desfecho primário), Trabalho mecânico interno (Wint), Trabalho mecânico interno de braço, de tronco, e de perna (Wint braço, Wint tronco, Wint perna, respectivamente), Trabalho mecânico externo (Wext), Trabalho externo vertical (Wext vertical) e horizontal (Wext horizontal), e Trabalho mecânico total (Wtot), (como desfechos secundários), da marcha de PcP foram analisadas durante uma caminhada em esteira rolante em velocidade autosselecionada nos momentos pré e pós-programa de reabilitação. Foi realizado um procedimento de análise cinemática tridimensional, com um sistema de captura do movimento, composto por seis câmeras de vídeo infravermelhas do sistema de cinemetria VICON *Motion Capture System 3D kinematics* (Oxford, United Kingdom), com taxa de amostragem das câmeras de 100 Hz. Foram utilizados 36 marcadores reflexivos (*Vicon Biomechanics Marker Accessories*) no formato de esfera, com 14

mm de diâmetro, localizados em ambas as laterais do corpo e nas regiões de interesse. Os dados coletados foram analisados nos *softwares* NEXUS, tabulados e organizados em planilhas no *software* Excel 2016. Após estas etapas, rotinas matemáticas foram empregadas no *software* Matlab® para cálculo dos desfechos do estudo. As Equações de Estimativas Generalizadas foram utilizadas para a comparação entre os Grupos (CN e CL) em diferentes momentos (pré e pós). Utilizamos como covariáveis os valores da H&Y e do número de Froude dos voluntários, de forma que os valores foram fixados, no modelo estatístico, nos seguintes valores: H&Y (1,5) e número de Froude (0,07). Para análises dos efeitos Grupo, Tempo e interações Grupo\*Tempo, foi utilizado *post-hoc* de Bonferroni, para identificar as diferenças entre as médias em todas as variáveis. O tamanho de efeito foi calculado pelo Hedge's g, e foi adotado um  $\alpha=0,05$ . **Resultado:** A amostra final foi constituída por 20 voluntários (CN: n=13 e CL: n=7), com idade CN ( $64,23 \pm 10,52$ , anos) e CL ( $69,71 \pm 6,82$ , anos); massa corporal CN ( $80,07 \pm 14,79$ , Kg) e CL ( $80,07 \pm 14,79$ , Kg), estatura CN ( $1,68 \pm 0,07$ , m) e CL ( $1,68 \pm 0,06$ , m). Foram encontradas diferenças significativas para o fator Tempo para as variáveis *Recovery* ( $p=0,04$ ), *Wext* ( $p<0,001$ ), *Wext* horizontal ( $p=0,04$ ) e *Wext* vertical ( $p<0,001$ ), para a interação Grupo\*Tempo encontrados diferenças significativas para as variáveis *Wext* ( $p=0,03$ ) e *Wext* vertical ( $p=0,02$ ), para as demais variáveis os valores permaneceram similares ou não foram modificados ( $p>0,05$ ). **Conclusão:** Concluímos que o *Recovery*, foi realizado com maior eficiência após a intervenção de reabilitação locomotora para ambos os Grupos, portanto PcP apresentaram um mecanismo pendular mais otimizado. O *Wext* de PcP que caminharam com e sem bastões de CN, reduziram após a intervenção, porém o Grupo CL apresentou menor *Wext*, ou seja, o que representa uma menor energia para se deslocar no ambiente em relação ao CoM. Tanto o Grupo CN quanto o Grupo CL reduziram o *Wext* vertical após o programa de reabilitação, porém o Grupo CL demonstrou menores valores pós intervenção, isso quer dizer que os voluntários não apresentaram tanta eficiência ao elevar o Centro de Massa (CM). O *Wext* horizontal aumentou para ambos os Grupos após o período de programa de reabilitação, demonstrando que ambos os Grupos apresentaram melhoras em sua aceleração em relação a projeção à frente após a intervenção. Nossos achados indicam que o modelo de reabilitação locomotora com e sem bastões podem ser utilizados por profissionais da saúde para reabilitar a locomoção, tornando

o mecanismo pendular mais otimizado e uma marcha mais eficiente, de PcP de leve a severos.

Número de Registro do Clinical Trials: NCT03355521.

**Palavras-chave:** Distúrbios do Movimento; Reabilitação; Biomecânica; Terapia por exercício; Bastões para marcha

## ABSTRACT

**Introduction:** Muscle performance patterns during gait are altered in people with Parkinson's disease. In addition, the analysis of the pendular mechanism is important because it reflects the reduction of muscular effort required to accelerate and raise the center of mass during walking. This inefficient gait pattern in people with Parkinson's disease (PwP) can result in increased energy expenditure during walking, requiring therapeutic interventions that can reduce these symptoms in order to provide greater mobility and quality of life to this population. Recent findings demonstrate that the pendular mechanism (*Recovery*) is greater with the use of poles, which allows to indicate the hypothesis that a neurofunctional locomotor Nordic walking (NW) rehabilitation program may induce greater adaptations in the pendular mechanism compared to free walking (FW) in individuals with PwP. **Objective:** To analyze the responses of a neurofunctional locomotor rehabilitation program with and without poles of NW on biomechanical parameters of gait in PwP. **Materials and Methods:** This study was characterized as a longitudinal randomized controlled trial, in which we investigated volunteers who met the following eligibility criteria: clinical diagnosis of idiopathic Parkinson's disease, with staging between 1 to 4 on the Hoehn & Yahr (H&Y) scale, sedentary, over 50 years of age, of both sexes. The volunteers were randomized into two groups: NW (with poles) and FW (without poles), and performed the exercises for nine weeks. The evaluations of the biomechanical parameters, more specifically, *Recovery*, Internal mechanical work (*Wint*), Internal mechanical work of the arm, trunk, and leg (*Wint arm*, *Wint trunk*, *Wint leg*, respectively), External mechanical work (*Wext*), vertical external work (*Wext vertical*) and horizontal (*Wext horizontal*), and Total mechanical work (*Wtot*) of PwP's gait were analyzed during a treadmill walk at a self-selected speed pre- and post-rehabilitation program. A three-dimensional kinematic analysis was performed, with a video capture system composed of six infrared cameras from the VICON Motion Capture System 3D kinematics (Oxford, United Kingdom), with a camera sampling rate of 100 Hz. Thirty-six reflective markers (Vicon Biomechanics Marker Accessories) in the form of a sphere, with a diameter of 14 mm, were used and located on both sides of the body and in the regions of interest. The collected data were analyzed in NEXUS software, tabulated, and organized into spreadsheets in Excel 2016 software. After these steps, mathematical routines were employed in the *Matlab*® software for calculating the study outcomes.

Generalized Estimating Equations were used to compare between groups (NW and FW) at different time points (pre and post). We used H&Y and Froude number values of volunteers as covariates, so that the values were fixed in the statistical model at the following values: H&Y (1.5) and Froude number (0.07). For the analysis of Group, Time, and Group\*Time interactions effects, Bonferroni post-hoc was used to identify differences between means in all variables. The effect size was calculated by Hedge's  $g$ , and an  $\alpha=0.05$  was adopted. **Results:** The final sample consisted of 20 volunteers (NW:  $n=13$  and FW:  $n=7$ ), with NW group ( $64.23 \pm 10.52$  years) and FW group ( $69.71 \pm 6.82$  years) mean age, NW group ( $80.07 \pm 14.79$  kg) and FW group ( $80.07 \pm 14.79$  kg) body mass, NW group ( $1.68 \pm 0.07$  m) and FW group ( $1.68 \pm 0.06$  m) height. Significant differences were found for the factor Time for the Recovery ( $p=0.04$ ), Wext ( $p<0.001$ ), horizontal Wext ( $p=0.04$ ), and vertical Wext ( $p<0.001$ ) variables. For the interaction Group\*Time, significant differences were found for the Wext ( $p=0.03$ ) and vertical Wext ( $p=0.02$ ) variables, whereas for the other variables, the values remained similar or were not modified ( $p>0.05$ ). **Conclusion:** We concluded that the Recovery was performed more efficiently after the locomotor rehabilitation intervention for both groups, therefore individuals with Parkinson's disease presented a more optimized pendular mechanism. The Wext of individuals with Parkinson's disease who walked with and without poles reduced after the intervention, but the FW group presented lower Wext, meaning less energy was required to move in the environment in relation to the center of mass. Both NW and FW groups reduced their vertical Wext after the rehabilitation program, but the FW group demonstrated lower post-intervention values, indicating that the volunteers did not show as much efficiency in raising their center of mass. Horizontal Wext increased for both groups after the rehabilitation program, demonstrating that both groups showed improvements in their acceleration with respect to projection forward after the intervention. Our findings indicate that the locomotor rehabilitation model with and without sticks can be used by healthcare professionals to rehabilitate locomotion, making the pendular mechanism more optimized and the gait more efficient for mild to severe PwD.

Clinical Trials Registration Number: NCT03355521.

**Keywords:** Movement Disorders; Rehabilitation; Biomechanics; Exercise Therapy; Walking Sticks.

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIações

3D	Tridimensional
BERG	Escala de Equilíbrio de Berg
BORG	Escala de Esforço Subjetivo
CL	Caminhada Livre
CN	Caminhada Nórdica
CoM	Centro de Massa Corporal
CP	Comprimento de Passada
DBS	<i>Deep Brain Stimulation</i>
DP	Doença de Parkinson
ECR	Ensaio Clínico Randomizado
Ek	Energia Cinética
Ep	Energia Potencial
EsEFID	Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança
E <sub>TOT</sub>	Energia Total
FC	Frequência Cardíaca
FCMÁX	Frequência Cardíaca Máxima
FP	Frequência de Passada
g	Aceleração Gravitacional
GEE	Equações de Estimativa Generalizadas
H&Y	Hoehn & Yahr

hCoM	Altura do Centro de Massa
HCPA	Hospital de Clínicas de Porto Alegre
Hz	Hertz
ITT	Análise por Intenção de Tratar
km.h <sup>-1</sup>	Quilômetros por Hora
LABVIEW	<i>Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench</i>
LAPEX	Laboratório de Pesquisa do Exercício
M	Massa
m.s <sup>-1</sup>	Metros por segundo
mm	Milímetro
ON	Período de Início do Efeito da Medicação
PcP	Pessoas com Parkinson
PRS	<i>Protocol Registration and Results System</i>
R	<i>Recovery</i>
SPSS	<i>Statistical Package for Social Sciences</i>
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TIDier	Descrição e Replicação da Intervenção
UBS	Unidade Básica de Saúde
UFRGS	Universidade Federal do Rio Grande do Sul
UPDRS	Escala Unificada de Avaliação da doença de Parkinson
VAS	Velocidade Autosselecionada da Caminhada

VICON	<i>Vicon Motion Capture System</i>
Wext	Trabalho Mecânico Externo
Wmec	Trabalho Mecânico
Wint	Trabalho Mecânico Interno
Wtot	Trabalho Mecânico Total

## LISTA DE EQUAÇÕES

<b>Equação 01:</b> Trabalho mecânico externo ( $W_{ext}$ ).....	41
<b>Equação 02:</b> Trabalho mecânico interno ( $W_{int}$ ).....	41
<b>Equação 03:</b> Trabalho mecânico interno e a soma dos incrementos positivos.....	42
<b>Equação 04:</b> <i>Recovery</i> .....	42
<b>Equação 05:</b> Frequência Cardíaca máxima (FC máx).....	42

## LISTA DE FIGURAS E TABELAS

<b>Figura 01:</b> Imagem ilustrativa da produção da dopamina na substância <i>nigra</i> (neurônio transmissor) em pessoas saudáveis (controle) e em pessoas com a doença de Parkinson.....	23
<b>Figura 02:</b> Modelo Conceitual do Pêndulo Invertido.....	27
<b>Figura 03:</b> Eventos do ciclo de marcha.....	27
<b>Figura 04:</b> Avaliação dos parâmetros fisiomecânicos.....	40
<b>Figura 05:</b> Periodização do programa de reabilitação - 9 semanas de intervenção.....	43
<b>Figura 06:</b> Aplicação da técnica caminhada nórdica - <i>Four Support System of Nordic Walking: Brazil Locomotion Method</i> .....	45
<b>Figura 07:</b> Período de Familiarização.....	45
<b>Figura 08:</b> Fluxograma CONSORT do processo de seleção e inclusão de voluntários.....	48
<b>Figura 09:</b> Resultado do <i>Recovery</i> da marcha com e sem bastões de CN em PcP.....	50
<b>Figura 10:</b> Resultado do <i>Wext</i> da marcha com e sem bastões de CN em PcP.....	51
<b>Figura 11:</b> Resultado do <i>Wext</i> horizontal da marcha com e sem bastões de CN em PcP.....	52
<b>Figura 12:</b> Resultado do <i>Wext</i> vertical da marcha com e sem bastões de CN em PcP.....	53
<b>Tabela 01:</b> Técnica caminhada Nórdica - <i>Four Support System of Nordic Walking: Brazil Locomotion Method</i> .....	44
<b>Tabela 02:</b> Técnica caminhada livre.....	45
<b>Tabela 03:</b> Caracterização da amostra de pessoas com doença de Parkinson dos Grupos caminhada nórdica (CN) e caminhada livre (CL) no período <i>baseline</i> . .....	49
<b>Tabela 04:</b> Resultado dos parâmetros fisiomecânicos da marcha com e sem bastões de CN em PcP. A tabela apresenta valores da VAS pré e pós intervenção do programa de reabilitação neurofuncional locomotora apresentados por média e erro padrão.....	50

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>15</b>
<b>2. PROBLEMA DE PESQUISA .....</b>	<b>18</b>
<b>3. HIPÓTESE .....</b>	<b>18</b>
<b>4. OBJETIVOS.....</b>	<b>19</b>
4.1. Objetivo geral .....	19
4.2. Objetivos específicos.....	19
<b>5. JUSTIFICATIVA.....</b>	<b>19</b>
<b>6. REVISÃO DA LITERATURA .....</b>	<b>20</b>
<b>6.1 Epidemiologia e a fisiopatologia da doença de Parkinson.....</b>	<b>20</b>
6.1.1 Epidemiologia da doença de Parkinson .....	20
6.1.2 Fisiopatologia da doença de Parkinson.....	21
<b>6.2 Aspectos fisiomecânicos em Pessoas com Parkinson .....</b>	<b>28</b>
<b>6.3 Efeitos da caminhada nórdica na locomoção de Pessoas com Parkinson .....</b>	<b>30</b>
6.3.1 Efeito dos bastões na Fisiomecânica de pessoas saudáveis e em PcP ....	32
<b>7. MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>33</b>
<b>7.1. Delineamento experimental e ético do estudo .....</b>	<b>33</b>
<b>7.2. Procedimentos de seleção da população e amostra .....</b>	<b>34</b>
7.2.1 Participantes.....	34
<b>7.3 Local da Pesquisa .....</b>	<b>34</b>
<b>7.4 Definições das variáveis de estudo .....</b>	<b>34</b>
<b>7.5 Tamanho da Amostra.....</b>	<b>35</b>
<b>7.6 Recrutamento dos Voluntários .....</b>	<b>35</b>
<b>7.7 Randomização .....</b>	<b>36</b>
<b>7.8 Cegamento.....</b>	<b>36</b>
<b>7.9 Definições dos desfechos primários e secundários do estudo .....</b>	<b>37</b>
7.9.1 Desfecho Primário.....	37
7.9.2 Desfechos Secundários.....	37
<b>7.10 Familiarização e Procedimentos de avaliação e coleta de dados dos parâmetros fisiomecânicos da marcha .....</b>	<b>37</b>

7.11 Processamento dos dados dos parâmetros fisiomecânicos da marcha	40
7.12 Protocolo do Programa de reabilitação neurofuncional locomotora de caminhada com e sem o uso de bastões	42
7.13 Procedimentos Estatísticos	46
<b>8. RESULTADOS</b>	<b>47</b>
8.1. Dados de caracterização da amostra	47
8.2. Parâmetros Fisiomecânicos da Locomoção de PcP	49
<b>9. DISCUSSÃO</b>	<b>55</b>
<b>10. CONCLUSÃO</b>	<b>60</b>
<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>63</b>
<b>TRABALHOS DESENVOLVIDOS DURANTE O MESTRADO PPGCMH</b>	<b>71</b>
<b>ANEXO A - ESCALA HOEHN E YAHR (H&amp;Y) PARA O ESTADIAMENTO E PARA O NÍVEL DE INCAPACIDADE DA DOENÇA DE PARKINSON</b>	<b>75</b>
<b>ANEXO B - ESCALA UNIFICADA DE AVALIAÇÃO DA DOENÇA DE PARKINSON (UPDRS)</b>	<b>76</b>
<b>ANEXO C - AVALIAÇÃO COGNITIVA MONTREAL (MoCA)</b>	<b>81</b>
<b>ANEXO D - ESCALA DE PERCEPÇÃO DE ESFORÇO DE BORG (EPE DE BORG)</b>	<b>83</b>
<b>ANEXO E - PONTOS MARCADORES DO MODELO DE <i>PLUG IN GAIT BIOMECHANICAL MODELLER 1.7</i> DO VICON</b>	<b>84</b>
<b>ANEXO F - APROVAÇÃO COMITÊ DE ÉTICA - PLATAFORMA BRASIL</b>	<b>85</b>
<b>ANEXO G - REGISTRO NO CLINICALTRIALS</b>	<b>86</b>
<b>APENDECE A - DESCRIÇÃO DOS PARÂMETROS FISIOMECÂNICOS DA MARCHA</b>	<b>93</b>
<b>APÊNDICE B - CÁLCULO AMOSTRAL</b>	<b>95</b>
<b>APÊNDICE C - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO</b>	<b>96</b>
<b>APÊNDICE D - ROTINA PARA PROCESSAMENTO DE DADOS CINEMÁTICOS EM MATLAB</b>	<b>100</b>
<b>APÊNDICE E - DADOS DE SAÍDA DO SISTEMA NEXUS PARA ENTRADA NA ROTINA MATEMÁTICA</b>	<b>121</b>
<b>Material suplementar 01 – Template for Intervention Description and Replication (TIDieR) - Items</b>	<b>122</b>

<b>Material suplementar 02 - CONSORT 2010 checklist of information to include when reporting a pilot or feasibility randomized trial in a journal or conference abstract .....</b>	<b>132</b>
------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	------------

## 1. INTRODUÇÃO

O envelhecimento da população tem se tornado uma característica global, sobretudo, em função do aumento da expectativa de vida e por razões ligadas à queda dos níveis de fertilidades. Conforme o relatório *The World Population Prospects* (2019), elaborado pela Organização das Nações Unidas, em 2018, de maneira inédita na história, a população mundial com 65 anos ou mais ultrapassou em quantidade as crianças menores de cinco anos.

Em função disso, é esperada a formação de um novo perfil epidemiológico mundial, uma vez que a população se torna mais suscetível a doenças crônicas e degenerativas, tais como a doença de Parkinson (DP). A DP é considerada a segunda enfermidade neurodegenerativa mais comum na população idosa (CHOI *et al.*, 2020). Neste sentido, estimava-se que em 2004, existiam cerca de 4 milhões de pessoas com Parkinson (PcP). Dessa maneira, é esperado que, em 2030, o número de pessoas acometidas por essa doença seja duplicado (PINHEIRO; BARBOSA, 2018).

A DP apresenta-se de forma crônica e progressiva, devido à diminuição do neurotransmissor dopamina nos núcleos da base (CHOI *et al.*, 2020). Caracteriza-se como uma doença que prejudica os movimentos voluntários e automáticos, em virtude da disfunção dos núcleos da base (DELONG; WICHMANN, 2007). As manifestações clínicas são sintomas motores, como bradicinesia, distonia, tremor e distúrbio do equilíbrio postural; e sintomas não motores, tais como declínio cognitivo e depressão (RIZOS *et al.*, 2014). Dessa forma, PcP têm aumento do tempo na realização das refeições e limitações na realização das atividades de vida diária (PINHEIRO; BARBOSA, 2016).

Os distúrbios da marcha também comprometem consideravelmente a qualidade de vida desta população. Ademais, em PcP, o desempenho segmentar inferior e do tronco está associado a um comprimento de passada (CP) reduzida, ao aumento do tempo de duplo apoio, maior frequência de passada (FP), e da variabilidade dos parâmetros espaço-temporais durante a caminhada (CASAL *et al.*, 2021; FRANZONI *et al.*, 2018).

É descrito na literatura, que no decorrer do ciclo da marcha em indivíduos saudáveis, ocorre reconversão de energias cinética ( $E_k$ ) e potencial ( $E_p$ ) em relação ao centro de massa (CoM), denominado de *Recovery (R)*, de modo que a energia potencial está mais elevada quando o pé está em contato com o solo (SAIBENE; MINETTI, 2003; LEAL-NASCIMENTO *et al.*, 2022;) Contudo, durante a fase de

balanço, a partir deste momento, a energia potencial gravitacional começa a diminuir e a energia cinética horizontal obtém um acréscimo gradativo. Este fenômeno é denominado de mecanismo pendular, ou mecanismo minimizador de energia (GOMEÑUKA *et al.*, 2020).

Em geral, em pessoas saudáveis, o *Recovery* está otimizado na velocidade autosseleccionada (VAS), em torno de 4,5 km.h<sup>-1</sup>, idosos longevos e sedentários, a VAS é identificada na literatura em torno de 3,5 km.h<sup>-1</sup>. Após um programa de reabilitação neurofuncional de caminhada livre (CL) e caminhada nórdica (CN), A VAS dos idosos longevos aumentou de 3,5 km.h<sup>-1</sup> para 4,04 km.h<sup>-1</sup> no Grupo CL, e de 3,81 km.h<sup>-1</sup> para 4,29 km.h<sup>-1</sup> no Grupo CN (GOMEÑUKA *et al.*, 2020).

PcP apresentam dificuldade de regulação espaço-temporal, e uma maior variabilidade destes parâmetros contribuem para a redução da VAS nesta população (ZANARDI *et al.*, 2021). De fato, PcP com estágios avançados (estágios III e IV) demonstraram redução da quantidade de Ep armazenada, como mostra o estudo de Dipaola (2016). Desta forma, a Ek e a energia total (Etot) foram reduzidos em PcP com estágios avançados em comparação com PcP em estágios leves da DP (estágio II) e indivíduos saudáveis (DIPAOLA *et al.*, 2016).

Este padrão de marcha ineficiente pode resultar em aumento no gasto de energia durante a caminhada, necessitando assim de intervenções terapêuticas que possam diminuir estes sintomas a fim de proporcionar maior independência funcional a esta população. Além de seus benefícios para os aspectos neuropatológicos, o exercício é uma estratégia não-farmacológica para ajudar a tratar e reduzir os efeitos nocivos da DP, pois aumenta os receptores dos neurônios dopaminérgicos (XU; FU; LE, 2019).

A CN tem sido recomendada na literatura como uma terapia complementar de exercício físico que auxilia na melhora clínico-funcional e na biomecânica da marcha de PcP e idosos (FRANZONI *et al.*, 2018; GOMEÑUKA *et al.*, 2020; LEAL-NASCIMENTO *et al.*, 2022; MARQUES *et al.*, 2019; PASSOS-MONTEIRO *et al.*, 2020; ZANARDI *et al.*, 2021). Estudos anteriores investigaram a adaptação a diferentes velocidades e sugeriram que a CN pode ser eficaz em diferentes aspectos da marcha na DP, pois melhora o equilíbrio postural (FRANZONI *et al.*, 2018), aumenta a velocidade de caminhada autosseleccionada em comparação com CL (MONTEIRO *et al.*, 2017) e aumenta o comprimento da passada (GOUGEON; ZHOU; NANTEL, 2017).

O uso dos bastões durante a caminhada nórdica promove um aumento na ativação muscular envolvida na tarefa de propulsão, especialmente relacionada aos braços e tronco, o que acontece de forma minimizada na caminhada sem bastões (PELLEGRINI *et al.*, 2017). A CN proporciona mudanças mecânicas, de forma que, Trabalho Mecânico Externo (*Wext*), ou seja, o trabalho necessário para elevar e acelerar o centro de massa (CoM) no ambiente, apresentou-se maior nas velocidades de caminhada de 2,3,4 e 5 km.h<sup>-1</sup> no momento pós-intervenção do Grupo CN, quando comparado ao Grupo CL (GOMEÑUKA *et al.*, 2020).

Em estudo recente de Leal-Nascimento (2022) foram avaliados os parâmetros mecânicos da marcha em diferentes velocidades, com e sem bastões de CN, em PcP e pessoas saudáveis. Os achados mostraram que o *Recovery* foi maior no Grupo Parkinson durante CN em comparação com CL. O *Wext* foi maior na velocidade 4,7 km.h<sup>-1</sup> durante a CN comparado com a CL. Diante disso, acredita-se que o aumento da velocidade seja uma condição mais desafiadora, notadamente por ser muito distinta da VAS dessa população (PEYRÉ-TARTARUGA; MONTEIRO, 2016).

Em relação ao Trabalho Mecânico Interno (*Wint*), ou seja, trabalho necessário para elevar e acelerar os centros de massas segmentares em relação ao CoM, quando analisamos separadamente o *Wint* do tronco, das pernas e dos braços, estes foram afetados pela velocidade de caminhada, ou seja, com o aumento da velocidade houve um aumento do *Wint* em idosos longevos (GOMEÑUKA *et al.*, 2020). No que se refere ao *Recovery* houve um aumento apenas com a velocidade de caminhada. Além disso, observou-se um aumento do Comprimento do passo (CP) e da VAS dos idosos do Grupo CN em relação ao Grupo CL (GOMEÑUKA *et al.*, 2019, 2020; PELLEGRINI *et al.*, 2015).

Diante do exposto, apesar do uso de bastões durante a caminhada nórdica modificar os parâmetros fisiomecânicos da marcha, os estudos encontrados na literatura têm algumas lacunas. De modo geral, apenas dois estudos avaliaram de forma aguda os efeitos dos bastões nos parâmetros fisiomecânicos nesta população (DIPAOLA *et al.*, 2016; LEAL-NASCIMENTO *et al.*, 2022). Embora a DP seja muito estudada quanto a diferentes aspectos clínico-funcionais, pouco se sabe no que se refere às respostas da CN em comparação a CL, sobre o perfil fisiomecânico da locomoção em PcP. Para mais, ao que se sabe, até o presente momento, nenhum ensaio clínico controlado randomizado foi conduzido sobre os efeitos crônicos de diferentes programas de reabilitação neurofuncional locomotora de caminhada com e

sem bastões (CN e CL, respectivamente) nas variáveis de *Recovery*, *Wext*, *Wint* e Trabalho mecânico total (*Wtot*) nesta população.

Ao nosso conhecimento, até o presente momento, este é o primeiro estudo que se propõem a analisar as respostas dos bastões de CN, por meio de um ensaio clínico controlado randomizado, por meio de um programa de reabilitação neurofuncional locomotora de CN e CL, sobre os parâmetros fisiomecânicos da marcha em pessoas com Parkinson, nos estágios leves a severos. Portanto, o objetivo do presente estudo é analisar as respostas de um programa de reabilitação neurofuncional locomotora com e sem bastões de caminhada Nórdica sobre parâmetros fisiomecânicos da marcha em PcP.

## **2. PROBLEMA DE PESQUISA**

Será que o uso de bastões de caminhada nórdica modificará a reconversão de energia  $E_k$  e  $E_p$ , o *Wext* (vertical e horizontal) e o *Wint* (de braços, tronco e pernas), bem como o *Wtot* da marcha em PcP em estadiamentos leves a severos, e promoverá um maior deslocamento do centro de massa corporal (CoM) em relação ao ambiente, quando comparado a um programa de reabilitação neurofuncional de caminhada livre?

## **3. HIPÓTESE**

H1: A hipótese do presente estudo é de que o programa de reabilitação neurofuncional locomotora de caminhada nórdica mostrará superioridade nos parâmetros fisiomecânicos da marcha especificamente nas variáveis de *Recovery*, no *Wext* (vertical e horizontal), no *Wint* (de braços, tronco e pernas), e no *Wtot* da marcha de PcP, devido a uma maior reconversão de energia  $E_k$  e  $E_p$ , tornando o mecanismo pendular mais eficiente, adicionalmente um maior *Wext*, proporcionando um maior deslocamento do CoM em relação ao ambiente, quando comparado com o programa de reabilitação neurofuncional de caminhada sem bastões.

H0: A hipótese nula ( $H_0$ ) do presente estudo é de que o programa de reabilitação neurofuncional locomotora com e sem bastões não alterará os parâmetros fisiomecânicos da marcha de PcP.

## 4. OBJETIVOS

### 4.1. Objetivo geral

Analisar as respostas do programa de reabilitação neurofuncional locomotora de caminhada com e sem bastões de Caminhada Nórdica sobre parâmetros fisiomecânicos da marcha em PcP.

### 4.2. Objetivos específicos

- Analisar as respostas de um programa de reabilitação neurofuncional locomotora de caminhada com e sem bastões sobre o *Recovery* em PcP.
- Verificar as modificações no Wext após um programa de caminhada com e sem bastões em PcP.
- Analisar o Wext horizontal de caminhada com e sem bastões em PcP.
- Analisar o Wext vertical de caminhada com e sem bastões em PcP.
- Verificar o Wint na locomoção de PcP de caminhada com e sem bastões em PcP.
- Analisar o Wint de braço na locomoção de PcP de caminhada com e sem bastões em PcP.
- Analisar o Wint de tronco na locomoção de PcP de caminhada com e sem bastões em PcP.
- Analisar o Wint de perna na locomoção de PcP de caminhada com e sem bastões em PcP.
- Verificar as respostas do programa de reabilitação neurofuncional locomotora de caminhada com e sem bastões de CN sobre o Wtot em PcP.

## 5. JUSTIFICATIVA

A prática dos exercícios físicos aeróbicos é benéfica para PcP. Dentre as práticas de exercícios físicos, a CN parece ser uma proposta interessante de intervenção terapêutica, visto estar relacionado com melhorias crônicas nos parâmetros fisiomecânicos da marcha de idosos longevos (GOMEÑUKA *et al.*, 2020). Entretanto, as respostas de um programa de reabilitação neurofuncional locomotora nos parâmetros fisiomecânicos em PcP com uso de bastões ainda são desconhecidas. Desta forma, as possíveis adaptações em tais parâmetros poderiam proporcionar uma mudança nessa população, tornando o mecanismo pendular de caminhada mais otimizado (DIPAOLA *et al.*, 2016; LEAL-NASCIMENTO *et al.*, 2022).

## 6. REVISÃO DA LITERATURA

### 6.1 Epidemiologia e a fisiopatologia da doença de Parkinson

#### 6.1.1 Epidemiologia da doença de Parkinson

De acordo com o estudo *Global Burden of Disease*, os distúrbios neurodegenerativos caracterizam-se como a principal fonte de incapacidade mundial na população idosa e, dentre esses distúrbios, a DP é considerada a segunda doença neurodegenerativa mais prevalente a nível de incapacidade, ficando atrás apenas da doença de Alzheimer (BOVOLENTA; FELÍCIO, 2016; DORSEY *et al.*, 2018; SIMON *et al.*, 2019).

Aproximadamente 2% da população mundial com mais de 65 anos possui a DP (TYSNES; STORSTEIN, 2017). Estima-se que até 2040 o número de PcP exceda 17,5 milhões de casos, e é considerada uma pandemia mundial (DORSEY; BLOEM, 2018). A incidência é de 410-529 casos por 100.000 pessoas/ano (ALMEIDA *et al.*, 2017). Nos países industrializados, a prevalência estimada de DP é de 0,3% na população geral, 1,0% em pessoas com mais de 60 anos e 3,0% em pessoas com mais de 80 anos. Em relação as taxas de incidência de DP são estimadas entre 8 e 18 por 100.000 pessoas-ano (FERNANDES *et al.*, 2018; LEE; GILBERT, 2016).

No Brasil, o diagnóstico da DP não é considerado uma notificação compulsória, ou seja, não há uma comunicação obrigatória à autoridade de saúde, realizada pelos médicos, profissionais de saúde ou responsáveis pelos estabelecimentos de saúde, públicos ou privados, sobre a ocorrência de suspeita ou confirmação de doença para registros em bancos de dados, o que faz com que possa haver um número subestimado de caso diagnosticados (FERNANDES *et al.*, 2018). Em relação a incidência, estima-se que entre 10/20 pessoas desenvolvam a doença a cada 100 mil habitantes (FERNANDES *et al.*, 2018). Contudo, segundo dados do IBGE (2016), a prevalência da DP na população brasileira acima de 65 anos é de 3,3%, estimando um total de aproximadamente 506.624 mil pessoas sejam acometidas pela doença.

A DP pode ser caracterizada como idiopática, sem uma etiologia explicável, ou secundária, quando há uma razão conhecida, tais como pela ação medicamentosa (SCHNEIDER *et al.*, 2017). O histórico familiar é um fator de risco, o que pode a representar de 5-15% dos casos e aumenta a chance em duas vezes mais a possibilidade de o indivíduo desenvolver a doença, enquanto o risco relativo em

parentes de primeiro grau de casos de DP aumenta em aproximadamente duas a três vezes (GASSER, 1998; CLEMENTINO *et al.*, 2021).

O desenvolvimento da doença é mais associado à pessoa idosa, à etnia branca e ao sexo masculino. A incidência tanto quanto a prevalência da DP em homens é de 1,5 a 2,0 vezes maiores do que em mulheres (LEE, 2016; CLEMENTINO *et al.*, 2021). A idade de início é 2,1 anos mais tarde nas mulheres (53,4 anos) do que nos homens (51,3 anos). As mulheres apresentam um fenótipo de DP mais leve nos sintomas motores, conforme evidenciado por maior apresentação de tremor (67%) do que os homens (48%) e uma taxa mais lenta de comprometimento motor (BALESTRINO; LEE; GILBERT, 2016; SCHAPIRA, 2020).

Em relação aos sintomas não motores, no que tange ao sexo, mulheres aparentemente tendem a apresentar sintomas não motores mais prematuramente, inclusive na fase prodrômica, do que homens, sendo mais frequentes: a fadiga, a depressão, a ansiedade, hiposmia e constipação (LEE, 2016; CERRI *et al.*, 2019; POEWE *et al.*, 2017). O sexo masculino, por sua vez, tende a manifestar esses sintomas mais tardiamente, sendo os mais comuns: sonolência diurna, alterações cognitivas, hipersexualidade, disfunção sexual e distúrbios comportamentais (LEE; GILBERT, 2016; BHATTACHARYYA, 2017).

### 6.1.2 Fisiopatologia da doença de Parkinson

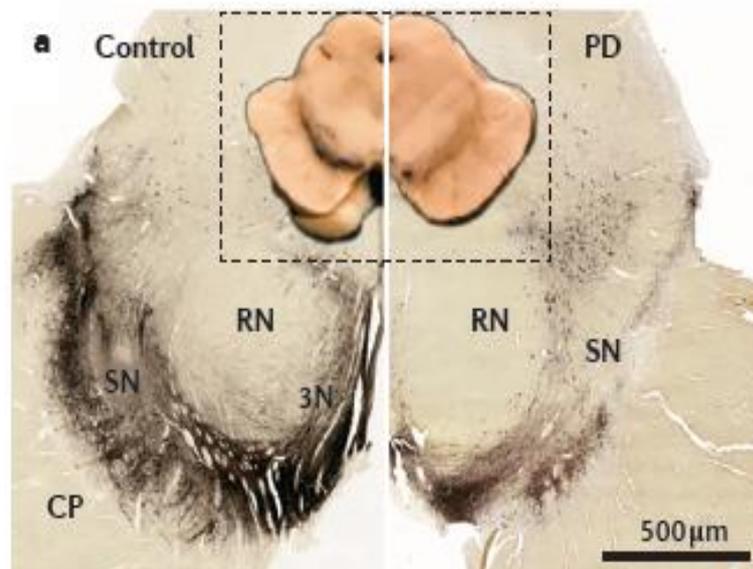
A doença de Parkinson (DP) é um processo neurológico prolongado, progressivo e irreversível que, em sua maioria, manifesta-se clinicamente ao final da vida adulta e persiste por décadas (DEL TREDICI; BRAAK, 2016). A causa da DP é multifatorial e envolve interações complexas entre fatores etários, genéticos e ambientais, que afetam vários processos celulares (UCHIDA, 2021).

A fisiopatologia da DP está associada à perda de populações de células selecionáveis, como neurônios dopaminérgicos na via nigro-estriatal, um importante neurotransmissor da modulação neural (BALESTRINO, 2019). E além disso, pelo acúmulo disseminado de proteína intracelular ( $\alpha$ -sinucleína) que pode desencadear na morte neuronal (DELONG; WICHMANN, 2007; POEWE *et al.*, 2017). Um outro aspecto que desempenha um papel importante na degeneração de neurônios dopaminérgicos na DP, é estresse oxidativo que pode levar a interrupções na manutenção fisiológica da atividade neural, que interferem em vários processos biológicos, e resulta na morte celular (LAU *et al.*, 2011).

Uma das áreas mais afetadas da substância *nigra* é tipicamente a camada ventrolateral, que contém neurônios que se projetam para o putâmen dorsal do corpo estriado (KALIA; LANG, 2015). Resultados de estudos de correlação clínico-patológica demonstraram que a perda neuronal dopaminérgica nessa área é de moderada a grave (Figura 01), provavelmente o que desencadeia os sintomas motores na DP, como a bradicinesia e rigidez (DICKSON *et al.*, 2009).

A perda abrupta desses neurônios dopaminérgicos na fase inicial da doença sugere que a degeneração nessa região precede os sintomas motores (DIJKSTRA, *et al.*, 2014; IACONO *et al.*, 2015; POEWE *et al.*, 2017). Esses neurônios geralmente produzem dopamina, um neurotransmissor que auxilia na comunicação celular neurológica (transmite sinais, "mensagens" entre as regiões do cérebro). Quando ocorre ausência ou morte de neurônios dopaminérgicos a produção de dopamina é consideravelmente reduzida. A dopamina é importante para o funcionamento de outras regiões do cérebro, como por exemplo, os núcleos da base (UCHIDA, 2021).

**Figura 01:** Imagem ilustrativa da produção da dopamina na substância *nigra* (SN) (neurônio transmissor) em pessoas saudáveis (controle) e em pessoas com a doença de Parkinson (PD).



**Legenda:** 3N= 3ª fibra nervosa; CP= pedúnculo cerebral; RN= núcleo vermelho

**Fonte:** Adaptado de POEWE *et al.*, (2017).

Os núcleos da base são um conjunto de estruturas subcorticais importantes para controlar e iniciar os movimentos, pois regulam o fluxo das informações provenientes do córtex cerebral para os neurônios motores da medula espinhal

(BALESTRINO, 2019). Além do papel desempenhado no controle motor, os núcleos da base estão envolvidos em várias funções emocionais e cognitivas (PURVES, 2010; BALESTRINO, 2019; UCHIDA, 2021).

O diagnóstico clínico da DP é baseado nas manifestações clínicas e principalmente nos aspectos motores, o diagnóstico é realizado com o auxílio de exames de imagem (Tomografia de crânio), e de imagem molecular (como o estudo do transportador de dopamina no estriado), para descartar a ausência de sinais de outros distúrbios neurológicos (WIRDEFELDT *et al.*, 2011; SCHAPIRA; CHAUDHURI; JENNER, 2017; BALESTRINO; SCHAPIRA, 2020).

Em 1967, o primeiro conjunto de critérios, proposto por Hoehn e Yahr, foi modificado por Marttila e Rinne em 1976. Eles sugeriram o termo DP idiopática na presença de dois ou mais sintomas cardinais: tremor de repouso, rigidez, hipocinesia e reflexos posturais prejudicados (BALESTRINO; SCHAPIRA, 2020). Embora a DP tenha sido tradicionalmente considerada um distúrbio de movimento, vários sistemas são prejudicados. Para essa doença, há uma ligação clara entre a função motora e cognitiva (NOCERA; HACKNEY, 2015; POEWE *et al.*, 2017).

No que se refere aos sintomas não motores, podemos destacar a ansiedade, a redução da função cognitiva, disfunção sexual, mudança de humor e sintomas depressivos (POEWE *et al.*, 2017; PALASZ *et al.*, 2019; PASSOS-MONTEIRO *et al.*, 2020), estão associados às fases clínicas da doença e integram o diagnóstico diferencial da DP em oposição a outras formas de parkinsonismo (GALLAGHER; LEES; SCHRAG, 2010; XU; FU; LE, 2019). Os sintomas motores mais característicos, tais como: hipocinesia e bradicinesia assimétrica, rigidez, bem como as rodas denteadas, tremor de repouso, bradicinesia, comprometimento da postura/marcha. Estes aspectos são considerados sinais cardinais da DP (SILVA *et al.*, 2016; BALESTRINO; SCHAPIRA, 2020).

Outros sintomas presentes são a dificuldade de virar e realizar dupla tarefa, alteração de equilíbrio e disfunção da marcha que se intensificam à medida que a doença progride, e assim, aumentam o risco de quedas (NOCERA e HACKNEY, 2015; FRANZONI *et al.*, 2018). A literatura apresenta que 45-68% das pessoas com DP caem anualmente, e aproximadamente 66% dos que caem o fazem recorrentemente. Neste sentido, as quedas deverão se tornar um grande problema de saúde pública com aumento previsto no número de indivíduos com DP (WOOD *et al.*; 2001). Esses sintomas são resultado da redução de neurônios nigroestriatais que interrompem os

circuitos frontoestriatais (áreas pré-motoras, córtex motor primário e córtex pré-frontal dorsolateral) envolvidos nas habilidades cognitivas e motoras (BANG; SHIN, 2017; XU; FU; LE, 2019).

Desse modo, as disfunções da marcha desenvolvem-se de forma mais atenuada, o que ocasiona assim uma redução do desempenho funcional e da autonomia dos indivíduos diagnosticados com a doença. Além disso, ocorre a perda progressiva do equilíbrio, os indivíduos perdem a flexibilidade e a adaptabilidade do padrão de marcha, com características de passos curtos e com menor largura de base (BANG; SHIN, 2017; MONTEIRO *et al.*, 2017). À medida que a doença progride, os sintomas reduzem a qualidade de vida e aumentam os custos referentes ao cuidado de acordo com os estágios da DP (PONT-SUNYER, 2014; TOLOSA *et al.*, 2021).

Duas escalas de avaliação de estadiamento e sintomas clínicos são frequentemente usadas para avaliar a progressão da doença, a Escala Unificada de Avaliação da doença de Parkinson (UPDRS) e a escala de Hoehn e Yahr. Essas escalas avaliam desde a condição clínica geral, incapacidades, função motora e mental até a qualidade de vida da população com Parkinson (HOEHN e YAHR, 1967; SCALZO *et al.*, 2009; PENKO *et al.*, 2017). No que se refere a UPDRS (Escala unificada de avaliação da doença de Parkinson) avalia os sinais, sintomas e determinadas atividades dos pacientes por meio do autorrelato e da observação clínica. É composta por 42 itens, divididos em quatro partes: atividade mental, comportamento e humor; atividades de vida diária; avaliação motora e complicações da terapia medicamentosa. A pontuação em cada item varia de 0 a 4, sendo que o valor máximo indica maior comprometimento pela doença e o valor mínimo indica normalidade 2003 (MARTIGNONI *et al.*, 2003; SCALZO *et al.*, 2009). Esta escala é validada para a população brasileira (SCALZO *et al.*, 2009).

Em relação, a Escala de Estágios de Incapacidade de Hoehn e Yahr (H&Y – *Degree of Disability Scale*) trata-se de uma escala de avaliação da incapacidade de PcP, capaz de indicar seu estado geral de forma rápida e prática. Sua forma modificada compreende sete estágios de classificação para avaliar a gravidade da DP, e abrange medidas globais de sinais e sintomas que permitem classificar o indivíduo quanto ao nível de incapacidade. Os indivíduos classificados nos estágios de 1 a 3 apresentam incapacidade leve a moderada, enquanto os estágios 4 e 5 apresentam incapacidade grave (MELLO e BOTELHO, 2010).

6.2 Fisiomecânica da caminhada: Aspectos mecânicos e energéticos em condições normais e em pessoas com doença de Parkinson.

### 6.2.1 Aspectos gerais da Fisiomecânica da Locomoção

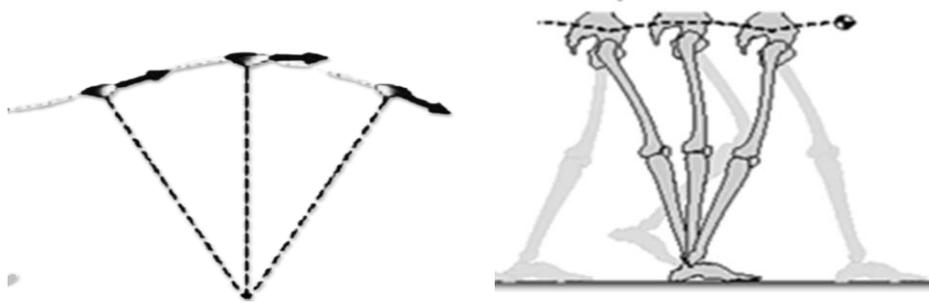
A locomoção tem importância fundamental para a sobrevivência pois possibilita, entre outros fatores, a procura por alimentos, a busca por um local com melhor clima, caçar uma presa ou fugir de um perigo eminente (SAIBENE; MINETTI, 2003). Desse modo, o deslocamento através de um ambiente, é um dos comportamentos mais significativos no reino *Animalia* (PEYRÉ-TARTARUGA; COERTJENS, 2018).

A caminhada, realizada em baixas velocidades, é uma forma rara de deslocamento no reino animal, devido à sua forma bípede de locomoção, o que aumenta a sua complexidade, quando comparado a animais quadrúpedes. A marcha é o resultado de uma série cíclica de movimentos, caracterizados por momentos de instabilidade, que impulsionam o corpo à frente (WHITTLE, 1996; SAIBENE e MINETTI 2003; ROSE e GAMBLE, 2007). Dessa forma, a locomoção humana é considerada uma das formas mais ineficientes de deslocamento se comparada aos de outros animais como pássaros e outros mamíferos do mesmo tamanho (CARRIER *et al.*, 1984).

Em vista disso, foi necessário descrever, por meio de modelos físicos, conceituais e matemáticos que buscassem explicar as relações de trocas de energia que ocorrem durante a caminhada, contribuindo para o entendimento de como cada tipo de marcha emprega e conserva a energia mecânica buscando uma minimização do custo energético (CAVAGNA; HEGLUND; TAYLOR, 1977; CAVAGNA; SAIBENE; MARGARIA, 1964).

Uma forma de analisar a mecânica da caminhada em terreno plano é por meio do modelo biomecânico, mais conhecido na literatura como Pêndulo Invertido (Figura 02), (CAVAGNA; THYS; ZAMBONI, 1976). Tal analogia descreve o comportamento das mudanças das energias relacionadas ao CoM. Esses modelos conceituais descrevem o comportamento das mudanças das energias  $E_p$  e  $E_k$  do CoM (CAVAGNA; HEGLUND; TAYLOR, 1977; CAVAGNA; SAIBENE; MARGARIA, 1964). Essas energias mudam em oposição de fase (enquanto uma atinge valor mínimo a outra atinge valor máximo) durante o contato com o solo na fase de apoio unipodal, o que permite trocas entre as duas energias (CAVAGNA; HEGLUND; TAYLOR, 1977; CAVAGNA; SAIBENE; MARGARIA, 1963; CAVAGNA; THYS; ZAMBONI, 1976).

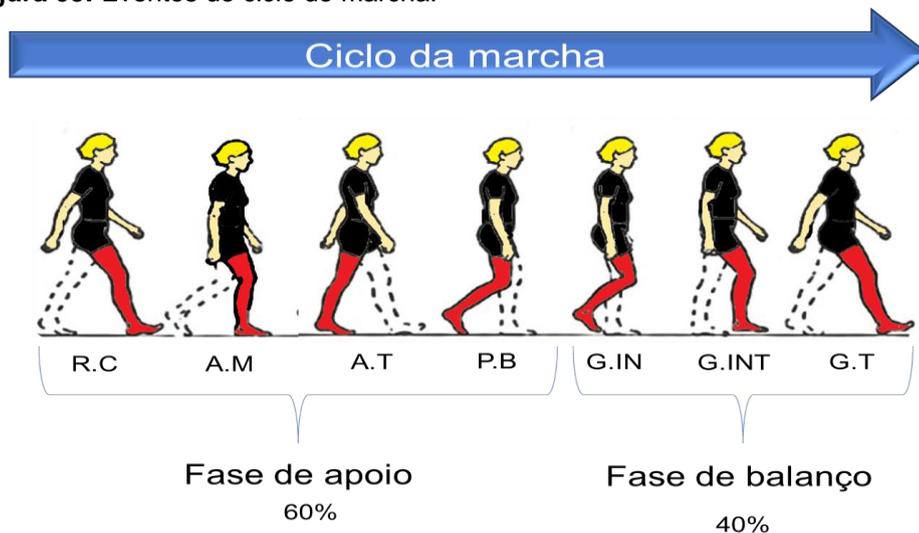
**Figura 02:** Modelo Conceitual do Pêndulo Invertido.



**Fonte:** 1) Modelo proposto por Cavagna *et al.*, 1976. 2) Adaptado de Kuo (2007).

Durante o ciclo de marcha, existem 7 eventos significativos, ilustrados na Figura 03. Para explicar a marcha humana, o modelo do pêndulo invertido é amplamente usado como forma de entender o mecanismo de conservação de energia durante a caminhada.

**Figura 03:** Eventos do ciclo de marcha.



**Legenda:** R.C= Resposta de carga; A.M= Apoio médio; A.T= Apoio terminal; P.B= Pré balanço; G.IN= Giro inicial; G.INT= Giro intermediário; G.T= Giro terminal.

**Fonte:** Adaptado de KHARB *et al.*, (2011).

O ciclo de marcha é classificado em duas etapas: fase de apoio e fase de balanço. Este ciclo é caracterizado primeiramente pelo toque do calcâneo ao solo (fase de apoio) e corresponde, na deambulação normal, a cerca de 60% do ciclo (FARLEY; FERRIS, 1998; KUO, 2007). A fase de apoio é subdividida em períodos de apoio simples (contato de apenas um membro ao solo) e duplo apoio (contato de ambos os membros ao solo) e termina quando o pé deixa o solo (fase de balanço),

nessa fase não existe contato do membro com o solo, e tal fase corresponde a cerca de 40% do ciclo de marcha (ROSE e GAMBLE, 2007; KHARB *et al.*, 2011).

Durante a primeira metade do passo o tronco passa pela perna quase totalmente estendida (fase de apoio) e o centro de gravidade do corpo alcança seu maior deslocamento vertical em relação ao solo, no qual a  $E_p$  é elevada ao máximo. Ao passar pela perna estendida, o centro de gravidade tem o seu deslocamento vertical diminuído, convertendo então, energia potencial em energia cinética, em função da diminuição da altura do CoM, enquanto a velocidade do CoM aumenta, gerando aumento da  $E_k$ . Dessa forma, as energias cinética e potencial se comportam em oposição de fase (KUO, 2007; PEYRÉ-TARTARUGA; COERTJENS, 2018; LEAL-NASCIMENTO *et al.*, 2022).

Essa troca que ocorre entre as energias é denominada *Recovery* (GOMEÑUKA *et al.*, 2021). A reconversão entre as energias em seres humanos não atinge 100%, e o restante de energia que não é reconvertido deve ser complementado pela energia metabólica advinda dos músculos. Quanto mais otimizada a reconversão (entre as energias cinética e potencial) menor será a quantidade de energia metabólica necessária para manter o sistema em movimento. Esta variável reflete a eficiência do mecanismo pendular (CAVAGNA; THYS; ZAMBONI, 1976).

O maior percentual de *Recovery*, em geral, ocorre na velocidade ótima de caminhada (VOC). Em indivíduos sem restrições físicas a VOC se assemelha com a velocidade autosselecionada (VAS), em torno de  $4,5 \text{ km.h}^{-1}$  (CAVAGNA; THYS; ZAMBONI, 1976; MINETTI; SAIBENE, 1992; PEYRÉ-TARTARUGA; MONTEIRO, 2016; PEYRÉ-TARTARUGA; COERTJENS, 2018) e nesta velocidade ocorre maior economia de caminhada (menor custo de transporte). Em indivíduos com restrições físicas e motoras, o *Recovery* possui percentuais menores quando comparado a indivíduos sem restrições, indicando que esse mecanismo minimizador de energia possa estar modificado quando ocorre alterações do padrão de caminhada, o que influencia na escolha da VAS (PEYRÉ-TARTARUGA; MONTEIRO, 2016; LEAL-NASCIMENTO *et al.*, 2022).

A partir do séc. XX, o teorema de König surgiu como base para calcular o trabalho mecânico e a potência mecânica na locomoção. O trabalho mecânico realizado para se locomover foi dividido em trabalho mecânico externo ( $W_{ext}$ ) e trabalho mecânico interno ( $W_{int}$ ) (CAVAGNA; SAIBENE; MARGARIA, 1963; CAVAGNA; HEGLUND; TAYLOR, 1977). O trabalho realizado para elevar e acelerar

o CoM em relação ao ambiente é denominado trabalho externo ( $W_{ext}$ ). Este, é formado pela soma do trabalho mecânico vertical ( $W_{ext\ vertical}$ ) que representa uma grande parte do trabalho muscular necessário para manter a locomoção e levantar o CoM, juntamente com o trabalho mecânico horizontal ( $W_{ext\ horizontal}$ ), que por sua vez é responsável por acelerar horizontalmente o CoM (CAVAGNA; SAIBENE; MARGARIA, 1964; KANEKO, 1990; LEAL-NASCIMENTO *et al.*, 2022). Sabe-se, que o aumento do  $W_{ext}$  em pessoas saudáveis pode elevar o gasto energético da caminhada (SAIBENE; MINETTI, 2003).

Em relação ao  $W_{int}$ , esta variável representa o trabalho necessário para acelerar os membros (braços, pernas e tronco), calculados individualmente para cada segmento a partir das variações das energias cinéticas internas, reciprocamente em relação ao CoM durante a locomoção humana (CAVAGNA; HEGLUND; TAYLOR, 1977; CAVAGNA; SAIBENE; MARGARIA, 1964; TARTARUGA *et al.*, 2013; LEAL-NASCIMENTO *et al.*, 2022). Logo, para determinar o trabalho mecânico total ( $W_{tot}$ ) do CoM, é necessário calcular a soma a partir dos incrementos positivos dessas variações energéticas que se encontram os valores dos  $W_{ext}$  e  $W_{int}$  (CAVAGNA; KANEKO, 1977; WILLEMS; CAVAGNA; HEGLUND, 1995; TARTARUGA *et al.*, 2013; LEAL-NASCIMENTO *et al.*, 2022).

## 6.2 Aspectos fisiomecânicos em Pessoas com Parkinson

A quantificação das diferenças na cinemática e na cinética da marcha entre adultos jovens e idosos fornece uma visão de como a marcha muda em conjunto com as mudanças fisiológicas relacionadas à idade (BOYER *et al.*, 2017; GOMEÑUKA *et al.*, 2020). Vários achados na literatura fazem inferências sobre os motivos das alterações observadas no processo de envelhecimento: menor frequência de passo, comprimento de passo mais curto e variável, flexão de cabeça e tronco aumentados e aumento da flexão de cotovelo e joelho em idosos saudáveis (IMMS; EDHOLM, 1981; ZANARDI *et al.*, 2019; HANUSZKIEWICZ, ZNIEWSKI, MALICKA, 2021). Tais alterações podem ser explicadas pelas mudanças no sistema muscular que incidem diretamente na mobilidade funcional, prejudicando a quantidade (distâncias) e qualidade (velocidade) de marcha (MONTEIRO; COERTJENS; PEYRÉ TARTARUGA, 2018).

Pessoas com DP têm comportamento biomecânico significativamente diferente em comparação com pessoas saudáveis, e essas diferenças dependem do

estágio da doença, idade, duração da doença e estado da medicação (ZANARDI *et al.*, 2021). Para a caminhada parkinsoniana, os padrões de desempenho muscular da marcha são alterados, sendo mais acentuado nas PcP com *freezing* (congelamento), que apresentam uma perda de adaptação da atividade muscular com a variação da velocidade de locomoção, tais como: instabilidade, variabilidade de marcha, festinação, diminuição na dissociação do tronco e quadril, gasto energético mais elevado, limitação da amplitude angular, especialmente dos membros inferiores, redução do comprimento da passada, frequência da passada, maior tempo do duplo apoio dos pés no solo (DIPAOLA *et al.*, 2016; ZANARDI *et al.*, 2019). Ou seja, há uma dificuldade da regulação espaço-temporal promovendo uma maior variabilidade desses parâmetros em relação aos sujeitos saudáveis (MONTEIRO *et al.*, 2016). Além disso, há uma baixa ativação muscular, especialmente dos membros inferiores, e menor controle postural repercutindo na redução dos ajustes posturais antecipatórios (FAGUNDES *et al.*, 2018; ZANARDI *et al.*, 2019a; MONTEIRO *et al.*, 2017; CASAL *et al.*, 2021).

Em PcP o deslocamento do CoM é alterado, uma vez que se apresenta uma instabilidade postural, principalmente nas situações de mudança de direção e velocidade, o que favorece para o aumento da alteração da marcha e para um maior dispêndio energético da caminhada (PEYRÉ-TARTARUGA; MONTEIRO, 2016; CASAL *et al.*, 2021). Os indivíduos com DP são mais instáveis, devido a ativação excessiva dos músculos posturais e estabilizadores, o que explica o aumento do gasto energético, tendo em vista que os parâmetros espaço-temporais e os movimentos articulares são reduzidos (MONTEIRO *et al.*, 2017; FAGUNDES *et al.*, 2018; CASAL *et al.*, 2021).

Em relação aos aspectos fisiomecânicos, estudos recentes analisaram de forma aguda o mecanismo pendular em PcP em estágios avançados, de forma que, o *Recovery* dessa população é menor, quando comparado a PcP nos estágios iniciais da doença e saudáveis (DIPAOLA, 2016; LEAL-NASCIMENTO *et al.*, 2022). No que tange o *Wext* e *Wint*, o Grupo com DP obteve menores valores do que o Grupo de controle saudável (LEAL-NASCIMENTO *et al.*, 2022), para o estudo de Dipaola (2016) o *Wext* e *Wint* não foram calculados para essa população.

O exercício foi relatado pela primeira vez como benéfico para a DP em 1992 (LAHUE *et al.*, 2016; XU, 2019). A prescrição do exercício físico de qualquer modalidade necessita levar em consideração componentes fundamentais que

norteiam a elaboração de programas de exercícios físicos (MONTEIRO; COERTJENS; PEYRÉ TARTARUGA, 2018). Estudos randomizados indicam que uma variedade de atividades físicas com várias intensidades, incluindo treinamento em esteira, dança e Tai-chi, caminhada melhoram os sintomas motores da DP, além de melhorar o comprometimento motor, melhorar o declínio cognitivo, reduz as alterações da marcha e mobilidade funcional, bem como melhora a qualidade de vida da população com Parkinson (CORCOS; COMELLA; GOETZ, 2012; MAK *et al.*, 2017; XU, 2019; DELABARY *et al.*, 2020; JOHANSSON *et al.*, 2022).

### **6.3 Efeitos da caminhada nórdica na locomoção de Pessoas com Parkinson**

É evidente na literatura que o exercício físico promove diversos benefícios para a nossa saúde e geralmente pode desacelerar o envelhecimento, prevenir e reduzir a morbidade e a mortalidade de muitas doenças crônicas (BOOTH, ROBERTS E LAYE, 2012; XU, FU, LE, 2019). Os neurônios dopaminérgicos são altamente responsivos ao exercício físico. A síntese de dopamina é estimulada pelas células dopaminérgicas durante a prática de exercícios aeróbicos, minimizando os sintomas provenientes da DP, além de serem protetores ao surgimento de DP, pela liberação de fatores neurotróficos (GOODWIN *et al.*, 2008; ALBERTS *et al.*, 2011; UHRBRAND *et al.*, 2015; JOHANSSON *et al.*, 2022).

Estudos mostraram que exercícios aeróbicos, quando praticados regularmente desencadearam alterações relacionadas à plasticidade no sistema nervoso central, incluindo sinaptogênese, utilização aumentada de glicose, angiogênese e neurogênese, trazendo como benefícios: melhora do equilíbrio, da marcha, da função física e da qualidade de vida em indivíduos com DP (CANNING *et al.*, 2012; SHU *et al.*, 2014; JOHANSSON *et al.*, 2022). O programa de reabilitação neurofuncional da caminhada é uma forma simples, segura e eficaz para combater o risco de prevalência de doenças crônicas em diversas populações. Somando-se a isso, parece ser uma estratégia eficaz no tratamento da DP, pois promove benefícios físicos (SOARES e PEYRÉ-TARTARUGA, 2010; MONTEIRO *et al.*, 2017;), psicológicos (EBERSBACH *et al.*, 2010), na composição corporal (MARQUES *et al.*, 2019), além de ser um método acessível e de baixo custo.

A caminhada Nórdica (CN), é uma modalidade de caminhada, praticado ao ar livre com a utilização de dois bastões, permitindo que o praticante se desloque com o tronco ligeiramente inclinado à frente, mediante uma coordenação contralateral de

braços e pernas, na qual existe em todo momento contato com o solo, sendo este contato realizado por um dos bastões e a perna contralateral (ARCILA *et al.*, 2017; PELLEGRINI *et al.*, 2018; PASSOS-MONTEIRO *et al.*, 2020). O uso dos bastões de CN envolve ativamente a parte superior do corpo para impulsionar o corpo para frente durante a caminhada, de acordo com a Federação Internacional de Caminhada Nórdica (INWA) e de acordo com os estudos de Pellegrini *et al.*, (2017) e Gomeñuka *et al.*, (2021).

A modalidade de CN tem sua origem nos países nórdicos da Europa, mais especificamente na Finlândia. Surgiu como atividade física porque os esquiadores continuavam a atividade durante o verão, os bastões geralmente são feitos de fibra de carbono ou alumínio para dar flexibilidade e resistência durante a caminhada. Muitos modelos de bastões têm altura ajustável, denominados de telescópicos, para que você possa alterar o tamanho para ser utilizado para pessoas de diversas estaturas e para serem utilizados em qualquer piso, terreno e como exercício físico para diversas populações (TSCHENTSCHER *et al.*, 2013; FRANZONI *et al.*, 2018; GOMEÑUKA *et al.*, 2019; PASSOS-MONTEIRO *et al.*, 2020). Além disso, os bastões de CN costumam ter uma alça ergonômica com velcro, para que o movimento do acessório acompanhe os seus braços sem tensionar os dedos e comprometer os músculos do ombro.

Um dos primeiros estudos na literatura que analisaram as adaptações fisiológicas da caminhada com bastões em sujeitos saudáveis, foi publicado em 1995 e identificou os efeitos da CN comparada à caminhada livre em mulheres adultas, as quais realizaram testes de caminhada em esteira rolante com e sem bastões. Os autores constataram que consumo de oxigênio, a frequência cardíaca e o dispêndio energético total eram maiores quando caminharam com bastões, e, contudo, a sensação subjetiva de esforço não mudava (RODGERS; VANHEEST; SCHACHTER, 1995).

A ação dos bastões na CN fornece um efeito de programa de reabilitação na coordenação do movimento recíproco da extremidade superior que é um elemento importante do padrão de marcha que geralmente não é enfatizado em grau suficiente na reabilitação neurofuncional de pacientes com distúrbios do sistema nervoso central (REUTER *et al.*, 2011; PELLEGRINI *et al.*, 2017; FRANZONI *et al.*, 2018; PASSOS-MONTEIRO *et al.*, 2020; RADDER *et al.*, 2020; LEAL-NASCIMENTO *et al.*, 2022). Portanto, a caminhada nórdica pode ser um método útil de reabilitação para melhorar

a capacidade de caminhar em indivíduos com distúrbios do movimento, com o uso dos bastões aumentando o recrutamento da coordenação de todo o corpo, envolvendo os músculos do tórax, ombros e abdômen, além dos músculos dos membros inferiores (BANG; SHIN, 2017; PELLEGRINI *et al.*, 2017; GOMEÑUKA *et al.*, 2021; ZANARDI *et al.*, 2021).

### 6.3.1 Efeito dos bastões na Fisiomecânica de pessoas saudáveis e em PcP

As alterações associadas ao envelhecimento incluem hipercifose torácica, a protrusão de ombros e cabeça (ombros e cabeça deslocados à frente) e a diminuição da lordose lombar. Também acontece a retroversão pélvica e flexão de joelhos (HANUSZKIEWICZ, ZNIEWSKI, MALICKA, 2021). Balzini *et al.*, relataram que essa postura flexionada está relacionada a condições não osteoporóticas, como dor vertebral, estado emocional e comprometimento muscular. Todas essas alterações, frequentes nos idosos, são frutos de uma adaptação biomecânica aos sinais do envelhecimento e geralmente estão associados à diminuição do desempenho físico em idosos (BALZINI, 2003; ZANARDI *et al.*, 2019).

Uma quantidade adequada de atividade física desempenha um papel significativo na manutenção da aptidão funcional e de uma vida independente. No caso de os adultos mais velhos não participarem de um estilo de vida fisicamente ativo, eles aumentam o risco de diminuição da massa muscular em 40%. Além disso, uma redução no percentual de massa muscular de cerca de 30% está associada a uma perda de força muscular (ALVES *et al.*, 2023). Foi demonstrada uma redução de 30% na força entre 50 e 70 anos de idade, seguida por uma queda mais rápida nas décadas seguintes (MILANOVIC *et al.*, 2013; AGUIRRE, VILLAREAL, 2015; CLELAND *et al.*, 2012).

O uso dos bastões durante a caminhada acarreta um aumento na musculatura envolvida na tarefa de propulsão, especialmente relacionada aos braços e tronco, menos utilizada na caminhada normal (PELLEGRINI *et al.*, 2017; GOMEÑUKA *et al.*, 2021). Embora maior volume muscular seja envolvido com o uso de bastões, com conseqüente maior gasto energético, a percepção de esforço é menor (HOWATSON *et al.*, 2011) ou semelhante (SCHIFFER *et al.*, 2009; TSCHENTSCHER *et al.*, 2013) quando comparada a uma caminhada tradicional, em um mesmo ritmo e distância percorrida. Desta forma, a CN se popularizou especialmente em relação aos

benefícios de maior gasto de energia e envolvimento da parte superior do corpo do que a encontrada na CL (PELLEGRINI, 2015).

A CN provoca mudanças mecânicas, dentre elas o aumento do comprimento de passo (PELLEGRINI *et al.*, 2015; GOMEÑUKA *et al.*, 2019), que resulta em uma marcha mais rápida, uma menor variabilidade do comprimento de passo, e um menor tempo de contato no duplo apoio (REUTER *et al.*, 2011), ocorrem também mudanças nos padrões de ativação muscular, como a maior ativação dos músculos dos membros superiores (PELLEGRINI *et al.*, 2015; GOMEÑUKA, 2016). Entretanto, em um estudo de FAGUNDES *et al.* (2019), que avaliaram a ativação muscular do gastrocnêmio medial e tibial anterior antes e após um programa de exercícios de caminhada com e sem bastões, verificaram que após seis semanas de treinamento, o Grupo de caminhada livre aumentou a ativação muscular dos membros inferiores, enquanto que a CN reduziu a ativação de tais parâmetros.

De fato, estudos agudos de caminhada nórdica em pessoas com DP têm mostrado resultados satisfatórios nos parâmetros fisiomecânicos da locomoção, demonstrando maior ativação de membros superiores, dessa forma, ao caminhar com os bastões de CN, os indivíduos passam a utilizar mais o balanço dos braços que está bastante reduzido com a DP, além de um Wext maior decorrente do comprimento de passada aumentado nessa população (PELLEGRINI *et al.*, 2017; GOMEÑUKA, 2020; LEAL-NASCIMENTO *et al.*, 2022).

## **7. MATERIAIS E MÉTODOS**

### **7.1. Delineamento experimental e ético do estudo**

Este estudo foi caracterizado como longitudinal do tipo ensaio clínico controlado randomizado (ECR), paralelo e de dois braços, de caráter retrospectivo. Foi descrito seguindo as recomendações da CONSORT (MOHER; SCHULZ; ALTMAN, [s.d.]), que pode ser consultado no Anexo 1. O estudo foi conduzido após a aprovação pelo comitê de ética do Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA) com o número 24595713.4.0000.5327 e aprovação no *Protocol Registration and Results System (PRS)* do Clinical Trials (<https://clinicaltrials.gov/>) sob o Número de Registro: NCT03355521.

PcP receberam dois tipos de intervenções: programa de reabilitação neurofuncional locomotora de caminhada nórdica (CN) e caminhada livre (CL) durante nove semanas. Por uma questão ética, não foi incluído um Grupo controle, e todos os

Grupos receberam algum tipo de intervenção, como têm sido realizados em estudos anteriores (MONTEIRO *et al.*, 2016; PASSOS-MONTEIRO *et al.*, 2020; GOMEÑUKA *et al.*, 2021). Desse modo, a comparação deste estudo foi realizada entre uma abordagem terapêutica experimental, a caminhada com bastões (CN), e uma abordagem terapêutica tradicional, a caminhada sem bastões (CL). Após o período de 9 semanas de intervenção, foi oferecido aos participantes a possibilidade de trocar a prática terapêutica que ainda não haviam realizado.

## **7.2. Procedimentos de seleção da população e amostra**

### **7.2.1 Participantes**

A população para o presente estudo foi a de voluntários com diagnóstico clínico de DP idiopática, com idade superior a 50 anos, do sexo masculino e feminino, com o estadiamento na escala *Hoehn & Yahr* (H&Y) entre 1 a 4, residentes na cidade de Porto Alegre e região metropolitana. Como critérios de elegibilidade, os participantes não poderiam apresentar: i) quaisquer realizações de cirurgias recentes (em até 12 meses); ii) não ter realizado estimulação cerebral profunda (DBS – *Deep Brain Stimulation*); iii) cardiopatias graves, hipertensão arterial não controlada, infarto do miocárdio há menos de um ano, uso de marcapasso; iv) acidente cerebral encefálico ou outras doenças neurológicas associadas, tais como demência, ou com escores abaixo de 25 pontos no MoCA; v) próteses nos membros inferiores; vi) sem condições de deambulação menor que 30 metros.

### **7.3 Local da Pesquisa**

A coleta dos dados foi realizada no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), utilizando assim, os equipamentos do laboratório supracitado. Os procedimentos experimentais, aconteceram na pista de atletismo da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança (EsEFID).

### **7.4 Definições das variáveis de estudo**

No presente estudo consideramos como variáveis independentes os dois tipos de intervenção: programa de reabilitação neurofuncional locomotora de CN e programa de reabilitação locomotora de CL, os períodos de avaliações (pré e pós) e a velocidade autosselecionada da caminhada (VAS) dos voluntários. Como variáveis

dependentes, consideramos os parâmetros fisiomecânicos da marcha: *Recovery* (como desfecho primário), no *Wext*, no *Wext* vertical e *Wext* horizontal, no *Wint*, (de braços, tronco e pernas), bem como no *Wtot* como desfechos secundários. Os conceitos e definições das variáveis serão apresentados no Apêndice 1.

Como variáveis intervenientes destacamos: a temperatura do ambiente e a umidade relativa do ar durante o programa de reabilitação; bem como o padrão de caminhada do indivíduo. Como variável de controle, tanto para as avaliações e o programa de reabilitação, utilizamos o horário da ingestão do medicamento para garantir que os voluntários estivessem no período “ON” da medicação (até 01:30h da ingesta medicamentosa). E por fim, consideramos ainda como variáveis de controle durante a realização dos testes e avaliações: a temperatura do laboratório de avaliação (mantida em 23°C), e o uso do mesmo calçado utilizado durante o programa de reabilitação neurofuncional locomotora (MONTEIRO *et al.*, 2016).

## 7.5 Tamanho da Amostra

O tamanho da amostra foi determinado pelo cálculo do tamanho amostral, foi realizado por meio do *software* G\*POWER versão 3.1, sendo adotado um nível de significância de 0,05, um poder de 90%, e um coeficiente de correlação de 0,9 para as variáveis. Para a realização do cálculo, foram considerados as médias e os desvios-padrão das variáveis fisiomecânicas do estudo de Dipaola *et al* (2016). Após a realização do cálculo, não foram realizadas quaisquer alterações nos desfechos clínicos. A partir do cálculo, foi determinado um N amostral de 12 sujeitos, e pensando na probabilidade de perdas amostrais com esta população, e baseado em estudos prévios (MONTEIRO *et al.*, 2017), consideramos um acréscimo de 10%. Sendo assim, a amostra final foi composta por 20 voluntários (Apêndice 2).

## 7.6 Recrutamento dos Voluntários

O recrutamento dos participantes ocorreu por meio de análise de prontuários do setor de neurologia e durante consultas no ambulatório do Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA), por meio dos prontuários de duas Unidades Básicas de Saúde (UBS), bem como na Associação de Parkinson do Rio Grande do Sul na cidade de Porto Alegre (APARS). Os voluntários foram cadastrados em um banco de dados, e, posteriormente, foram convidados para uma entrevista.

Em uma visita para entrevista no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da UFRGS, os participantes foram esclarecidos acerca dos objetivos e relevância da pesquisa, procedimentos experimentais das avaliações e dos programas de programa de reabilitação. Nesse momento, todos os voluntários obtiveram conhecimento de que não poderiam participar de outros programas terapêuticos paralelos ao presente estudo. Em seguida, foi aplicado uma anamnese aos voluntários contendo as informações sobre os critérios de elegibilidade para participação na pesquisa. Na sequência, todos os selecionados leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) do referido estudo (Apêndice 3).

### **7.7 Randomização**

No que se refere à randomização, cada voluntário elegível recebeu um código conforme a ordenação da entrevista. Após a anamnese, os códigos foram entregues a um pesquisador que não esteve presente em nenhuma etapa de avaliações e das sessões de tratamento, de modo que, tal pesquisador foi responsável pela geração da randomização e alocação dos participantes de forma cega e aleatória em dois Grupos CN (n=13) e CL (n=7) na proporção de 1:1. Todo o procedimento de geração foi realizado de forma online pelo site [www.randomization.org](http://www.randomization.org). Após os procedimentos de randomização não foi permitida a permuta de Grupo por parte dos participantes.

### **7.8 Cegamento**

Subsequente ao processo de aleatorização, o pesquisador responsável pela alocação informou somente à pesquisadora responsável em qual Grupo de intervenção cada participante foi alocado, de forma que, não poderia trocar de Grupo após o procedimento do sorteio. O sigilo da lista de alocação dos participantes foi mantido para os demais avaliadores, uma vez que a identidade pessoal e a distribuição dos Grupos foram mantidas em um envelope cinza opaco sob responsabilidade do pesquisador principal. Neste sentido, este ensaio clínico foi caracterizado como duplo-cego.

Por se tratar da intervenção de dois tipos de exercício físico, não houve cegamento para os participantes PcP, bem como para os pesquisadores que aplicaram os programas de reabilitação, e para os familiares e cuidadores. Entretanto, consideramos que este ECR é duplo-cego, pois nem o pesquisador que fez à randomização, bem como avaliadores e assessores dos procedimentos estatísticos,

tiveram conhecimento e acesso a qual grupo os participantes pertenciam. Em nosso estudo, os pesquisadores que estiveram à frente das intervenções e dos voluntários não participaram de forma cegada. Desse modo, somente os avaliadores e analistas dos desfechos foram cegados quanto às intervenções e sem acesso aos dados de nenhuma das avaliações prévias.

As avaliações foram realizadas nos momentos pré e pós -programa de reabilitação de reabilitação neurofuncional locomotora, com o objetivo de analisar as respostas fisiomecânicas de um programa de reabilitação locomotora de caminhada com bastões e sem bastões. Após todas as avaliações, foram realizados testes específicos conduzidos pelo mesmo avaliador, e na fase “ON” da medicação antiparkinsoniana.

## **7.9 Definições dos desfechos primários e secundários do estudo**

### **7.9.1 Desfecho Primário**

Esta pesquisa tem como desfecho primário o *Recovey*, o que se refere a transferência entre Ek e Ep gravitacional do CoM durante um ciclo de passada.

### **7.9.2 Desfechos Secundários**

Os desfechos secundários deste estudo são Wint, Wint braço, Wint tronco, Wint perna, Wext, Wext, Wext vertical, Wext horizontal, e Wtot antes e após um programa de reabilitação neurofuncional em PcP.

## **7.10 Familiarização e Procedimentos de avaliação e coleta de dados dos parâmetros fisiomecânicos da marcha**

Antes do início das intervenções, foi realizado um estudo piloto pelos pesquisadores, para a familiarização dos equipamentos, dos instrumentos de medidas, e dos protocolos utilizados para o melhor atendimento desta população (MONTEIRO *et al.*, 2013). Para a realização da pesquisa contamos com uma equipe multidisciplinar, composta por um neurologista, profissionais e acadêmicos de educação física que conduziram o programa de reabilitação neurofuncional locomotora da CN e da CL e fisioterapeutas especializados para conduzir as sessões de avaliações baseadas em um padrão de referência das Escalas: Escala Unificada de Avaliação da doença de Parkinson (UPDRS) – Parte III - sintomas motores (SOFUWA *et al.*, 2005) e H&Y, padrão-ouro de avaliação do estágio da doença

(SCALZO *et al.*, 2009), a Avaliação Cognitiva Montreal (MoCA) para o *screening* da função cognitiva (Anexos 2, 3, e 4, respectivamente). Vale ressaltar que todas as escalas são validadas para a versão brasileira. As avaliações das PcP foram realizadas em três visitas ao LAPEX, em dias alternados. Os participantes foram orientados a informar à pesquisadora responsável, caso houvesse alguma alteração da medicação durante o período do programa de reabilitação locomotora.

No primeiro momento, os PcP foram orientados e familiarizados sobre a utilização da escala de percepção de esforço de Borg (PSE de Borg) (ANEXO 4). Esta escala possui nove âncoras verbais, com números que vão de 6 – nenhum esforço a 20 – máximo esforço, essa escala possui, além de descritores verbais, quatro ilustrações descritivas, posicionadas ao longo da escala, constituída por categorias que vão de 0 a 10 e é utilizada para quantificar a sessão de treino ou a intensidade do exercício e de atividades aeróbias (BORG, 2011). Após este período de familiarização com a RPE de Borg, os PcP realizaram uma adaptação da caminhada na esteira (velocidade máxima do equipamento é de 16 km.h<sup>-1</sup> - Inbramed, Porto Alegre, Brasil) em diferentes velocidades.

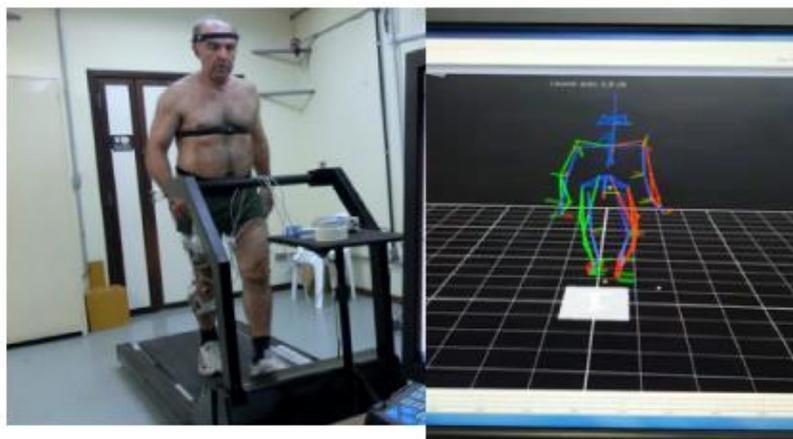
Para determinar a VAS (velocidade autosselecionada) da caminhada, aquela preferida pelos voluntários, os voluntários receberam orientações de segurança antecipadamente para caminharem na esteira (WANG e CHUNG, 2010; IVKOVIC e KURZ, 2011). Os voluntários iniciaram a caminhada na esteira após o comando verbal: “eu gostaria que o senhor (a) caminhasse na sua velocidade confortável e segura, aquela parecida com a usual do dia-a-dia” (GOMEÑUKA *et al.*, 2020; MONTEIRO *et al.*, 2017).

A princípio, para um melhor desenvolvimento na adaptação na esteira, os participantes caminharam a uma velocidade mínima de 0,5 km.h<sup>-1</sup> com o acréscimo de 0,5 km.h<sup>-1</sup> a cada 30 segundos, até indicar a velocidade confortável de caminhada, por conseguinte familiarizados por cerca de 15 minutos. Caso os voluntários informassem que estavam caminhando mais rápido que o usual, a velocidade era reduzida 0,5 km.h<sup>-1</sup> gradativamente até que a VAS fosse indicada novamente pelos participantes. Neste momento da avaliação dois pesquisadores estiveram ao lado da esteira para evitar possíveis quedas (MONTEIRO *et al.*, 2017).

Para a avaliação dos parâmetros fisiomecânicos, foi realizado um procedimento de análise cinemática tridimensional, durante a caminhada em esteira rolante em diferentes velocidades (GOMEÑUKA *et al.*, 2020). O sistema de vídeo

utilizado para a captura e processamento das imagens foi composto por seis câmeras infravermelho do sistema de cinemetria VICON (*Vicon Motion Capture System* - Grupo de Instrumentos de Oxford - USA, 1984). Para tal, foram utilizados 36 marcadores reflexivos (*Vicon Biomechanics Marker Accessories*) no formato de esfera, com 14 mm de diâmetro, localizados em referências anatômicas específicas em ambas as laterais do corpo e nas regiões de interesse e coladas ao corpo com fita adesiva 3M, de acordo com o modelo de *Plug in Gait Biomechanical Modeller 1.7* do VICON. A taxa de amostragem das câmeras foi de 100 Hz (GOMEÑUKA *et al.*, 2020). Este procedimento pode ser observado na figura 04:

**Figura 04:** Avaliação dos parâmetros fisiomecânicos



**Fonte:** os autores

### 7.11 Processamento dos dados dos parâmetros fisiomecânicos da marcha

Para tratamento dos dados, foi utilizada uma rotina matemática (APÊNDICE 3) desenvolvida no *software Matlab®*, onde foram calculados os parâmetros do mecanismo pendular (GOMEÑUKA *et al.*, 2020). Os dados de entrada da rotina foram as matrizes de dados com indicações do frame do *touch down* e o frame *take off* (Apêndice 4), determinados por um pesquisador familiarizado com a tarefa (OLIVEIRA *et al.*, 2013; MONTEIRO *et al.*, 2013).

Para aferir a posição do centro de massa corporal (CoM) foi feito o uso de uma rotina matemática, em que foram calculados os centros de massa e massas segmentares, seguindo as tabelas antropométricas para idosos de Pavol (GOMEÑUKA *et al.*, 2020; PAVOL; OWINGS; GRABINER, 2002). Diante disso, a Energia cinética ( $E_k = 0,5 M v^2_{COM}$ ) e a energia potencial gravitacional ( $E_p = M g h_{COM}$ ) foram encontradas por meio das rotinas matemáticas supracitadas e o CoM foi determinado calculando a  $v_{COM}$  (a velocidade instantânea do CoM no plano sagital com relação à esteira rolante), a  $h_{COM}$  (a altura do CoM na direção vertical em relação à altura da cinta da esteira rolante), bem como  $M$ , que é a massa corporal dos sujeitos e  $g$ , que consiste na aceleração gravitacional ( $9,81 \text{ m.s}^{-2}$ ).

O trabalho necessário para sustentar as variações da  $E_k$  e da  $E_p$  era estimado calculando respectivamente a soma de incrementos positivos da  $E_k$  e da  $E_p$ . A energia total do BCoM devido ao movimento no plano sagital,  $E_{tot}$  foi calculado através da soma instantânea da  $E_p$  e da  $E_k$  (GOMEÑUKA *et al.*, 2014). O  $W_{ext}$ , ou o trabalho necessário para elevar e acelerar o CoM em relação ao ambiente, é a soma dos incrementos positivos da  $E_{tot}$  (CAVAGNA; KANEKO, 1977; SAIBENE, 1992; SAIBENE; MINETTI, 2003). Este cálculo pode ser observado na equação 01:

$$W_{ext} = \Delta E_{ext}$$

**Equação (1)**

Para calcular o  $W_{int}$  ou o trabalho necessário para elevar e acelerar os centros de massa segmentares em relação ao CoM foi utilizada a quantificação das variações da  $E_k$  de cada centro de massa segmentar em relação ao CoM,  $E_{ki}$  que é obtida a partir da soma das energias rotacional e translacional, seguindo a Equação 02:

$$E_{int}(t) = 0,5 m_i v_{ap,r}^2(t) + 0,5 m_i v_{v,r}^2(t) + 0,5 m_i \omega_i^2 k_i^2$$

**Equação (2)**

onde  $m_i$  é a massa do segmento  $i$ ,  $v_{ap,r}^2$  e  $v_{v,r}^2$  é a velocidade antero-posterior e vertical do centro de massa do segmento  $i$  relativa ao BCoM, respectivamente,  $\omega_i$  é a velocidade angular do segmento  $i$ , e  $k_i$  é o raio de giração do segmento  $i$ . Para determinar o  $W_{int}$  foi assumida a transferência de energia entre os segmentos coxa e perna, bem como entre braço e antebraço do mesmo lado do corpo (WILLEMS; CAVAGNA; HEGLUND, 1995), conforme a Equação 03:

$$W_{int} = \Delta E_{int}$$

**Equação (3)**

Para avaliar separadamente a contribuição do tronco, dos braços e das pernas, foi calculado separadamente o  $W_{int}$  Tronco, o  $W_{int}$  Braços, e o  $W_{int}$  Pernas, compreendido como a soma dos incrementos de energia nas curvas do tronco, dos braços e das pernas, respectivamente conforme Pellegrini *et al.* (2015).

Além disso, foi calculado a troca de energia mecânica do CoM, a  $E_p$  e a  $E_k$  foram quantificados pelo cálculo do percentual de reconversão de energia mecânica, denominado *Recovery* (R), que afere a forma que a energia mecânica é salva por meio do mecanismo pendular da locomoção, de acordo com a Equação 04 (CAVAGNA; KANEKO, 1977; CAVAGNA; THYS; ZAMBONI, 1976; GOMEÑUKA, *et al.*, 2016).

$$R\% = \frac{W_v + W_f + W_{ext}}{W_v + W_f} \times 100$$

**Equação (4)**

Na 1ª sessão de familiarização um teste de distância máxima percorrida foi realizado por cada participante, de modo que todos deveriam caminhar até a fadiga. Durante os testes foram coletados a distância total, tempo de execução, frequência cardíaca de repouso (FC) e durante a caminhada, e o nível de esforço percebido na escala de Borg. Para avaliar a FC para posteriormente ser utilizada como controle fisiológico de intensidade, foi utilizado o modelo matemático de Tanaka *et al.* (2011). No qual é expresso da seguinte forma na equação 05:

$$FC_{m\acute{a}x} = 208 - (0,7 \times Idade \text{ em anos})$$

**Equação (5)**

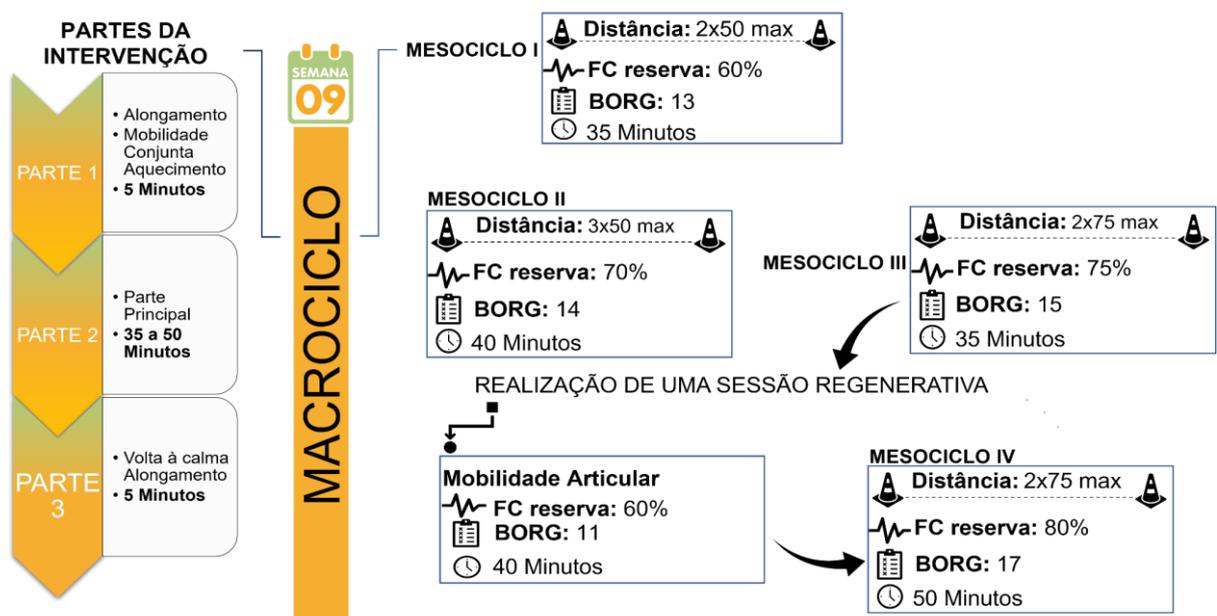
## 7.12 Protocolo do Programa de reabilitação neurofuncional locomotora de caminhada com e sem o uso de bastões

Todos os procedimentos de intervenção do programa de reabilitação neurofuncional locomotora de caminhada, familiarização da técnica da CN (Tabela 01) e da CL (Tabela 02), e programa terapêutico da caminhada com e sem bastões ocorreram na pista de atletismo da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança (EsEFID) - UFRGS.

O Protocolo do programa de reabilitação neurofuncional locomotora de caminhada com e sem o uso de bastões, bem como as sessões de ambas as intervenções, foram baseadas no Princípio FITT-VP (Frequência, Intensidade, Tempo, Tipo, Volume e Progressão) de acordo com Burnet *et al.*, (2019), e de programas de reabilitação locomotora na população com distúrbios de movimentos, utilizados em estudos anteriores previamente publicados (MONTEIRO *et al.*, 2016; ARCILA *et al.*, 2017; FRANZONI *et al.*, 2018; PASSOS-MONTEIRO *et al.*, 2020). O protocolo de intervenção foi desenvolvido durante 9 semanas de acordo com a lista de verificação da Descrição e Replicação da Intervenção (TIDier) que será disponibilizado na versão final da dissertação (APÊNDICE 2).

O macrociclo de periodização do programa de reabilitação neurofuncional locomotora foi organizado em 4 diferentes mesociclos, conforme apresenta a figura 05, que tiveram a duração total de 9 semanas de intervenção.

**Figura 05** - Periodização do programa de reabilitação - 9 semanas de intervenção.



**Fonte:** adaptado de Monteiro *et al.*, (2016).

**Legenda:** FC= Frequência Cardíaca.

O primeiro mesociclo, composto pela familiarização, conforme a Figura 07, ocorreu durante três semanas, com dois encontros semanais de 35 minutos, totalizando seis sessões. Os 35 minutos foram divididos em: cinco minutos de alongamento, 25 minutos para parte principal - de acordo com o objetivo da sessão e mais cinco minutos para o alongamento final. O protocolo de reabilitação neurofuncional locomotora de caminhada com e sem bastões, pode ser encontrado com maiores detalhes no estudo de PASSOS-MONTEIRO *et al.*, (2020).

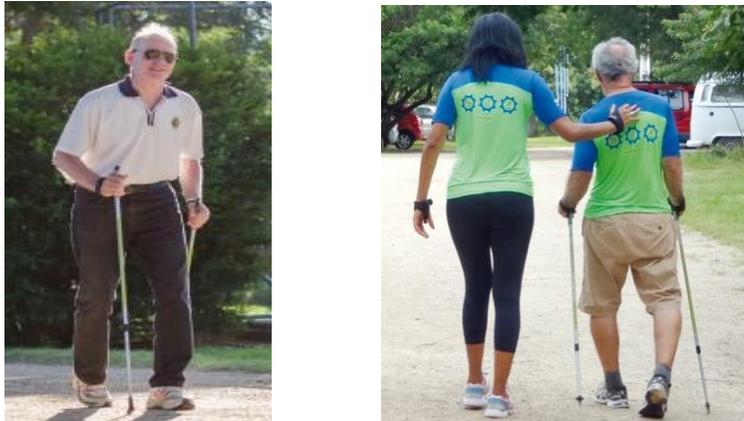
**Tabela 01:** Descrição da técnica caminhada nórdica - Four Support System of Nordic Walking: Brazil Locomotion Method.

1	Olhar para o horizonte
2	Priorizar a postura ereta, semiflexão ou flexão de tronco, de acordo com os níveis 1,2 e 3 de treinamento, respectivamente
3	Abdômen contraído para manter a postura
4	Os bastões e os braços devem movimentar-se contrários às pernas
5	Os bastões devem ser posicionados na diagonal
6	Princípio fundamental: segurar, impulsionar (aplicar força 1,2 e 3 contra o solo) e soltar os bastões
7	Quando a mão passar ao nível do quadril, elas devem abrir-se para facilitar o movimento do bastão retornar à frente
8	Fazer de forma “exagerada” a dissociação das cinturas escapular e pélvica
9	Coordenar braços e pernas de forma contrária
10	O posicionamento do pé deve se iniciar pelo calcanhar realizar um rolamento completo até a retirada dele do solo pelas pontas dos dedos.
11	Realizar as demais etapas priorizando um maior comprimento da passada. E assim realizando a técnica completa

**Fonte:** adaptado de PASSOS-MONTEIRO *et al.*, (2020).

Na figura 06, é possível observar a aplicação da técnica supracitada de CN em PcP:

**Figura 06:** Aplicação da técnica caminhada nórdica - *Four Support System of Nordic Walking: Brazil Locomotion Method*



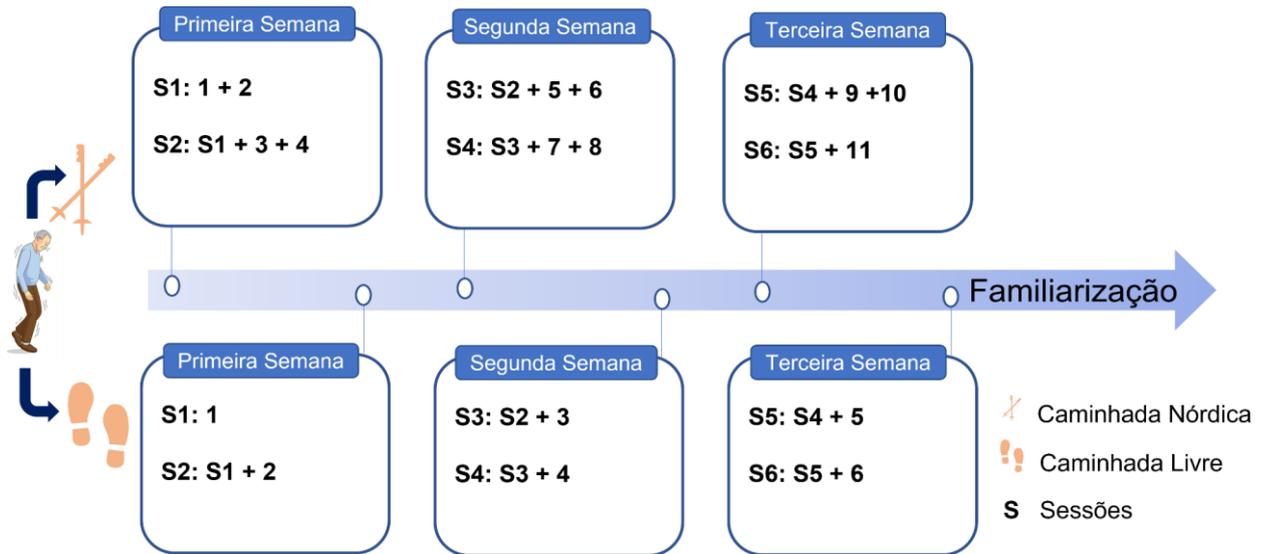
**Fonte:** os autores

**Tabela 02:** Técnica de caminhada livre.

1	Postura
2	Posicionamento dos pés e amplitude do joelho
3	Rotação de tronco e balanço dos braços
4	Amplitude e coordenação dos braços e pernas
5	Aumento do comprimento da passada
6	Técnica completa da marcha

**Fonte:** adaptado de Passos-Monteiro *et al.*, (2020).

**Figura 07:** Período de Familiarização do Programa de Reabilitação Neurofuncional Locomotora com e sem bastões.



**Fonte:** adaptado de Passos-Monteiro *et al.*, (2020).

**Legenda:** S= Sessões de programa de reabilitação.

Neste ciclo inicial de familiarização, os pesquisadores orientaram os PcP a manterem-se no nível 11 de intensidade da percepção subjetiva de esforço (PSE de Borg), equivalente a intensidade leve. No período de familiarização, ambos os grupos receberam técnicas de correção da marcha, coordenação motora, postura, equilíbrio, fortalecimento do abdômen e dissociação das cinturas escapular e pélvica. Entretanto, somente para o Grupo da CN foi empregado o aprendizado da técnica Four Support System of Nordic Walking: Brazil Locomotion Method da caminhada com os bastões, que corresponde aos bastões inclinados ao solo e braços semi-flexionados (ARCILA *et al.*, 2017; MONTEIRO *et al.*, 2017; FRANZONI *et al.*, 2018; GOMEÑUKA *et al.*, 2020; PASSOS-MONTEIRO *et al.*, 2020).

Os demais ciclos de programa de reabilitação neurofuncional locomotora foram constituídos em três momentos: a) alongamento, mobilidade articular e aquecimento com caminhada livre de três minutos na VAS; b) parte principal constituída pelo exercício específico do Grupo (caminhada e caminhada nórdica); c) volta à calma e alongamento final. O alongamento inicial e o alongamento final tiveram uma duração de aproximadamente cinco minutos, e foram planejados para que ambos os Grupos realizem os exercícios de forma padronizada.

Os Grupos CN e CL receberam o mesmo tratamento e intervenção ministrados pelos mesmos professores, com protocolos similares em termos de intensidade,

volume e duração, diferindo apenas que na CN foram utilizados de bastões de fibra de carbono específicos de CN (Excel, Oy High Peak Ltd, Finlândia) recomendados para a prática correta com regulador de altura para o uso individual conforme recomendado em estudos anteriores (PELLEGRINI *et al.*, 2017; PASSOS-MONTEIRO, *et al.*, 2021). O aprendizado da técnica CN foi baseado *no Four Support System of Nordic Walking: Brazil Locomotion Method* (PASSOS-MONTEIRO, *et al.*, 2021; PEYRÉ-TARTARUGA *et al.*, 2022).

Após o início do programa de reabilitação neurofuncional locomotora não ocorreram alterações nos Grupos. Em ambos os Grupos, o programa de reabilitação foi prescrito individualmente de acordo com a distância máxima percorrida por cada voluntário, respeitando a individualidade biológica de cada participante. Para controlar a progressão da intensidade durante os ciclos de treino (entre 60 a 80% da FC de reserva) foi utilizado um monitor de frequência cardíaca, modelo FT4 (*Polar Electro Oy*, Kempele, Finlândia), fixado ao tórax sobre o processo xifóide. No início de cada sessão dois pesquisadores foram destacados para monitorar e anotar a FC, a RPE de Borg e a distância percorrida dos voluntários (ALBERTS *et al.*, 2011; FRANZONI *et al.*, 2018; MONTEIRO *et al.*, 2017).

### 7.13 Procedimentos Estatísticos

Os dados coletados foram tabulados e organizados em planilhas no programa Excel 2016. Foi empregada estatística descritiva (média  $\pm$  erro padrão), além do intervalo de confiança. Os desfechos foram analisados utilizando as Equações de Estimativas Generalizadas (GEE), bem como a comparação entre os Grupos (CN e CL) e os momentos (pré e pós-intervenção ao programa de reabilitação neurofuncional locomotora). Optamos por este procedimento estatístico, pois ele realiza a análise por intenção de tratar (GUIMARÃES e HIRAKATA, 2013). A análise dos dados foi ajustada para distribuição linear ou gamma, de acordo o melhor ajuste pelo *Critério de Informação de Akaike (Akaike's Information Criterion-AIC)* de menor valor. Variáveis com interações significativas foram incluídas no modelo como covariáveis. Além disso, analisamos os efeitos tempo, Grupo e interações tempo\*Grupo, utilizando um *post-hoc* de Bonferroni, para identificar as diferenças entre as médias em todas as variáveis. Utilizamos como covariáveis os valores da H&Y e do Número de Froude dos voluntários, de forma que os valores foram fixados, no modelo estatístico, nos seguintes valores H&Y (1,5) e Número de Froude (0,07).

Os modelos foram rodados separadamente para cada variável. O tamanho de efeito foi calculado pelo Hedge's  $g$ , apropriado para calcular o tamanho de efeito dentro de um modelo com medidas repetidas para comparação de mais de dois Grupos, com um  $n$  menor que 30 sujeitos, no qual os valores referem-se: a 0,2-0,5 = tamanho de efeito pequeno; 0,5-0,8 = tamanho de efeito moderado; 0,8-acima = tamanho de efeito grande (LAKENS, 2013). E o índice de significância adotado foi de  $\alpha=0,05$ . Todo processamento estatístico foi realizado por um pesquisador cegado aos sujeitos, utilizando o *software* SPSS (*Statistical Package for Social Sciences for Mac, version 22.0*).

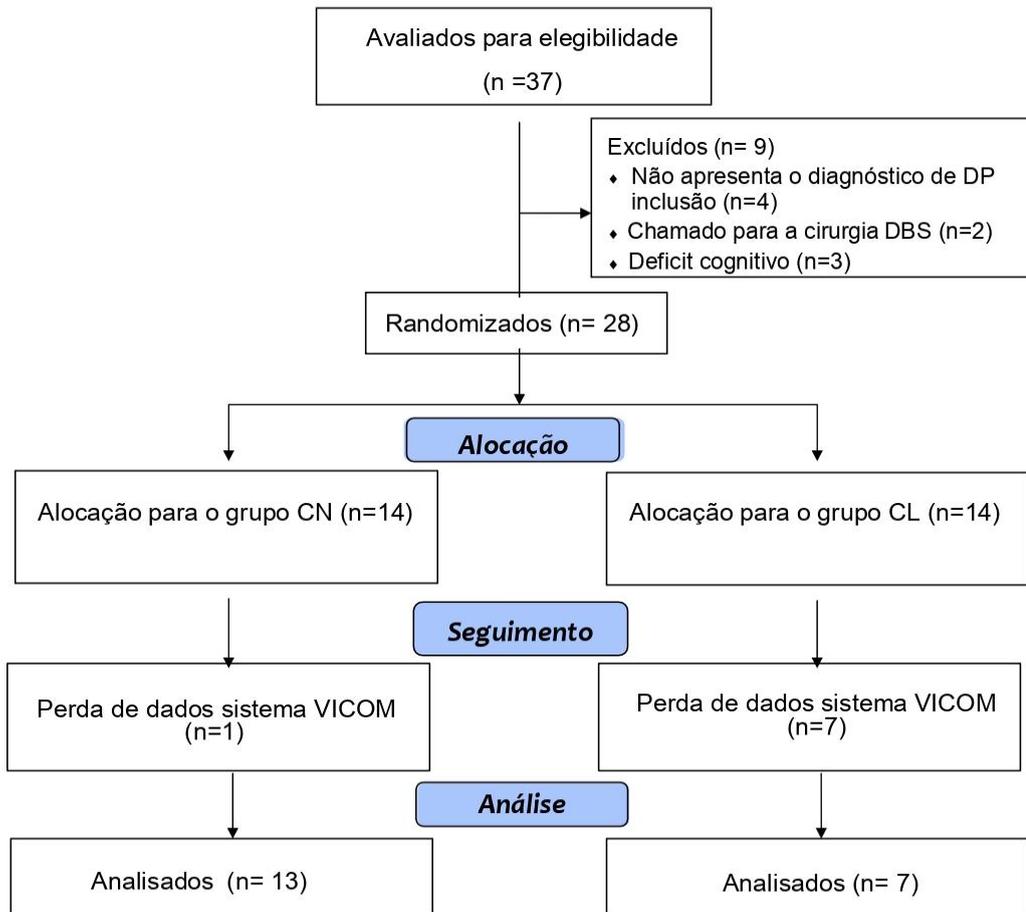
## 8. RESULTADOS

### 8.1. Dados de caracterização da amostra

Todo o processo de seleção da amostra, desde o contato inicial, a distribuição aleatória, até a composição final da amostra pode ser vista na Figura 08. Dos 28 voluntários alocados nos dois Grupos do programa de reabilitação neurofuncional locomotora propostos no presente estudo. Descontinuaram do programa de reabilitação oito voluntários (ambos da CL), sendo que nenhuma desistência foi em função do programa.

Os motivos apresentados para a interrupção do programa de reabilitação locomotora foram: problemas familiares, motivos profissionais, e por morar longe do local com a impossibilidade do transporte para a intervenção terapêutica.

**Figura 08:** Fluxograma CONSORT do processo de seleção e inclusão de voluntários.



**Fonte:** os autores

A amostra final foi constituída por 20 voluntários (CN: n=13 e CL: n=7). A análise das características da amostra não mostrou diferenças entre os Grupos de programa de reabilitação, conforme descrito na Tabela 03. Após a randomização dos grupos não foram encontradas diferenças significativas, garantindo a randomização e homogeneidade da amostra.

Tabela 03: Caracterização de pacientes com doença de Parkinson (DP) nos grupos caminhada nórdica (CN) e caminhada livre (CL)

Variável	Grupo CN (n=13)		Grupo CL (n=7)		p-valor
	M	F	M	F	
Sexo (%)	(92,3%)	(7,7%)	(42,85%)	(57,15%)	
Idade (anos)	64,23 ± 10,52		69,71 ± 6,82		0,15
Massa Corporal (kg)	80,07 ± 14,79		80,07 ± 14,79		0,33
Estatura (m)	1,68 ± 0,07		1,68 ± 0,06		0,96
Índice de Massa Corporal – IMC (kg/m <sup>2</sup> )	28,17 ± 5,06		26,02 ± 3,20		0,72
Comprimento do Membro Inferior (m)	0,83 ± 0,25		0,85 ± 0,02		0,19
Tempo de Diagnóstico Dlícnico da DP (anos)	5,54 ± 3,75		3,29 ± 1,97		0,15
UPDRS (média)	12		16		
H&Y (mediana)	1		2		

**Legenda** UPDRS = Escala Unificada De Avaliação Para Doença De Parkinson; H&Y = Hoehn and Yahr; M= Masculino; F= Feminino.

**Fonte:** os autores

## 8.2. Parâmetros Fisiomecânicos da Locomoção de PcP

Na Tabela 04 serão apresentados os resultados dos parâmetros fisiomecânicos da marcha em PcP, na qual demonstra que houve interação no fator Tempo e interação Grupo\*Tempo. A média da VAS Pré(CN) 2,6 km.h<sup>-1</sup> e VAS Pós(CN) 3,5 km.h<sup>-1</sup> e a VAS Pré(CL) 1,8 km.h<sup>-1</sup> e VAS Pós(CL) 3,5 km.h<sup>-1</sup>.

**Tabela 04:** Resultado dos parâmetros fisiomecânicos da marcha com e sem bastões de CN em PcP. A tabela apresenta valores da VAS pré e pós intervenção do programa de reabilitação neurofuncional locomotora apresentados por média e erro padrão.

	CN		CL		p value			
	VAS PRÉ	VAS POS	VAS PRÉ	VAS POS	GRUPO	TEMPO	GRUPO * TEMPO	EFFECT SIZE (Hedges'g)
<i>Mecanismo Pendular</i>								
<b>Recovery (R, %)</b>								
Média ± EP	49,64 ± 5,64	61,19 ± 3,16	40,83 ± 6,39	51,16 ± 8,34	0,21	0,04	0,94	0,59
95% IC	[39,71 - 62,04]	[55,28 - 67,72]	[30,06 - 55,53]	[37,17 - 70,43]				
<b>Wext (J.kg<sup>-1</sup> m<sup>-1</sup>)</b>								
Média ± EP	0,24 ± 0,03	0,18 ± 0,02	0,31 ± 0,09*	0,16 ± 0,03*	0,82	P<0,01	0,03	0,25
95% IC	[0,18 - 0,31]	[0,15 - 0,22]	[0,17 - 0,55]	[0,10 - 0,24]				
<b>Wext vertical (J.kg<sup>-1</sup> m<sup>-1</sup>)</b>								
Média ± EP	0,30 ± 0,02	0,28 ± 0,02#	0,35 ± 0,06*	0,19 ± 0,01*#	0,29	P<0,01	0,02	1,39
95% IC	[0,26 - 0,35]	[0,24 - 0,32]	[0,25 - 0,50]	[0,17 - 0,21]				
<b>Wext horizontal (J.kg<sup>-1</sup> m<sup>-1</sup>)</b>								
Média ± EP	0,14 ± 0,01	0,17 ± 0,01	0,14 ± 0,02	0,16 ± 0,03	0,82	0,04	0,84	0,16
95% IC	[0,12 - 0,16]	[0,14 - 0,20]	[0,11 - 0,18]	[0,11 - 0,23]				
<b>Wint (J.kg<sup>-1</sup> m<sup>-1</sup>) (J.kg<sup>-1</sup> m<sup>-1</sup>)</b>								
Média ± EP	0,23 ± 0,08	0,20 ± 0,09	0,13 ± 0,09	0,16 ± 0,11	0,58	0,92	0,22	0,12
95% IC	[0,08 - 0,38]	[0,02 - 0,38]	[-0,04 - 0,30]	[0,04 - 0,37]				
<b>Wint braço (J.kg<sup>-1</sup> m<sup>-1</sup>)</b>								
Média ± EP	0,04 ± 0,01	0,04 ± 0,04	0,10 ± 0,04	0,08 ± 0,05	0,20	0,80	0,73	0,27
95% IC	[0,03 - 0,05]	[0,03 - 0,05]	[0,01 - 0,19]	[-0,02; 0,18]				
<b>Wint tronco (J.kg<sup>-1</sup> m<sup>-1</sup>)</b>								
Média ± EP	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,01	0,04 ± 0,03	0,02 ± 0,01	0,83	0,27	0,31	<0,01
95% IC	[0,01 - 0,04]	[0,01 - 0,04]	[-0,02; 0,10]	[-0,01; 0,05]				
<b>Wint pernas (J.kg<sup>-1</sup> m<sup>-1</sup>)</b>								
Média ± EP	0,23 ± 0,03	0,21 ± 0,02	0,14 ± 0,03	0,20 ± 0,02	0,10	0,20	0,06	0,14
95% IC	[0,17 - 0,28]	[0,17 - 0,25]	[0,08 - 0,20]	[0,17 - 0,24]				
<b>Wtot (J.kg<sup>-1</sup> m<sup>-1</sup>)</b>								
Média ± EP	0,49 ± 0,12	0,49 ± 0,14	0,56 ± 0,26	0,54 ± 0,26	0,83	0,95	0,89	0
95% IC	[0,26 - 0,72]	[0,21 - 0,78]	[0,05 - 1,06]	[0,04 - 1,04]				

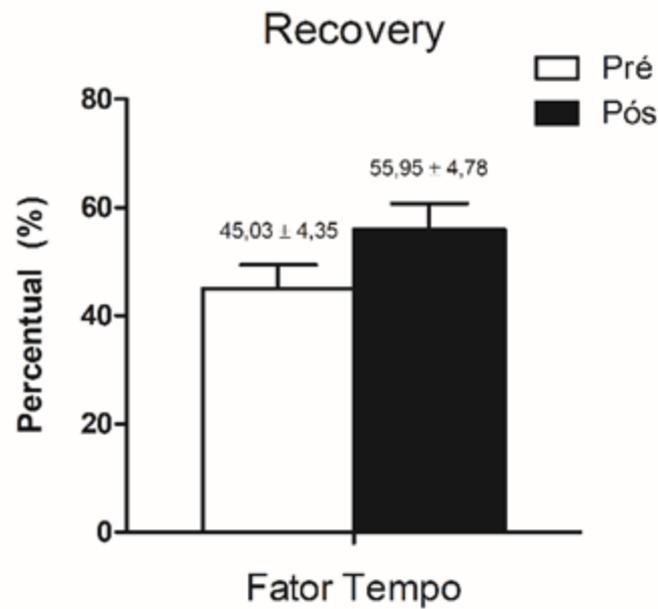
Fonte: os autores

Legenda: # indica diferença para o mesmo tempo intergrupo, \* indica diferença entre os tempos intragrupo.

### Recovery

Para a variável *Recovery*, não foram encontradas diferenças significativas para o fator Grupo ( $p= 0,21$ ) porém, para o fator Tempo ( $p=0,04$ ) foram encontradas diferenças significativas. Ademais, ao analisarmos o comportamento do *Recovery* para os Grupos CN ( $49,64 \pm 5,64$ ;  $61,19 \pm 3,16$ ) e CL ( $40,83 \pm 6,39$ ;  $51,16 \pm 8,34$ ), pré e pós, respectivamente, verificamos que para ambos os Grupos, houve o aumento das médias após o período de programa de reabilitação, com um tamanho de efeito moderado=0,59. Entretanto, ao analisarmos a interação Grupo\*Tempo não houve diferença significativa para tal variável ( $p=0,94$ ).

Figura 09: Resultado do *Recovery* da marcha com e sem bastões de CN em PcP.

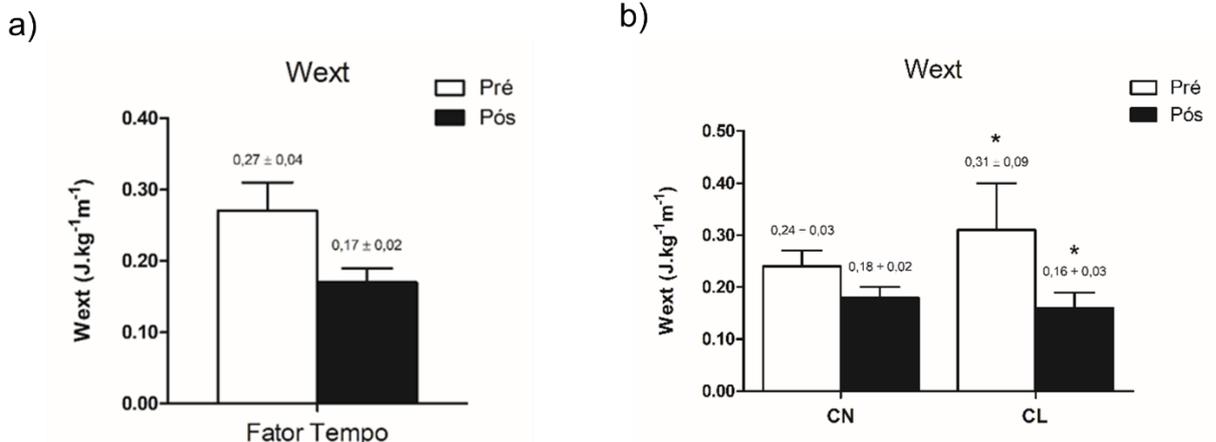


**Legenda:** Comportamento do *Recovery* horizontal para o fator Tempo.

### ***Trabalho Mecânico Externo (Wext)***

Em relação ao Wext não foram encontradas diferenças significativas para o fator Grupo ( $p=0,82$ ). Entretanto, ao analisarmos o comportamento do Wext, identificamos que para ambos os Grupos, CN ( $0,24 \pm 0,03$ ;  $0,18 \pm 0,02$ ) e CL ( $0,31 \pm 0,09$ ;  $0,16 \pm 0,03$ ) as médias demonstraram um comportaram decrescente, com um tamanho de efeito pequeno = 0,25. Porém, para o fator Tempo foram encontradas diferenças significativas ( $p<0,01$ ), ou seja, independente do Grupo, o Wext reduziu do pré=  $0,27 \pm 0,04$  ( $0,20 - 0,37$ ) para pós=  $0,17 \pm 0,02$  ( $0,13 - 0,21$ ). Para a interação Grupo\*Tempo foram encontradas diferenças significativas ( $p=0,03$ ), de forma que o Grupo CL, reduziu do pré=  $0,31 \pm 0,09$  ( $0,17 - 0,55$ ) para o período pós =  $0,15 \pm 0,03$  ( $0,10 - 0,24$ ).

**Figura 10:** Resultado do Wext da marcha com e sem bastões de CN em PcP.

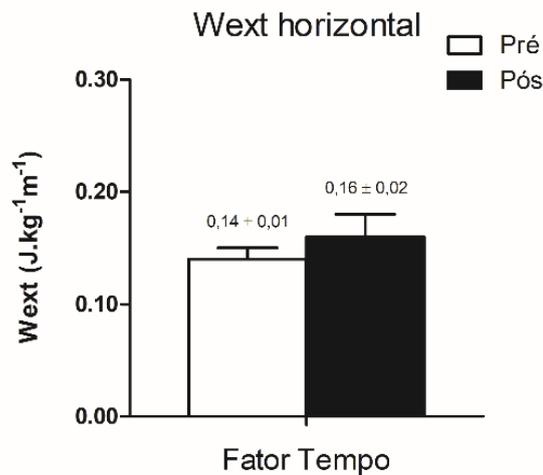


**Legenda:** a) Comportamento do Wext para o fator Tempo b) Wext para a interação Grupo\*Tempo. # indica diferença para o mesmo tempo intergrupo, \* indica diferença entre os tempos intragrupo.

### ***Trabalho Mecânico Externo Horizontal (Wext horizontal)***

No Wext horizontal não foram encontradas diferenças significativas para o fator Grupo ( $p=0,82$ ). Para o fator Tempo foram encontradas diferenças significativas ( $p=0,04$ ), isso significa que do pré =  $0,14 \pm 0,01$  (0,12 - 0,16) para o período pós =  $0,16 \pm 0,01$  (0,13 - 0,20) houve um aumento do Wext horizontal. Ou seja, houve um aumento tanto para o Grupo CN ( $0,14 \pm 0,01$ ;  $0,17 \pm 0,01$ ) quanto para CL ( $0,14 \pm 0,02$ ;  $0,16 \pm 0,03$ ) do pré para pós programa de reabilitação, e ao analisarmos o tamanho de efeito ele foi considerado pequeno = 0,16. Em relação a interação Grupo\*Tempo não encontramos diferenças significativas ( $p= 0,84$ ).

**Figura 11:** Resultado do Wext horizontal da marcha com e sem bastões de CN em PcP.



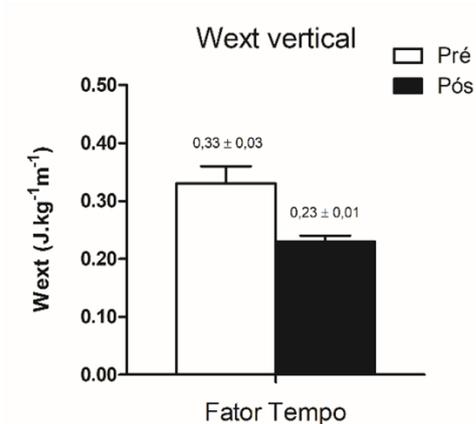
**Legenda:** Comportamento do Wext horizontal para o fator Tempo.

### ***Trabalho Mecânico Externo Vertical (Wext vertical)***

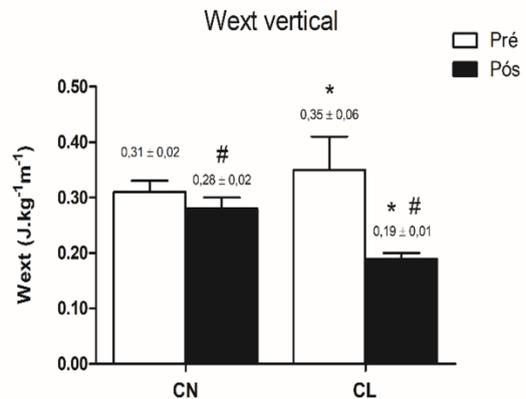
No que tange o Wext vertical, não foi encontrado diferenças significativas para os fatores Grupo ( $p= 0,29$ ). Entretanto para o fator Tempo foram encontradas diferenças significativas ( $p<0,01$ ), demonstrando que de forma geral o Wext vertical reduziu do pré=  $0,33 \pm 0,03$  (0,27 - 0,39) para o período pós intervenção =  $0,23 \pm 0,01$  (0,21 - 0,25) do programa de reabilitação locomotora em ambos os Grupos. O pós intervenção do programa de reabilitação neurofuncional locomotora de CN ( $0,28 \pm 0,02$ ) e CL ( $0,19 \pm 0,01$ ) foram significativas ( $p<0,01$ ), porém as diferenças significativas, com um tamanho de efeito grande= 1,39. Para a interação Grupo\*Tempo as diferenças encontradas foram significativas ( $p=0,02$ ), observando que após a intervenção, tanto para o Grupo CN  $0,28 \pm 0,02$  (0,24 - 0,32), quanto para o Grupo CL  $0,19 \pm 0,01$  reduziu e para o Grupo CL.

**Figura 12:** Resultado do Wext vertical da marcha com e sem bastões de CN em PcP.

a)



b)



**Legenda:** a) Comportamento do Wext vertical para o fator Tempo b) Wext vertical para a interação Grupo\*Tempo. # indica diferença para o mesmo tempo intergrupo, \* indica diferença entre os tempos intragrupo.

### ***Trabalho Mecânico Interno de Tronco (Wint)***

Em relação ao Wint não foram encontrados valores significativos para os fatores Grupo ( $p=0,58$ ) e Tempo ( $p=0,92$ ). Quanto às médias, o Grupo CN ( $0,23 \pm 0,08$ ;  $0,20 \pm 0,09$ ) apresentou uma redução no Wint, enquanto o Grupo CL ( $0,13 \pm 0,09$ ;  $0,16 \pm 0,11$ ) demonstrou um aumento no Wint no pós programa de reabilitação, com um tamanho de efeito considerado pequeno = 0,12. Para a interação Grupo\*Tempo também não houve valores significativos ( $p=0,22$ ).

### ***Trabalho Mecânico Interno de Braço (Wint braço)***

Para o Wint braço não foram encontrados valores significativos para os fatores Grupos ( $p=0,20$ ) e Tempo ( $p=0,80$ ). Para o Grupo CN ( $0,04 \pm 0,01$ ;  $0,04 \pm 0,04$ ) as médias não sofreram alterações pós programa de reabilitação, no entanto para CL ( $0,10 \pm 0,04$ ;  $0,08 \pm 0,05$ ) as médias apresentaram uma redução do pré para pós programa de reabilitação. Não foram identificados valores significativos para a interação Grupo\*Tempo ( $p=0,73$ ). Para esta variável o tamanho de efeito foi considerado pequeno = 0,27.

### ***Trabalho Mecânico Interno de Tronco (Wint tronco)***

Em relação ao Wint tronco não foi encontrado valor significativo para os fatores Grupo ( $p=0,83$ ) e Tempo ( $p=0,27$ ). Na comparação entre as médias, identificamos que

para o Grupo CN ( $0,02 \pm 0,01$ ;  $0,02 \pm 0,01$ ) não houve variação entre as médias, entretanto para o Grupo CL ( $0,04 \pm 0,03$ ;  $0,02 \pm 0,01$ ) houve uma redução Wint tronco, com um tamanho de efeito pequeno = 0,01. Para a interação Grupo\*Tempo também não houve valor significativo ( $p=0,31$ ).

### ***Trabalho Mecânico Interno de Perna (Wint perna)***

Sobre a variável Wint perna, não foram encontrados valores significativos para os fatores Grupo ( $p= 0,10$ ) e Tempo ( $p= 0,20$ ) e ao analisar as médias verificamos que o comportamento das médias após programa de reabilitação neurofuncional locomotora do Grupo CN ( $0,23 \pm 0,03$ ;  $0,21 \pm 0,02$ ) reduziu o Wint perna, porém para o Grupo CL ( $0,14 \pm 0,03$ ;  $0,20 \pm 0,02$ ) aumentaram, entretanto, houve um tamanho de efeito pequeno = 0,14. Para a interação Grupo\*Tempo não houve diferença significativa ( $p= 0,06$ ).

### ***Trabalho Mecânico Total (Wtot)***

No que diz respeito ao Wtotl, não foram encontrados valores significativas Grupo ( $p=0,83$ ), assim como na análise do fator Tempo ( $p= 0,95$ ), em seguida verificamos as médias e observamos que para o Grupo CN ( $0,49 \pm 0,12$ ;  $0,49 \pm 0,14$ ) não houve variação para o período pós intervenção do programa de reabilitação locomotora, enquanto que para o Grupo CL ( $0,56 \pm 0,26$ ;  $0,54 \pm 0,26$ ) as médias reduziram do pré para pós programa de reabilitação, com um tamanho de efeito pequeno = 0,08. Para a interação Grupo\*Tempo não foram encontrados valores significativos ( $p=0,89$ ).

## **9. DISCUSSÃO**

Este estudo foi o primeiro ensaio clínico controlado randomizado que analisou as respostas de um programa de nove semanas reabilitação neurofuncional locomotora de caminhada nórdica e livre sobre os parâmetros fisiomecânicos da marcha em VAS em pessoas com doença de Parkinson (PcP), mais especificamente nas variáveis *Recovery*, *Wext*, *Wext horizontal* e *Wext vertical*, *Wint*, *Wint de braço*, *Wint de tronco*, *Wint de perna*. Nós hipotetizamos que o programa de reabilitação neurofuncional locomotora de caminhada com bastões promoveria mudanças nos parâmetros fisiomecânicos da marcha especificamente nas variáveis *Recovery*, *Wext* e *Wint de PcP*, devido a uma maior reconversão de energia  $E_k$  e  $E_p$ , o que tornaria o

mecanismo pendular mais eficiente. Além disso, haveria um maior Wext, proporcionando um maior deslocamento do CoM em relação ao ambiente, quando comparado com o programa de reabilitação neurofuncional de caminhada sem bastões.

No que se refere ao *Recovery*, nossos achados principais indicam que ambos os grupos melhoraram após a intervenção, chegando a alcançar valores próximos aos de idosos saudáveis. E em relação ao Wext vertical, o grupo CL não conseguiu elevar o CM com eficiência, entretanto, o Wext horizontal aumentou para ambos, indicando uma melhor projeção à frente do CM em relação ao ambiente. No que tange ao Wint de braços e tronco, para o grupo CN, os comportamentos mantiveram-se inalterados, demonstrando que durante o macrociclo de treinamento os sintomas motores da DP não evoluíram, enquanto que para o grupo CL, a energia muscular desses grupamentos reduziu, mostrando que não usar bastões pode acelerar a perda de força contrátil dos músculos. Para o Wint de pernas é importante frisar que o grupo CL demonstrou um melhor comportamento de trabalho muscular pós intervenção. Portanto, podemos dizer que nossa hipótese foi parcialmente confirmada de que o programa de reabilitação neurofuncional locomotora de CN mostraria superioridade nos parâmetros fisiomecânicos, mais especificamente nas variáveis Wint, Wext e *Recovery* da marcha de pessoas com doença de Parkinson comparado com o programa de reabilitação de caminhada sem bastões.

De maneira geral, os resultados do programa de reabilitação neurofuncional locomotora com e sem bastões de CN com duração de nove semanas, apresentaram melhora nos parâmetros fisiomecânicos de forma semelhante em ambos os grupos. Contudo algumas diferenças entre as duas intervenções se relacionam ao princípio da especificidade do uso de bastões.

Em PcP, a VAS é menor quando comparada a sujeitos saudáveis, de forma que o mecanismo pendular se torna menos eficiente, passando de aproximadamente 68% de *Recovery* pendular para 52% (DIPAOLA *et al.*, 2017). Nosso estudo mostrou que o *Recovery*, processo de reconversão, ou seja, o processo de troca entre as energias  $E_k$  e  $E_p$  foi realizado com uma maior eficiência após o programa de reabilitação locomotora para ambos os grupos. Entretanto, apesar de não haver interação no fator Grupo\*Tempo, houve um tamanho de efeito moderado=0,59 em relação ao aumento em torno de 61% do *Recovery* para o grupo com bastões CN, mostrando que o mecanismo pendular de PcP que caminharam com bastões, estão

mais próximas a de pessoas saudáveis (68% de Recovery), (DIPAOLA *et al.*, 2017). Estes resultados concordam com o estudo de Leal-Nascimento *et al.*, 2022, em que os indivíduos que caminham com o uso de bastões gastaram menos energia para se deslocar no ambiente, minimizando o trabalho mecânico para caminhar.

Este achado indica que idosos com DP que treinam com bastões têm ganhos de economia metabólica de caminhada adicionais devido à otimização no padrão de movimento mais pendular em comparação aos indivíduos que treinam sem bastões, o que é extremamente relevante do ponto de vista clínico-funcional, uma vez que eles poderão realizar as atividades de vida diária com mais eficiência (PEYRÉ-TARTARUGA *et al.*, 2022; MONTEIRO *et al.*, 2016). Ao analisarmos a literatura, verificamos que no estudo de Gomeñuka e colaboradores (2020), o *Recovery* não foi modificado em idosos longevos após um programa de 12 semanas de exercícios de caminhada com e sem bastões. Entretanto, o aumento da velocidade modificou a reconversão de energia. Neste sentido, trabalhar na estratégia de aumentar a VAS de PcP, pode ser uma excelente alternativa para tornar a locomoção mais eficiente.

O Wext, que consiste no trabalho muscular necessário para elevar e acelerar o CoM, reduziu em ambos os Grupos após o período de intervenção, entretanto o Grupo CL apresentou menor Wext, ou seja, o Grupo CL gastou menos) energia para se deslocar no ambiente, então cogitamos que devido o grupo FW não utilizar os bastões, necessitou de maiores adaptações neuromusculares, assim como para o Wext vertical o é provável que as PcP apliquem uma técnica que é mais estabilizador do que propulsivo alterando os padrões musculares.

Porém, o Grupo CL apresentou menor Wext horizontal após a intervenção, de forma geral, o que culminou para que o Grupo CL obtivesse uma menor propulsão, o que pode estar associado à fraqueza muscular (ZANARDI *et al.*, 2017) e, por sua vez, à redução da amplitude de movimento articular (DIPAOLA *et al.*, 2016), o que clinicamente, podemos associar a bradicinesia, pois PcP possuem redução de movimentos e dificuldade de iniciar a marcha, devido à redução da velocidade, do equilíbrio e à estabilidade dinâmica e estática (CHO *et al.*, 2010; MONTEIRO *et al.*, 2016; FRANZONI *et al.*, 2018).

Por outro lado, PcP submetidas à programas de reabilitação locomotora com e sem o uso de bastões, podem apresentar uma melhora nos aspectos neuromusculares e articulares. No estudo de Luna e colaboradores (2022), após um programa de nove semanas de reabilitação locomotora em PcP, o ângulo de 25° do

quadril apresentou um aumento significativo para o grupo que treinou com bastões ( $p=0,044$ ) com interação Grupo\*Tempo ( $p=0,018$ ). Enquanto que para a articulação do joelho de  $50^\circ$  e para a articulação do tornozelo  $0^\circ$  houve um aumento articular com diferença significativa ( $p=0,010$ ;  $p=0,047$ , respectivamente) após o período de reabilitação para os grupos com e sem bastões. Em relação a parâmetros neuromusculares, a baixa ativação muscular pode estar diretamente relacionada com a ineficiência da marcha. Em PcP ocorre uma redução da atividade muscular sobretudo as dos músculos inferiores, gastrocnêmio medial e tibial anterior, no qual a duração da atividade eletromiográfica e co-contração são mais prolongadas, caracterizando um maior tônus e uma ativação tônica (MONTEIRO *et al.*, 2016). Além disso, pode ter relações com um maior dispêndio energético, e alteração da velocidade ótima de caminhada (VOC).

No estudo de Brito *et al.*, (2022) os autores encontraram uma correlação significativa positiva e moderada da VOC com o pico de ativação do GM ( $r= 0,435$ ;  $p=0,034$ ). Adicionalmente, há uma correlação entre a co-contração do TA e GM com a UPDRS ( $r=0,508$ ;  $p=0,011$ ). Desta forma, podemos inferir ao indicativo de que quanto maior o pico de ativação do GM maior será o gasto energético para a realização da caminhada, e quanto maior o comprometimento motor, maiores serão os níveis de co-contração dos músculos inferiores em PcP. Sabe-se, que o aumento do Wext em pessoas saudáveis pode elevar o gasto energético durante a caminhada (SAIBENE; MINETTI, 2003) e PcP possuem um menor Wext mas gastam mais energia uma vez que os sintomas clínicos e neuromusculares estão piorados (DIPAOLA *et al.*, 2016). Portanto, reduzir o Wext pode ser benéfico para tornar a marcha mais eficiente, gastando menos energia.

O Wext horizontal aumentou para ambos os Grupos após o período de programa de reabilitação, demonstrando que ambos os Grupos apresentaram melhoras em sua aceleração (projeção à frente) após a intervenção.

Para as variáveis Wint, Wint de braço, Wint de tronco, Wint de perna e Wtot não encontramos valores significativos, dessa forma, consideramos que durante as 9 semanas de treino, o Grupo se manteve estável com relação ao gasto de energia, o que consideramos positivo, pois com o avançar do estadiamento da doença, agrava-se também os sintomas motores (POEWE *et al.*, 2017).

Estes achados indicam que idosos com DP que treinam com bastões têm ganhos de economia metabólica de caminhada adicionais devido à otimização no

padrão de movimento mais pendular em comparação aos indivíduos que treinam sem bastões. Com base em comparações de estudos publicados na literatura, confirmamos com os nossos dados, a utilização da caminhada como uma intervenção terapêutica de reabilitação locomotora para PcP em diferentes estágios da DP (FRANZONI *et al.*, 2018; GOMEÑUKA *et al.*, 2020; LEAL-NASCIMENTO *et al.*, 2022; PASSOS-MONTEIRO *et al.*, 2020; PELLEGRINI *et al.*, 2015; ZANARDI *et al.*, 2019).

### ***Pontos Fortes, Inovadores e Limitações do Estudo***

Até o presente momento na literatura, nosso estudo será o primeiro ECR realizado de forma crônica a analisar os parâmetros fisiomecânicos da marcha em PcP, além de apresentar um Protocolo de reabilitação neurofuncional locomotora de caminhada de intensidade, baseadas no Princípio FITT-VP (Frequência, Intensidade, Tempo, Tipo, Volume e Progressão) aplicado em indivíduos que variaram do estadiamento de 1 a 4 na escala H&Y, ou seja, variaram de acometimento leve a severo nos sinais da doença. Nossos achados mostram que há benefícios específicos para a fisiomecânica da marcha de PcP, tanto para a caminhada com e sem bastões, tornando esta locomoção mais eficiente. Portanto, encorajamos a utilização de programas de reabilitação neurofuncional locomotora com e sem o uso de bastões de CN, para a tornar a marcha mais eficiente o que repercute na reabilitação da mobilidade funcional em PcP.

Entretanto o estudo apresentou algumas limitações, o “N” amostral foi considerado pequeno, o que pode ter influenciado os resultados do estudo. No processo de randomização, não foi levado em consideração o estadiamento da doença dos indivíduos ao distribuir nos grupos de intervenção, de forma que o grupo CL agrupou os voluntários com maior grau de acometimento. Outra limitação importante, foi o “desequilíbrio” no n amostral nos grupos da CN e CL, que ocorreu devido a perda de dados do sistema VICON, o que pode ter prejudicado os nossos achados. Por ser o primeiro ECR com a temática de análise dos parâmetros fisiomecânicos na DP, uma dificuldade encontrada neste estudo, foi encontrar na literatura mais referências para a discussão dos nossos achados. Na avaliação dos parâmetros fisiomecânicos, por uma questão logística de setup de coletas, os dados foram coletados na esteira sem o uso dos bastões de CN. Ainda sim, destacamos um ponto forte, pois o grupo que realizou o programa de reabilitação locomotora com bastões, transferiram tais efeitos, mesmo sendo avaliados sem os bastões na esteira.

### ***Perspectivas de aplicação clínica e estudos futuros***

Para estudos futuros, sugerimos aumentar o “N” amostral, assim como randomizar os voluntários levando em consideração o estadiamento da doença. Avaliar os parâmetros fisiomecânicos usando os bastões de CN durante a coleta em esteira rolante. Além disso, recomendamos novos ECR que avaliem os efeitos da CN e CL sobre os parâmetros fisiomecânicos da marcha a partir da classificação do subtipo da DP: rígidos-acinéticos e hipercinéticos. Dados interessantes de uma possível regressão logística de dados clínicos, articulares e neuromusculares podem fornecer informações biomecânicas relevantes sobre quais destas variáveis podem explicar melhor o mecanismo pendular da marcha. Indicamos ainda, ECR que comparem os efeitos de um programa de reabilitação locomotora comparando PcP e idosos saudáveis.

O presente estudo trouxe resultados importantes em relação aos programas de reabilitação neurofuncional de caminhada em PcP, uma vez que os distúrbios da marcha na DP é uma das funções que mais limita a independência para realizar as atividades de vida diária. Avaliar os efeitos dos parâmetros relacionados a Fisiomecânica da marcha de PcP auxilia em prescrições mais eficazes para esse público. O estudo possui grande importância clínica, visto que é um ensaio clínico randomizado realizado com voluntários que variavam do estadiamento de 1 a 4 na escala H&Y de forma crônica.

### ***Financiamento e agradecimentos***

Fundos: Este estudo não teria sido possível sem o auxílio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)/Brasil, Código Financeiro 001 (n. 1159844), LAPEX (n. 29/2015) e, FIPE-HCPA/Brasil (n. 140051), e às Lojas Decathlon e Newfeel para bastões de caminhada nórdica.

Agradecimentos: Agradecemos o apoio logístico e intelectual dos Grupos de Pesquisa Locomotion - UFRGS e Pendulum - UFPA.

## **10. CONCLUSÃO**

De acordo com os resultados do presente ensaio clínico, podemos concluir que um programa de reabilitação neurofuncional locomotora de caminhadas com e sem bastão, de moderada a alta intensidade, melhoraram parâmetros fisiomecânicos da

marcha em indivíduos com DP, afirmando que o programa é útil para PcP devido a melhor aproveitamento da energia muscular durante exercícios físicos.

Concluimos que o Recovery, foi realizado com maior eficiência após a intervenção de reabilitação locomotora para ambos os grupos, portanto PcP apresentaram um mecanismo pendular mais otimizado. O Wext de PcP que caminharam com e sem bastões de CN, reduziram após a intervenção, porém o grupo CL apresentou menor Wext, ou seja, o que representa uma menor energia para se deslocar no ambiente em relação ao CoM. Tanto o grupo CN quanto o grupo CL reduziram o Wext vertical após o programa de reabilitação, porém o grupo CL demonstrou menores valores pós intervenção, isso quer dizer que os voluntários não apresentaram tanta eficiência ao elevar o CM. O Wext horizontal aumentou para ambos os grupos após o período de programa de reabilitação, demonstrando que ambos os grupos apresentaram melhoras em sua aceleração em relação a projeção à frente após a intervenção.

Nossos achados indicam que o modelo de reabilitação locomotora com e sem bastões podem ser utilizados como estratégias de intervenção por profissionais da saúde para reabilitar a locomoção, tornando o mecanismo pendular mais otimizado e uma marcha mais eficiente, de PcP de leve a severos nessa população.



## REFERÊNCIAS

- AGUIRRE, L. E.; VILLAREAL, D. T. Physical Exercise as Therapy for Frailty. **Nestle Nutr Inst Workshop**, v.83, p. 83-92, 2015.
- ALBERTS, J.L.; LINDER, S.M.; PENKO, A.L.; LOWE, M.J.; PHILLIPS, M. It is not about the bike, it is about the pedaling: forced exercise and parkinson's disease. **Exerc. Sport Sci.** v.39, n. 4, p. 177-186, 2011.
- ALMEIDA, L.R.S.; VALENCA, G.T.; NEGREIROS, N.N.; PINTO, E.B.; OLIVEIRA-FILHO, J. Predictors of Recurrent Falls in People with Parkinson's Disease and Proposal for a Predictive Tool. **J Parkinsons Dis**, 7, 2, p. 313-324, 2017.
- AMADIO, A. C. *et al.* Fundamentos biomecânicos para análise do movimento. 1ª ed. São Paulo: Laboratório de Biodinâmica – EEFUSP, 1996. 162p.
- ANTUNES, P. M.; MONTEIRO, E. P.; FAGUNDES, A.D.O.; COSTA, R.R.D. *et al.* Effect of Nordic Walking on anthropometric profile and body composition of subjects with Parkinson's disease: randomized clinical trial. **ConSaúde**, v. 18, n. 1, p.105-115, 2019.
- ARCILA, D.M.C; MONTEIRO, E. P.; GOMEÑUKA, N. A; PEYRÉ-TARTARUGA, L.A. Metodologia e didática pedagógica aplicada ao ensino da caminhada nórdica e livre para pessoas com doença de Parkinson I, v. 8, n. 2, 2017.
- BALZINI, L.; VANNUCCHI, L.; BENVENUTI, F.; BENUCCI, M. *et al.* Clinical Characteristics of Flexed Posture in Elderly Women. **American Geriatrics Society**, v.51, n.10, p. 1419–1426, 2003.
- BANG, D.H.; SHIN, W.S. Effects of an intensive Nordic walking intervention on the balance function and walking ability of individuals with Parkinson's disease: a randomized controlled pilot trial. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 29, n. 5, p. 993-999, 2016.
- BOVOLENTA, T. M; FELÍCIO, A. C. Parkinson's patients in the Brazilian Public Health Policy context. **Einstein**, v.14, n. 3, 2016.
- BOYER, K. A., JOHNSON, R. T., BANKS, J. J., JEWELL, C., & HAFER, J. F. (2017). Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults. *Experimental Gerontology*, 95, 63–70.
- CALABRESE, V. P.; DORSEY, E.R.; CONSTANTINESCU, R.; THOMPSON, J.P. *et al.* Projected number of people with parkinson disease in the most populous nations, 2005 through 2030. **Neurology**, v. 69, n. 2, p. 223–224, 2007.

- CARMO, A. A. Análise cinemática da movimentação dos membros superiores e inferiores, tronco, e cabeça durante a marcha de hemiparéticos [dissertação]. Campinas: **Universidade Estadual de Campinas**, 2009.
- CAVAGNA, G. A.; KANEKO, M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. **Journal of physiology**, v. 268, n. 2, p. 467–481, 1977.
- CAVAGNA, G. A.; THYS, H.; ZAMBONI, A. The sources of external work in level walking and running. **The journal of physiology**, v. 262, n. 3, p. 639–57, 1976.
- CHOU, K. L. Clinical manifestations of Parkinson disease. **UpToDate**. Fev. 2020.
- CHRISTIANSEN, C.L., SCHENKMAN, M., MCFANN, K., WOLFE, P.; KOHRT, W.M. Walking economy in people with Parkinson’s disease. **Mov Disord**, v.24, p. 1481-1487, 2009.
- CORCOS, D.M; COMELLA, C. L.; GOETZ, C. G. Tai Chi for Patients with Parkinson’s Disease. **The New England Journal of Medicine**. V. 366, n.18, p. 1737-1738, 2012.
- DIPAOLA, M., PAVAN, E.E., CATTANEO, A., FRAZZITTA, G. *et al.* Mechanical Energy Recovery during Walking in Patients with Parkinson Disease. **PLOS ONE**, v.11, n. 6, 2016.
- DORSEY, E. R.; SHERER, T.; OKUN, M. S.; BLOEM, B. R. The Emerging Evidence of the Parkinson Pandemic. **Journal of Parkinson's Disease**, v. 8(s1), p. S3–S8, 2018.
- FARLEY, C.T; FERRIS, D.P. Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. *Exerc Sport Sci*. V.26, p, 253-85, 1998.
- FRANZONI, L.T.; MONTEIRO, E.P.; OLIVEIRA, H.B.; DA ROSA, R.G.; COSTA, R.R.; RIEDER, C.; MARTINEZ, F.G.; PEYRÉTARTARUGA, L.A. A 9-week Nordic and free walking improve postural balance in Parkinson’s disease. **Sports Med. Int. Open**, v. 2, p. 28–34, 2018.
- GALLO, P.M.; MCISAAC, T.L.; GARBER, C.E. Walking economy during cued versus non-cued treadmill walking in persons with Parkinson's disease. **J Parkinsons Dis**, v.3, n.4, p.609-19, 2013.
- GOMEÑUKA, N. A.; BONA, R. L.; DA ROSA, R. G.; PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. Adaptations to changing speed, load, and gradient in human walking: cost of transport, optimal speed, and pendulum. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 24, n. 3, p. 165-73, 2014.

GOMEÑUKA, N. A.; BONA, R. L.; DA ROSA, R. G.; PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. The pendular mechanism does not determine the optimal speed of loaded walking on gradients. **Human movement science**, v. 47, p. 175–185, 2016.

GOMEÑUKA, N. A.; OLIVEIRA, H. B.; da Silva, E. S.; Passos-Monteiro, E. *et al.* Nordic walking training in elderly, a randomized clinical trial. Part II: Biomechanical and metabolic adaptations. **Sports Medicine - Open**, v.6, n.3, 2020.

GOMEÑUKA, N.A.; OLIVEIRA, H.B.; SILVA, E.S.; COSTA, R.R.; KANITZ, A.C.; LIEDTKE, G.V. *et al.* Effects of Nordic walking training on quality of life, balance and functional mobility in elderly: A randomized clinical trial. **PLoS ONE**, v.14, n. 1, 2019.

GONÇALVES, G.B.; LEITE, M.A.A.; PEREIRA, J.S. Influência das distintas modalidades de reabilitação sobre as disfunções motoras decorrentes da doença de Parkinson. **Revista Brasileira de Neurologia**. V. 47, n. 2, p. 22-30, 2011.

GOUGEON, M.A; ZHOU, L.; NANTEL, J. Nordic walking improves trunk stability and gait spatial-temporal characteristics in people with Parkinson diseases. **NeuroRehabilitation**, v. 41, p. 1-6, 2017.

yar. Uso do Modelo de Equações de Estimativas Generalizadas na análise de dados longitudinais. **Clin Biomed Res**, v.32, n. 4, 2013.

HANUSZKIEWICZ, U.; WOŹNIEWSKI, M.; MALICKA, I. The Influence of Nordic Walking on Isokinetic Trunk Muscle Endurance and Sagittal Spinal Curvatures in Women after Breast Cancer Treatment: Age-Specific Indicators. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 18, n.5, 2021.

HERMAN, T.; GILADI, N.; GRUENDLINGER, L.; HAUSDORFF, JM. Six weeks of intensive treadmill training improves gait and quality of life in patients with Parkinson's disease: a pilot study. **Arch Phys Med Rehabil**, v.88, n.9, p.1154-8, 2007.

HERMAN, T.; GILADI, N.; HAUSDORFF, J.M. Treadmill training for the treatment of gait disturbances in people with Parkinson's disease: a minireview. **Journal of Neural Transmission**, v.116, n. 3, p.307-318, 2009.

HOWATSON, G.; MILAK, A. Exercise-Induced Muscle Damage Following a Bout of Sport Specific Repeated Sprints. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 23, n. 8, p. 2419–2424, 2009.

IMMS, F. J. & EDHOLM, O. G. Studies of Gait and Mobility in the Elderly. **Age and Ageing**, 10(3), 147–156, 1981.

- KHARB, A.; SAINI, V.; JAIN, Y.K, DHIMAN, S. A review of gait cycle and its parameters. **International Journal of Computational Engineering & Management**, V. 13, 2011.
- KLEINER, A., GALLI, M.; GAGLIONE, M.; HILDEBRAND, D.; SALE, P.; ALBERTINI, G. *et al.* The Parkinsonian Gait Spatiotemporal Parameters Quantified by a Single Inertial Sensor before and after Automated Mechanical Peripheral Stimulation Treatment. **Parkinson's Dis**, p. 1-6, 2015.
- KUO, A.D. The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. **Human Movement Science**. V.26, p. 617–656, 2007.
- LEAL-NASCIMENTO, A.H. ; SILVA, E.S.D.; ZANARDI, A.P.J.; IVANISKI-MELLO, A. *et al.* Biomechanical responses of Nordic walking in people with Parkinson's disease. **Scand J Med Sci Sports**, v.32, n. 2022.
- LEVI, S.; COX, M.; LUGON, M.; HODKINSON, M.; TOMKINS, A. Increased energy expenditure in Parkinson's disease. **Br Med J**, v. 301, p. 1256-1257, 1990.
- MAK, M.K.; WONG-YU, I.S.; SHEN, X.; CHLOE, L. CHUNG. Long-term effects of exercise and physical therapy in people with Parkinson disease. **Nat Rev Neurol**, v. 13, n. 11, p. 689-703, 2017.
- MARTIGNONI E, FRANCHIGNONI F, PASETTI C, FERRIERO G, PICCO D. Psychometric properties of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale and of the Short Parkinson's Evaluation Scale. **Neurol Sci**, v.24, n.3, p. 190-1, 2003.
- MERELLO, M.; FANTACONE, N.; BALEJ, J. Kinematic Study of Whole Body Center of Mass Position During Gait in Parkinson's Disease Patients with and Without Festination. **Movement Disorders**, v. 25, n. 6, p. 747–754, 2010.
- MINETTI, A. E.; SAIBENE, F. Mechanical work rate minimization and freely chosen stride frequency of human walking: a mathematical model. **The journal of experimental biology**, v. 170, p. 19–34, 1992.
- MILANOVIC, Z.; JORGIĆ, B.; TRAJKOVIĆ, N.; PANTELIĆ, S. Age-related decrease in physical activity and functional fitness among elderly men and women. **Clinical Interventions in Aging**, v. 8, p. 549-56, 2013.
- MOHER, D.; KENNETH, F.S.; DOUGLAS, G.A. The consort statement: revised recommendations for improving the quality of reports of parallel-group randomized trials 2001. **Explore (new york, n.y.)**, v. 1, n. 1, p. 40–5, jan. 2005.

- MONTEIRO, E. P.; PEYRÉ-TARTARUGA, L.A. doença de Parkinson: o que podemos esperar do Exercício Físico? PALESTRA NO IX CONGRESSO PAULISTA DE NEUROLOGIA. Guarujá, SP, Brasil, 2013.
- MONTEIRO, E.P.; FRANZONI, L.T.; CUBILLOS, D. M.; FAGUNDES, A.D O. *et al.* Effects of Nordic walking training on functional parameters in Parkinson's disease: a randomized controlled clinical trial. **Scand J Med Sci Sports**, v. 27: 351–358, 2016.
- NOCERA, J. R.; HACKNEY, M. E. The Cognition-exercise Interaction in Parkinson's Disease: A Perspective on Current Rehabilitative Approaches with Promise to Impact the Whole Disease Sequelae. **Gerontology & Geriatric Medicine**, v. 1, n. 1, p. 1–4, 8 set. 2015.
- OLIVEIRA, H. B. D.; ROSA, R. G. D.; GOMEÑUKA, N. A.; PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. Estabilidade dinâmica da caminhada de indivíduos hemiparéticos: a influência da velocidade. **Rev. Educ. Fis/UEM**, v. 24, n. 4, p. 559-565, 2013.
- PASSOS-MONTEIRO, E.; SCHUCH, F.B.; FRANZONI, L.T; CARVALHO, A. *et al.* Nordic walking and free walking improve the quality of life, cognitive function, and depressive symptoms in individuals with parkinson's disease: a randomized clinical trial. **Journal of Functional Morphology and Kinesiology**, v. 5, n. 4, p. 82, 2020.
- PAVOL, M. J.; OWINGS, T. M.; GRABINER, M. D. Body segment inertial parameter estimation for the general population of older adults. **Journal of biomechanics**, v. 35, n. 5, p. 707–12, 2002.
- PELLEGRINI, B.; BOCCIA, G.; ZOPPIROLI, C.; ROSA, R. *et al.* Muscular and metabolic responses to different Nordic walking techniques, when style matters. **PLOS ONE**, v. 13, n. 4, 2018.
- PELLEGRINI, B.; PEYRÉ-TARTARUGA, L.A.; ZOPPIROLI, C.; BORTOLAN, L. *et al.* Exploring muscle activation during nordic walking: a comparison between conventional and uphill walking. **Plos one**, v. 10, n. 9, p. 1–14, 2015.
- PEYRÉ-TARTARUGA, L.A., DEWOLF, A.H., DI PRAMPERO, P.E., FÁBRICA, G. *et al.* Mechanical work as a (key) determinant of energy cost in human locomotion: Recent findings and future directions. **Experimental Physiology**, v. 106, n. 9, p. 1897– 1908.
- PINHEIRO, J. E. S.; BARBOSA, M. T. doença de Parkinson e Outros Distúrbios do Movimento em Idosos. In: FREITAS, E. V. D.; PY, L. **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. 4.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2018. P. 360-370.

- PURVES, D.; AUGUSTINE, G. J.; FITZPATRICK, D.; HALL, W. C.; LAMANTIA, A. S.; WHITE, L. E. *Neuroscience*. 3 ed. Sunderland, Massachusetts, 2010.
- REUTER, I.; MEHNERT, S.; LEONE, P.; KAPS, M. *et al.* Effects of a Flexibility and Relaxation Programme, Walking, and NordicWalking on Parkinson's Disease. **Journal of Aging Research**, v.2011, p.1-18, 2011.
- RIZOS, A.; MARTINEZ-MARTIN, P.; ODIN, P.; ANTONINI, A. *et al.* Characterizing motor and non-motor aspects of early-morning off periods in Parkinson's disease: An international multicenter study. **Parkinsonism Relat Disord**, v. 20, n.11, p. 1231–1235, 2014.
- RODGERS, C. D.; VANHEEST, J. L.; SCHACHTER, C. L. Energy expenditure during submaximal walking with exerstriders. **Medicine and science in sports and exercise**, abr. 1995. v. 27, n. 4, p. 607–11.
- ROSE, J.; GAMBLE, J.G. **Marcha: teoria e prática da locomoção humana**. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan, 2007.
- SCALZO, P.L.; NOVA, I.C.; PERRACINI, M.R.; SACRAMENTO, D.R.C. *et al.* Validation of the brazilian version of the berg balance scale for patients with parkinson's disease. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 67, n.3b, p.831–835, 2009.
- SCHENKMAN, M.L; CLARK, K.; XIE, T.; KUCHIBHATLA, M. *et al.* Spinal movement and performance of a standing reach task in participants with and without Parkinson disease. **Phys Ther**, v.8, n.18, p.1400-11, 2001.
- SCHIFFER, F.; JOHNSTON, A.L.; RAVICHANDRAN, C.; POLCARI, A. *et al.* Psychological benefits 2 and 4 weeks after a single treatment with near infrared light to the forehead: a pilot study of 10 patients with major depression and anxiety. **Behav Brain Funct**, v. 5, n. 46, 2009.
- SIMON, D. K.; TANNER, C. M.; BRUNDIN, P. Parkinson Disease Epidemiology, Pathology, Genetics, and Pathophysiology. **Clinics in Geriatric Medicine**, v. 36, n. 1, p. 1–12, 2020.
- SOFUWA, O.; NIEUWBOER, A.; DESLOOVERE, K.; WILLEMS, A.M. *et al.* Quantitative gait analysis in Parkinson's disease: comparison with a healthy control group. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 86, n. 5, p. 1007-13, 2005.
- TANAKA, H.; MONAHAN, K.D.; SEALS, D.R. Age-predicted maximal heart rate revisited. **J Am Coll Cardiol**, v. 37, n. 1, p. 153-6, 2001.
- TOLOSA, E. *et al.* Challenges in the diagnosis of Parkinson's disease. **The Lancet Neurology**, v. 20, n. 5, p. 385–397, 2021.

- TSCHENTSCHER, M.; NIEDERSEER, D.; NIEBAUER, J. Health Benefits of Nordic Walking. **American Journal of Preventive Medicine**, v. 44, p. 76–84, 2013.
- UHRBRAND, A.; STENAGER, E.; PEDERSEN, M. S.; DALGAS, U. Parkinson's Disease and Intensive Exercise Therapy - a Systematic Review and Meta-analysis of Randomized Controlled Trials. **Journal of the Neurological Sciences**. v.353, n. (1-2), p. 9-19, 2015.
- Vaughan CL. Controle múltiplo da locomoção humana. São Paulo: Hucitec; 1996.
- XU, X., FU, Z., LE, W. Exercise and Parkinson's disease. **Int Rev Neurobiol**, v. 147, p. 45–74, 2019.
- WHITTLE, M.W. Clinical gait analysis: A review. **Human Movement Science**. V. 15, n.3, p. 369-387, 1996.
- ZANARDI, A.P.J.; MONTEIRO, E.P.; MARTINS, V.F.; PEYRÉ-TARTARUGA, L.A. Alterações neuromusculares em idosos com doença de Parkinson. **Estudos Interdisciplinares sobre o Envelhecimento**, v. 24, p.177-191, 2019.
- ZANARDI, A.P.J.; SILVA, E.S.D; MONTEIRO, E.P.; COSTA, R.R. *et al.* Gait parameters of Parkinson's disease compared with healthy controls: a systematic review and meta-analysis. **Scientific Reports**, v. 11, p.1-13, 2021.



## TRABALHOS DESENVOLVIDOS DURANTE O MESTRADO PPGCMH



**XIII CBAFS**  
Congresso Brasileiro de Atividade  
Física e Saúde



**SBAFS**  
Sociedade Brasileira de  
Atividade Física e Saúde

IA - 328

### EFEITO DO MÉTODO PILATES SOBRE A FUNCIONALIDADE DE MULHERES IDOSAS

**Jacqueline Lima Rodrigues<sup>1</sup>; Rayane de Paula Cantão Gomes<sup>2</sup>; Isabel da Silva Santos<sup>3</sup>; Victor Hugo de Freitas<sup>4</sup>; Elren Passos-Monteiro<sup>5</sup>; Marcela Rodrigues de Castro<sup>6</sup>**

<sup>1</sup> Grupo de pesquisa Pendulum, UFPA; <sup>2</sup> Grupo de pesquisa Pendulum, UFPA; <sup>3</sup> Núcleo MotriS, UFBA; <sup>4</sup>GEPPET/UFBA; <sup>5</sup> Grupo de pesquisa Pendulum, UFPA; <sup>6</sup> Núcleo MotriS/UFBA

jacqueline.rodrigues@iced.ufpa.br

#### Introdução

O conceito de capacidade funcional relaciona-se com a autonomia na execução de tarefas de prática frequente e necessária a todos os indivíduos. Estas tarefas compreendem os cuidados pessoais e de adaptação ao meio em que se vive e asseguram a possibilidade de se viver de forma autossuficiente.

O objetivo do estudo foi avaliar a capacidade funcional por meio do protocolo GDLAM em mulheres idosas praticantes do método pilates.

#### Materiais e métodos

20 idosas  
(69,05 ± 4,71 anos)

24 semanas de  
intervenção com  
Método Pilates  
(REBEC: RBR-4ym2j4)

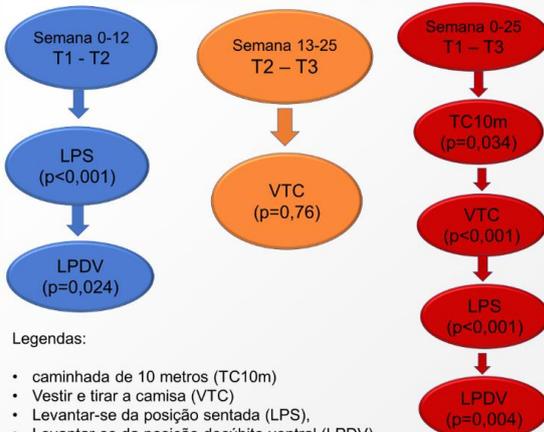
Protocolo de avaliação  
da autonomia funcional  
do Grupo de  
Desenvolvimento  
Latino-Americano para  
a Maturidade (GDLAM)

TC10m, VTC, LPS,  
LPDV e LCLC

3 momentos:  
T1 (semana 0),  
T2 (semana 13) e  
T3 (semana 25)

SPSS-25, com o  
Modelo Linear  
Generalizado e teste  
Post Hoc de Bonferroni

#### Resultados



Legendas:

- caminhada de 10 metros (TC10m)
- Vestir e tirar a camisa (VTC)
- Levantar-se da posição sentada (LPS),
- Levantar-se da posição decúbito ventral (LPDV)
- Levantar-se da cadeira e locomover-se pela casa (LCLC).

#### Conclusão

Pode-se concluir que 12 semanas de intervenção com MP não são suficientes para melhoria e preservação da funcionalidade de idosas, porém, tais efeitos positivos são potencializados após 24 semanas de prática.

#### Agradecimentos

Agradecemos as participantes do projeto, ao grupo de pesquisas Núcleo MotriS pela parceria nas coletas dos dados, ao Programa de Pós Graduação de Ciência do Movimento Humano da Universidade Federal do Pará pelo apoio intelectual e à comissão organizadora pela oportunidade.



PPG  
CMH

PENDULUM



Núcleo MotriS  
Núcleo de Pesquisa em Biomédica e Saúde

CCMH 2022 | 27 a 30 de Junho de 2022

I CONGRESSO  
INTERNACIONAL DE



CIÊNCIAS DO  
MOVIMENTO  
HUMANO

Poster - 307

## TRABALHO MECÂNICO INTERNO DE PERNAS EM PESSOAS COM DOENÇA DE PARKINSON: ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO DE UM PROGRAMA DE REABILITAÇÃO LOCOMOTORA

Jacqueline Lima Rodrigues<sup>1</sup>; Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga<sup>2</sup>; Leandro Tolfo Franzoni<sup>2</sup>; Natália Andreia Gomeñuka<sup>3</sup>; Elren Passos-Monteiro<sup>1</sup>

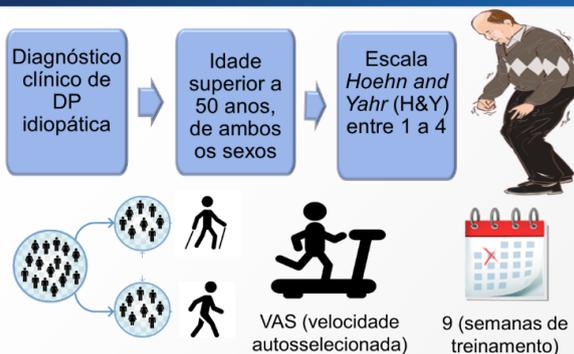
<sup>1</sup> Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano (UFPA); <sup>2</sup> Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano (UFRGS); <sup>3</sup> Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Católica de las Misiones (UCAMI); jacquelinelr.personal@gmail.com

### Introdução

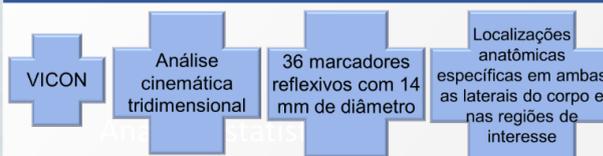
Um padrão de marcha ineficiente pode resultar em aumento no gasto de energia durante a caminhada. Por exemplo, a bradicinesia e a rigidez na doença de Parkinson podem reduzir o Trabalho Mecânico Interno de Pernas (Wint). Entretanto, a caminhada nórdica (CN) altera a mecânica de marcha de pessoas com Parkinson (PcP), aumentando o trabalho mecânico total.

Objetivamos analisar as respostas de um programa de reabilitação locomotora com e sem bastões de CN sobre o Wint de pernas em PcP.

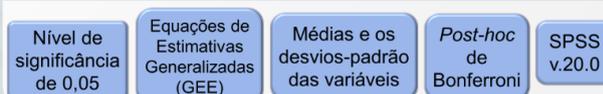
### Materiais e métodos



### Coleta e análise de dados



### Análise estatística



### Resultados

**Tabela 1:** Resultados do efeito do modelo GEE para a variável Wint\_Pernas nos grupos CN (caminhada nórdica) e CL (caminhada livre) na VAS

	CN (n=14)		CL (n=6)		p valor	
	VAS	VAS	GRUPO	TEMPO	GRUPO* TEMPO	
Wint_Pernas	<b>Mecanismo Pendular</b>					
	PRÉ	0,25 ± 0,52	0,11 ± 0,02			
	95% IC	0,17 ± 0,38	0,06 ± 0,17	0,002*	0,014*	0,287
	PÓS	1,00 ± 0,72	0,19 ± 0,01			
95% IC	0,24 ± 4,15	0,17 ± 0,21				

### Conclusão

Concluímos que o programa de reabilitação locomotora promoveu mudanças positivas para o Wint de pernas para ambos os grupos após o período de treinamento, como maiores valores para o grupo que treinou com bastões, o que é promissor, pois a rigidez da DP pode reduzir este parâmetro. Portanto, encorajamos a utilização da CN para a reabilitação da mobilidade funcional em PcP.



CCMH 2022 | 27 a 30 de Junho de 2022


**CIÊNCIAS DO  
MOVIMENTO  
HUMANO**

Poster - 000

## Análise de ângulos articulares da marcha de pessoas com Parkinson: ensaio clínico randomizado de um programa de reabilitação de caminhada

Dominique Luany Azevedo Luna<sup>1</sup>; Jacqueline Lima Rodrigues<sup>2</sup>; Thayara Maize da Silva Tabayara<sup>1</sup>; Rodrigo Gomes Da Rosa<sup>3</sup>; Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga<sup>3</sup>; Elren Passos- Monteiro<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Faculdade de Educação Física, Universidade Federal do Pará; <sup>2</sup> Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano (UFPA); <sup>3</sup> Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano (UFRGS)

### Introdução

A marcha é um componente importante para independência na vida diária, o que se torna complexa em pessoas com Parkinson (PcP), em função da rigidez e redução dos ângulos articulares. Programas de Reabilitação de caminhada podem auxiliar na melhora destes parâmetros. Sendo assim, avaliar os ângulos articulares dos membros inferiores torna-se fundamental para reduzir os prejuízos na marcha. Dessa forma, o objetivo do estudo foi analisar os ângulos articulares de PcP, por meio de um programa de reabilitação da caminhada livre e caminhada nórdica.

### Resultados

**Tabela 1:** Efeito do modelo GEE para ângulos articulares nos grupos CN (caminhada nórdica) e CL (caminhada livre)

Ângulos	Média ± Dp	Grupo	P-valor	Grupo*Temp
Quadril 0°	31,10±9,62	0,27	0,66	0,06
Quadril 25°	25,23±9,82	0,04*	0,63	0,01*
Quadril 50°	14,32±10,27	0,11	0,14	0,06
Quadril 75°	15,22±10,90	0,30	0,39	0,55
Quadril 100°	31,88±11,61	0,45	0,40	0,60
Joelho 0°	24,74±12,57	0,59	0,37	0,97
Joelho 25°	20,80±10,35	0,66	0,08	0,13
Joelho 50°	17,12±11,28	0,99	0,01*	0,44
Joelho 75°	34,13±16,67	0,14	0,06	0,65
Joelho 100°	26,76±12,63	0,35	0,49	0,49
Tornozelo 0°	14,76±13,75	0,84	0,04*	0,77
Tornozelo 25°	16,50±13,89	0,75	0,20	0,57
Tornozelo 50°	14,20±11,86	0,20	0,66	0,19
Tornozelo 75°	14,21±11,61	0,13	0,38	0,41
Tornozelo 100°	13,44±10,71	0,34	0,19	0,30

### Materiais e métodos



Participaram 23 idosos com o estadiamento entre 1 e 3 na escala de Hoehn e Yahr (1,86±0,93, com idade superior a 50 anos (67,57±8,60)



Coleta de dados: Cinemetria tridimensional capturadas por 6 câmeras do sistema VICON (100 Hz)



Variáveis analisadas: ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo, nos graus: 0°, 25°, 50° e 100°.



As avaliações ocorreram antes e após as 9 semanas de treinamento, 2 vezes na semana com duração de 60'.



Utilizou-se a equação estimativa generalizada para a comparação entre os grupos e foi utilizado o post-hoc de Bonferroni, analisados pelo software SPSS-20.

### Conclusão

Houve diferença para as variáveis grupo e tempo no ângulo do quadril isso demonstra que ambos os grupos obtiveram resultados a partir do protocolo de treinamento. Para os ângulos do joelho e tornozelo, somente nos ângulos 50° e 0°, respectivamente houve melhoras significativas após o treinamento, sem diferenças entre os grupos, isso indica que houve melhora da amplitude do movimento com o treinamento independente de ser caminhada nórdica ou livre. Dessa forma, é importante que pessoas com Parkinson participem ativamente de programas com exercícios físicos para melhorar os parâmetros articulares da marcha.





## III FISIOMECC (Simpósio de Fisiomecânica da Locomoção Terrestre)

### TÍTULO: UM PROGRAMA DE REABILITAÇÃO DE CAMINHADAS MODIFICA O TRABALHO MECÂNICO INTERNO DE BRAÇO DE PESSOAS COM DOENÇA DE PARKINSON?

Jacqueline Lima Rodrigues <sup>1</sup>; Natália Andreia Gomeñuka <sup>2</sup>; Diana Maria Cubillos Arcila <sup>3</sup>; Leandro Tolfo Franzoni <sup>4</sup>; Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga <sup>4</sup>; Elren Passos-Monteiro <sup>1</sup>.

<sup>1</sup> Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano (UFGA); <sup>2</sup> Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Católica de las Misiones (UCAMI); <sup>3</sup> Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas (UFRGS); <sup>4</sup> Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano (UFRGS). Jacquelinelr.personal@gmail.com



Apresentação de Pôster  
Cascavel/PR - 11 e 12 de Novembro de 2022

**ANEXO A - ESCALA HOEHN E YAHR (H&Y) PARA O ESTADIAMENTO E PARA O NÍVEL DE INCAPACIDADE DA DOENÇA DE PARKINSON**

Estadiamento Sintomas

Estágio 0 Sem sinais da doença.

Estágio 1 Doença unilateral.

Estágio 1,5 Acometimento unilateral e axial.

Estágio 2 Acometimento bilateral, sem prejuízo do equilíbrio

Estágio 2,5 Leve acometimento bilateral, recuperação no teste de equilíbrio (“pull test”).

Estágio 3 Acometimento leve a moderado; alguma instabilidade postural; independente fisicamente.

Estágio 4 Acometimento severo; ainda capaz de caminhar ou permanecer em pé sem auxílio.

Estágio 5 Usando cadeira de rodas ou acamado exceto se auxiliado.

## ANEXO B - ESCALA UNIFICADA DE AVALIAÇÃO DA DOENÇA DE PARKINSON (UPDRS)

### Parte III: Avaliação Motora

#### 18. Fala

0. Normal.
1. Leve perda da expressão, dicção e/ou volume.
2. Monótona, inarticulada mas compreensível; moderadamente prejudicada.
3. Marcadamente prejudicada, difícil de compreender.
4. Ininteligível.

#### 19. Expressão Facial

0. Normal.
1. Mínima hipomímia, podendo ser “face de pôquer”.
2. Leve, mas definida diminuição anormal da expressão facial.
3. Moderada hipomímia; lábios separados algumas vezes.
4. Facies em máscara ou fixa com severa ou completa perda da expressão facial; lábios separados mais de 0.5 cm.

#### 20. Tremor de repouso

0. Ausente.
  1. Leve e raramente presente.
  2. Leve em amplitude e persistente. Ou moderado na amplitude, mas somente intermitentemente presente.
  3. Moderada amplitude e presente a maior parte do tempo.
  4. Marcada amplitude e presente a maior parte do tempo.
- Face, lábios e queixo:  
Mão direita:  
Mão esquerda:  
Pé direito:  
Pé esquerdo:

## 21. Tremor postural e de ação das mãos

0. Ausente.
1. Leve, presente com a ação.
2. Moderado em amplitude, presente com a ação.
3. Moderado em amplitude, postural e de ação.
4. Marcado em amplitude, interferindo com a alimentação.

Direita:

Esquerda:

## 22. Rigidez [movimento passivo das articulações maiores com o paciente relaxado em posição sentada, ignore a roda denteada]

0. Ausente
1. Leve ou detectável só quando ativado por outros movimentos.
2. Leve a moderada.
3. Marcada, mas total extensão de movimentos obtida facilmente.
4. Severa, total extensão de movimentos obtida com dificuldade.

Pescoço:

Superior direita:

Superior esquerda:

Inferior direita:

Inferior esquerda:

## 23. "Finger Taps" [paciente bate o polegar com o dedo indicador em rápida sucessão com a maior amplitude possível, cada mão separadamente]

0. Normal
1. Um tanto quanto lento e/ ou reduzido na amplitude.
2. Moderadamente prejudicado. Cansaço definido e inicial. Pode apresentar pausas ocasionais durante o movimento.
3. Prejuízo severo. Frequente hesitação ao iniciar o movimento ou pausas no movimento continuado.
4. Dificilmente pode executar a tarefa.

Direita:

Esquerda:

**24. Movimentos manuais** [Paciente abre e fecha as mãos sucessivamente e rapidamente com a maior amplitude possível, cada mão separadamente]

0. Normal

1. Levemente lento e/ ou reduzido na amplitude.

2. Moderadamente prejudicado. Cansaço nítido e inicial. Pode ter pausas ocasionais no movimento.

3. Prejuízo severo. Frequente hesitação ao iniciar movimentos ou pausas no movimento continuado.

4. Dificilmente pode executar a tarefa.

Direita:

Esquerda:

**25. Movimentos rápidos alternantes das mãos** [movimentos de pronação-supinação das mãos, verticalmente ou horizontalmente, com a maior amplitude possível, cada mão separadamente]

0. Normal

1. Levemente lento e/ ou reduzido na amplitude.

2. Moderadamente prejudicado. Cansaço nítido e inicial. Pode ter pausas ocasionais no movimento.

3. Prejuízo severo. Frequente hesitação ao iniciar movimentos ou pausas no movimento continuado.

4. Dificilmente pode executar a tarefa.

Direita:

Esquerda:

**26. Agilidade das pernas** [paciente bate sucessivamente e rapidamente o calcanhar no chão, erguendo totalmente a perna. Amplitude deve ser aproximadamente de 8 cm].

0. Normal.

1. Levemente lento e/ ou reduzido na amplitude.

2. Moderadamente prejudicado. Cansaço nítido e inicial. Pode ter pausas ocasionais no movimento.
3. Prejuízo severo. Frequente hesitação ao iniciar movimentos ou pausas no movimento continuado.
4. Dificilmente pode executar a tarefa.

Direita:

Esquerda:

**27. Ao levantar-se da cadeira** [paciente tentando levantar de uma cadeira de metal ou madeira reta com os braços mantidos cruzados]

0. Normal
1. Lento; ou pode necessitar mais que uma tentativa.
2. Impulsiona-se com os braços da cadeira.
3. Tende a cair para trás e pode ter que tentar mais que uma vez, mas pode levantar sem auxílio.
4. Sem capacidade de levantar sem auxílio.

### **28. Postura**

0. Normalmente ereto.
1. Não fica totalmente ereto, postura levemente inclinada, poderia ser normal para pessoas mais idosas.
2. Coloca-se moderadamente inclinado, definitivamente anormal; pode estar ligeiramente inclinado para um lado.
3. Postura severamente inclinada com cifose; pode estar moderadamente inclinado para um lado.
4. Marcada flexão com extrema anormalidade de postura.

### **29. Marcha**

0. Normal
1. Caminha lentamente, pode ter marcha arrastada com passos curtos, mas sem festinação (acelerando os passos) ou propulsão.
2. Caminha com dificuldade, mas requer pouca ou nenhuma assistência; pode ter alguma festinação, passos curtos ou propulsão.
3. Severo distúrbio da marcha, necessitando auxílio.

4. Não pode caminhar, mesmo com auxílio.

**30. Estabilidade Postural** [Resposta ao súbito deslocamento posterior produzido por puxada nos ombros enquanto o paciente está de pé com os olhos abertos e os pés ligeiramente separados. Paciente é preparado, podendo ser repetido algumas vezes a manobra]

0. Normal

1. Retropulsão, mas volta à posição original sem auxílio.
2. Ausência de resposta postural, podendo cair se não for amparado pelo examinador.
3. Muito instável, tende a perder o equilíbrio espontaneamente.
4. Não consegue parar sem auxílio.

**31. Bradicinesia e hipocinesias corporais** [Combinando lentificação, hesitação, diminuição do balanço dos braços, pequena amplitude, e pobreza dos movimentos em geral]

0. Sem.

1. Mínima lentificação, dando ao movimento um caráter “deliberado”; poderia ser normal para algumas pessoas. Possivelmente amplitude reduzida.
2. Leve grau de lentificação e pobreza dos movimentos que é definitivamente anormal. Alternativamente, alguma redução da amplitude.
3. Moderada lentificação, pobreza ou diminuição da amplitude dos movimentos.
4. Marcada lentificação, pobreza ou diminuição da amplitude dos movimentos

## **ANEXO C - AVALIAÇÃO COGNITIVA MONTREAL (MoCA)**

Aplicação e Instruções para Pontuação A Avaliação Cognitiva Montreal (MoCA) foi desenvolvida como um instrumento breve de rastreio para deficiência cognitiva leve. O mesmo acessa diferentes domínios cognitivos: Atenção e concentração, funções executivas, memória, linguagem, habilidades viso-construtivas, conceituação, cálculo e orientação. O tempo de aplicação do MoCA é de aproximadamente 10 minutos. O escore total é de 30 pontos; sendo o escore de 26 ou mais considerado normal.

### **1. Alternância de trilha**

**Aplicação:** O examinador instrui o sujeito: “Por favor, desenhe uma linha indo de um número para uma letra em ordem ascendente. Comece aqui {aponte para (1)} e desenhe uma linha de 1 para A, daí para 2 e assim por diante. Termine aqui {aponte para (E)}.” **Pontuação:** Atribua 1 ponto se o sujeito desenhar satisfatoriamente o seguinte padrão 1-A-2-B-3-C-4-D-5-E, sem desenhar nenhuma linha que ultrapasse o alvo. Qualquer erro que não for imediatamente autocorrigido, recebe 0 de pontuação.

### **2. Habilidades Viso-Construtivas (Cubo)**

**Aplicação:** O examinador dá as seguintes instruções, apontando para o cubo: “Copie este desenho o mais precisamente que você puder, no espaço abaixo” **Pontuação:** Um ponto é atribuído para a execução correta do desenho. O desenho deve ser tridimensional Todas as linhas são desenhadas. Nenhuma linha é adicionada. As linhas são relativamente paralelas e seu comprimento é semelhante (prismas retangulares são aceitos). O ponto não é atribuído se algum dos critérios acima não for atingido.

### **3. Habilidades Viso-Construtivas (Relógio)**

**Aplicação:** Indique o terceiro espaço à direita e dê as seguintes instruções: “Desenhe um relógio. Coloque todos os números e marque a hora 11:10” **Pontuação:** Um ponto é atribuído para cada um dos três critérios a seguir:

**Contorno (1 ponto):** o mostrador do relógio deve ser um círculo somente com uma mínima distorção aceitável (ex: discreta imperfeição ao fechar o círculo); **Números (1 ponto):** todos os números do relógio devem estar na ordem correta e localizados

em quadrantes aproximados no mostrador do relógio; números romanos são aceitos; os números podem ser colocados do lado de fora do contorno do círculo. Ponteiros (1 ponto): devem haver 2 ponteiros indicando a hora correta; o ponteiro das horas deve ser claramente menor do que o ponteiro dos minutos; os ponteiros devem estar centralizados no mostrador do relógio com sua junção no centro do relógio. O ponto não é atribuído se algum dos critérios acima não for atingido.

#### **4. Nomeação**

Aplicação: Começando à esquerda, aponte para cada figura e diga: “Me diga o nome desse animal” Pontuação: Cada ponto é dado para as seguintes respostas: (1) camelo ou dromedário, (2) leão, (3) rinoceronte.

#### **5. Memória**

Aplicação: O examinador lê uma lista de palavras no intervalo de uma por segundo dando as seguintes instruções: “Este é um teste de memória. Eu li uma lista de palavras que você deverá lembrar-se agora e mais tarde. Ouça com atenção. Quando eu terminar, me diga todas as palavras que você puder lembrar. Não importa a ordem que você as diga.” Marque no espaço reservado para cada palavra o desempenho do sujeito na primeira tentativa. Quando o sujeito indicar que terminou (lembrou-se de todas as palavras), ou que não se lembra de mais nenhuma palavra, leia a lista pela segunda vez com as seguintes instruções: “Eu li a mesma lista pela segunda vez. Tente se lembrar e me diga todas as palavras que você puder, incluindo palavras ditas da primeira vez.” Marque no espaço reservado para cada palavra o desempenho do sujeito na segunda tentativa. Ao final da segunda tentativa, informe o sujeito que lhe será pedido para resgatar essas palavras novamente, dizendo: “Eu lhe pedirei para resgatar essas palavras novamente no final do teste.”

Pontuação: Não são dados pontos para as tentativas 1 e 2.

#### **6. Atenção Span de dígitos direto**

Aplicação: Dê as seguintes instruções: “Eu lhe direi alguns números e quando eu terminar, me repita na ordem exata que eu os disse.” Leia a sequência de 5 números no intervalo de um dígito por segundo.

## **7. Span de dígitos indireto**

Aplicação: Dê as seguintes instruções: “Agora eu lhe direi mais alguns números, porém, quando eu terminar você deverá repeti-los para mim na ordem inversa.” Leia a sequência de 3 números no intervalo de um dígito por segundo. Pontuação: Atribua um ponto para cada sequência repetida corretamente, (N.B.:A resposta correta para a tentativa inversa é 2-4-7).

## **8. Vigilância**

Aplicação: O examinador lê as listas de letras no intervalo de uma por segundo, após dar as seguintes instruções: “Eu lerei uma sequência de letras. Toda a vez que eu disser a letra A, bata a mão uma vez. Se eu disser uma letra diferente, não bata a sua mão.” Pontuação: Dê um ponto se houver de zero a um erro (um erro é uma batida na letra errada ou uma falha na batida da letra A).

## **9. Sete Seriado**

Aplicação: O examinador dá as seguintes instruções: “Agora eu lhe pedirei para que você subtraia sete a partir de 100, e então siga subtraindo sete da sua resposta até eu lhe disser que pare.” Dê esta instrução 2 vezes se necessário. Pontuação: Este item é pontuado com 3 pontos. Não atribua ponto (0) para uma subtração incorreta, 1 ponto para uma subtração correta, 2 pontos para duas a três subtrações corretas e 3 pontos se o participante fizer com sucesso quatro ou cinco subtrações corretas. Conte cada subtração correta de 7, começando de 100. Cada subtração é avaliada independentemente; ou seja, se o participante responde com número incorreto, mas continua a subtrair corretamente 7 daquele número, dê um ponto para cada subtração correta. Por exemplo, o participante pode responder “92-85-78-71-64” quando o 92 é incorreto, mas todos os números subsequentes são subtraídos corretamente. Este é um erro e o item deve receber a pontuação de 3.

## **10. Replicação de sentença**

Aplicação: O examinador dá as seguintes instruções: “Eu vou ler uma sentença para você. Repita depois de mim, exatamente como eu disser: Eu somente sei que João é quem será ajudado hoje.” Após a resposta, diga: “Agora eu vou ler outra sentença. Repita-a depois de mim, exatamente como eu disser[pausa]: o gato sempre se esconde debaixo do sofá quando o cachorro está na sala.” Pontuação: Atribua 1

ponto para cada sentença repetida corretamente. A repetição deve ser exata. Esteja atento para erros que são omissões (omitir “somente”, “sempre”) e substituições/adições (“João é quem ajudou hoje”).

### **11. Fluência Verbal**

**Aplicação:** O examinador dá a seguinte instrução: “Diga-me quantas palavras você puder pensar que comecem com uma certa letra do alfabeto que eu lhe direi em um minuto. Você pode dizer qualquer tipo de palavra que quiser, exceto nomes próprios (como Beto ou Bauru), números, ou palavras que começam com os mesmos sons, porém com diferente sufixo, por exemplo, amor, amante, amando. Eu direi para parar após 1 minuto. Você está pronto? [pausa] agora, me diga quantas palavras você pode pensar que começam com a letra F. [tempo de 60 segundos]. Pare”. **Pontuação:** Atribua 1 ponto se o sujeito gerar 11 palavras ou mais em 60 segundos. Grave a resposta do sujeito no espaço ou ao lado.

### **12. Abstração**

**Aplicação:** O examinador pede ao sujeito que explique o que cada par de palavras tem em comum, começando com o exemplo: “Diga-me em que uma laranja e uma banana são parecidas”. Se o sujeito responde de maneira concreta, então somente diga uma vez adicional:” Me diga de outra forma em que estes 2 itens são parecidos”. Se o sujeito não der a resposta apropriada (fruta), diga, “sim, e elas são ambas frutas” não dê nenhuma outra instrução ou esclarecimento.

Após o ensaio, diga: “Agora me diga em que um trem e uma bicicleta são parecidos”. Após a resposta, aplique a segunda tentativa dizendo: “Agora me diga em que uma régua e um relógio são parecidos”. Não dê nenhuma instrução adicional ou dica.

**Pontuação:** Somente os últimos pares de itens são pontuados. Dê 1 ponto para cada par de itens corretamente respondidos. As seguintes respostas são aceitas; trem, bicicleta=meios de transporte, meios de viajar, você viaja em ambos; régua, relógio=instrumentos de medida, usados para medir. As seguintes respostas não são aceitas: trem-bicicleta=eles têm rodas; régua-relógio=eles têm números.

### **13. Evocação Tardia**

Aplicação: O examinador dá as seguintes instruções: “Anteriormente eu li algumas palavras para você, as quais eu pedi que você se lembrasse. Me diga quantas dessas palavras você pode lembrar.” Faça uma marca (√) para cada uma das palavras lembradas corretamente espontaneamente sem nenhuma pista, no espaço alocado. Pontuação: Atribua 1 ponto para cada palavra lembrada livremente sem nenhuma pista.

### **Opcional**

Após a tentativa de evocação livre, dê dicas para o sujeito com a lista de categoria semântica abaixo para qualquer palavra não lembrada. Faça uma marca (√) no espaço alocado. Se o sujeito lembrar da palavra com a ajuda da categoria ou da pista de múltipla escolha, dê dica para todas as palavras não lembradas dessa maneira. Se o sujeito não lembrar da palavra após a pista da categoria, dê a ele a tentativa de múltipla escolha, usando a seguinte instrução como exemplo, “Qual das seguintes palavras você acha que era, nariz, rosto ou mão?”

Use a seguinte categoria e/ou pista de múltipla escolha para cada palavra, quando apropriado:

ROSTO pista de categoria: parte do corpo múltipla escolha: nariz, rosto, mão VELUDO

pista de categoria: tipo de tecido múltipla escolha: jeans, algodão, veludo IGREJA

pista de categoria: tipo de construção múltipla escolha: igreja, escola, hospital

MARGARIDA pista de categoria: tipo de flor múltipla escolha: rosa, margarida, tulipa.

VERMELHO pista de categoria: uma cor múltipla escolha: vermelho, azul, verde

Pontuação: Não são atribuídos pontos para palavras lembradas com pista. A pista é usada somente como proposta para informação clínica e pode dar ao avaliador do teste informação adicional sobre o tipo de distúrbio de memória. Para déficits de memória com falha de resgate, o desempenho pode ser melhorado com a pista. Para déficits de memória com falha de registro, o desempenho não melhora com a pista.

### **14. Orientação**

Aplicação: O examinador dá as seguintes instruções: “Diga-me a data de hoje”. Se o sujeito não der a resposta correta, então diga imediatamente: “Me diga [o ano, mês, data exata e o dia da semana]”. Então diga: “Agora me diga o nome deste lugar e em que cidade fica”. Pontuação: Atribua 1 ponto para cada item corretamente respondido.

O sujeito deve dizer a data e local exatos (nome do hospital, setor, consultório). Não são atribuídos pontos se o sujeito comete erro de um dia para outro dia e a data.

**Resultado Total:** some todos os resultados listados à margem direita. Adicione 1 ponto para o indivíduo que possui 12 anos de escolaridade formal ou menos para um máximo possível de 30 pontos. O resultado total final de 26 ou acima é considerado normal.

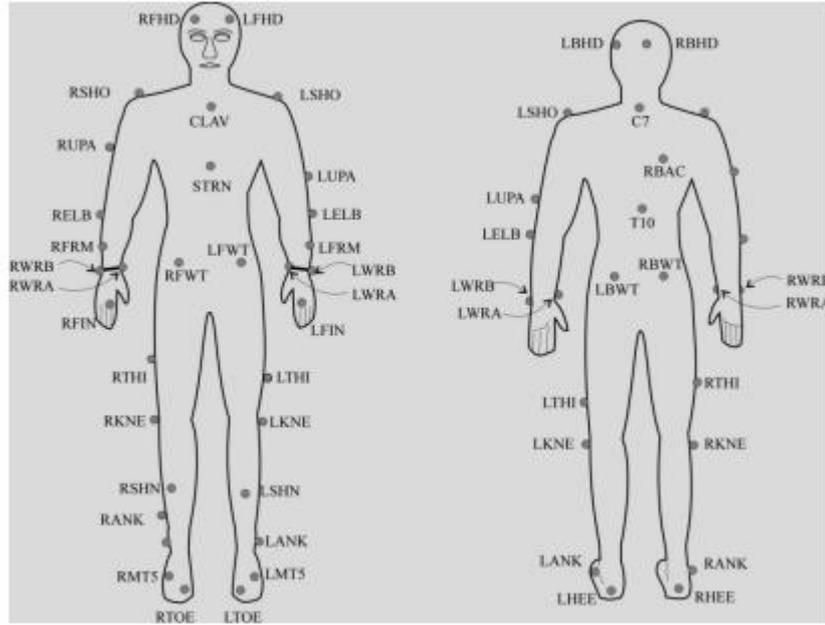
NAME : \_\_\_\_\_  
Education : \_\_\_\_\_ Date of birth : \_\_\_\_\_  
Sex : \_\_\_\_\_ DATE : \_\_\_\_\_

VISUOSPATIAL / EXECUTIVE		Copy cube	Draw CLOCK (Ten past eleven) (3 points)	POINTS			
		[ ]	<input type="checkbox"/> Contour <input type="checkbox"/> Numbers <input type="checkbox"/> Hands	___/5			
NAMING							
		[ ]	[ ]	[ ]	___/3		
MEMORY	Read list of words, subject must repeat them. Do 2 trials, even if 1st trial is successful. Do a recall after 5 minutes.	FACE	VELVET	CHURCH	DAISY	RED	No points
		1st trial					
		2nd trial					
ATTENTION	Read list of digits (1 digit/ sec.).	Subject has to repeat them in the forward order		[ ] 2 1 8 5 4			
		Subject has to repeat them in the backward order		[ ] 7 4 2			___/2
Read list of letters. The subject must tap with his hand at each letter A. No points if ≥ 2 errors		[ ] FBACMNAAJKLBAFAKDEAAAJAMOF AAB					___/1
Serial 7 subtraction starting at 100		[ ] 93	[ ] 86	[ ] 79	[ ] 72	[ ] 65	
		4 or 5 correct subtractions: <b>3 pts</b> , 2 or 3 correct: <b>2 pts</b> , 1 correct: <b>1 pt</b> , 0 correct: <b>0 pt</b>					___/3
LANGUAGE	Repeat : I only know that John is the one to help today. [ ] The cat always hid under the couch when dogs were in the room. [ ]						___/2
Fluency / Name maximum number of words in one minute that begin with the letter F		[ ] _____ (N ≥ 11 words)					___/1
ABSTRACTION	Similarity between e.g. banana - orange = fruit [ ] train - bicycle [ ] watch - ruler						___/2
DELAYED RECALL	Has to recall words <b>WITH NO CUE</b>	FACE [ ]	VELVET [ ]	CHURCH [ ]	DAISY [ ]	RED [ ]	Points for UNCUED recall only
Optional	Category cue						
Multiple choice cue							
ORIENTATION	[ ] Date	[ ] Month	[ ] Year	[ ] Day	[ ] Place	[ ] City	___/6
© Z.Nasreddine MD		www.mocatest.org		Normal ≥ 26 / 30		TOTAL ___/30	
Administered by: _____		Add 1 point if ≤ 12 yr edu					

**ANEXO D - ESCALA DE PERCEPÇÃO DE ESFORÇO DE BORG (EPE DE BORG)**

<b>6 Sem nenhum esforço</b>
<b>7</b>
<b>Extremamente leve</b>
<b>8</b>
<b>9 Muito leve</b>
<b>10</b>
<b>11 Leve</b>
<b>12</b>
<b>13 Um pouco intenso</b>
<b>14</b>
<b>15 Intenso (pesado)</b>
<b>16</b>
<b>17 Muito intenso</b>
<b>18</b>
<b>19 Extremamente intenso</b>
<b>20 Máximo esforço</b>

**ANEXO E - PONTOS MARCADORES DO MODELO DE *PLUG IN GAIT*  
*BIOMECHANICAL MODELLER 1.7* DO VICON**



## ANEXO F - APROVAÇÃO COMITÊ DE ÉTICA - PLATAFORMA BRASIL

### APROVAÇÃO COMITÊ DE ÉTICA – PLATAFORMA BRASIL

**RESPOSTA DOS PESQUISADORES:** Durante os testes de caminhada e os treinamento realizados no período da manhã que serão realizados pela manhã estará presente o médico do LAPEX.

**PENDÊNCIA ESCLARECIDA.**

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Lembramos que a presente aprovação (Projeto versão 24/01/2014, TCLE versão 21/02/2014 e demais documentos submetidos até a presente data) refere-se apenas aos aspectos éticos e metodológicos do projeto. Para que possa ser realizado o mesmo deverá estar cadastrado no sistema WebGPPG em razão das questões logísticas e financeiras.

O projeto somente poderá ser iniciado após aprovação final da Comissão Científica, através do Sistema WebGPPG.

Qualquer alteração nestes documentos deverá ser encaminhada para avaliação do CEP. Informamos que obrigatoriamente a versão do TCLE a ser utilizada deverá corresponder na íntegra à versão vigente aprovada.

Os autores deverão preencher o documento de Delegação de Funções para atividades do presente projeto (disponível na página da internet do HCPA - Pesquisa - GPPG - Formulários - Formulário de Delegação de funções para membros de equipe de pesquisa). Uma vez preenchido, o documento deverá ser enviado ao CEP como Notificação, através da Plataforma Brasil.

A comunicação de eventos adversos classificados como sérios e inesperados, ocorridos com pacientes incluídos no centro HCPA, assim como os desvios de protocolo quando envolver diretamente estes pacientes, deverá ser realizada através do Sistema GEO (Gestão Estratégica

<b>Endereço:</b> Rua Ramiro Barcelos 2.350 sala 2227 F			
<b>Bairro:</b> Bom Fim		<b>CEP:</b> 90.035-903	
<b>UF:</b> RS	<b>Município:</b> PORTO ALEGRE		
<b>Telefone:</b> (51)359-7640	<b>Fax:</b> (51)359-7640	<b>E-mail:</b> cephcpa@hcpa.ufrgs.br	

## ANEXO G - REGISTRO NO CLINICALTRIALS

**ClinicalTrials.gov PRS**  
Protocol Registration and Results System

ClinicalTrials.gov PRS **DRAFT Receipt (Working Version)**  
Last Update: 11/21/2017 10:52

ClinicalTrials.gov ID: NCT03355521

### Study Identification

Unique Protocol ID: emonteiro  
 Brief Title: Effects of Nordic Walking in Parkinson Disease Patients  
 Official Title: Effects of Nordic Walking Training on Functional, Clinical and Biomechanics Parameters in Parkinson's Disease: a Randomized Controlled Clinical Trial  
 Secondary IDs:

### Study Status

Record Verification: November 2017  
 Overall Status: Completed  
 Study Start: March 20, 2013 [Actual]  
 Primary Completion: June 30, 2013 [Actual]  
 Study Completion: July 30, 2014 [Actual]

### Sponsor/Collaborators

Sponsor: Federal University of Rio Grande do Sul  
 Responsible Party: Principal Investigator  
 Investigator: Leonardo A. Peyré-Tartaruga [Itartaruga,]  
 Official Title: Adjunct Professor  
 Affiliation: Federal University of Rio Grande do Sul  
 Collaborators: Federal University of Health Science of Porto Alegre  
 Hospital de Clínicas de Porto Alegre

### Oversight

U.S. FDA-regulated Drug: No  
 U.S. FDA-regulated Device: No  
 U.S. FDA IND/IDE: No  
 Human Subjects Review: Board Status: Approved  
 Approval Number: 555 123  
 Board Name: COMITÉ DE ÉTICA EM PESQUISA (CEP/HCPA)  
 Board Affiliation: Hospital de Clínicas de Porto Alegre  
 Phone: 55(51) 3359.7640  
 Email: cep@hcpa.edu.br  
 Address:

Street Ramiro Barcelos, 2350 - Rio Branco, Porto Alegre - RS, 90035-007, 2º andar, sala 2227A, Brasil.

Data Monitoring: Yes

FDA Regulated Intervention: No

## Study Description

**Brief Summary:** The aim of this study was to evaluate and compare the effects of a Nordic and free walking training program on clinical, functional and biomechanical parameters of gait, in people with PD.

**Outcomes:** Motor symptoms: Staging and severity of PD, balance, walking functional mobility, self-selected walking velocity, and rehabilitation index. Non-Motor symptoms: Cognitive function, depressive symptoms, and quality of life (QL). **Outcomes Biomechanics:** Kinematic parameters (spatiotemporal and dynamic stability of walking) and neuromuscular parameters (amplitude of the electromyography signal, initial and final activation threshold, activation time and co-contraction index, of the following muscles: Vastus Lateralis (VL), Biceps Femoris (BF), Tibialis Anterior (TA), Gastrocnemius Medialis (GM)).

**Detailed Description:** **Introduction:** Changes in clinical, functional and biomechanical parameters of gait are remarkable features in Parkinson's disease (PD). Such changes are disabling for the performance of daily living activities (DLAs) as they represent a high risk of falls and impair quality of life (QL) in this population. Although exercise is recommended as an effective model of therapeutic intervention, to minimize the symptoms of this disease, little is known about the effects of Nordic walking on motor and non-motor symptoms in patients with PD. **Purpose:** The aim of this study was to evaluate and compare the effects of a Nordic and free walking training program on clinical, functional and biomechanical parameters of gait, in people with PD. **Experimental Design:** Randomized controlled clinical trial (RCT). **Study Site:** Physical Education School of the Federal University of Rio Grande do Sul and the Clinical Hospital of Porto Alegre, in Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil. **Methods:** The sample comprised 33 participants, aged above 50 years, of both sexes, with a clinical diagnosis of idiopathic PD, with the staging of 1-4 in the Hoehn and Yahr scale (H&Y). The participants received two types of intervention: Nordic walking training program (NW, n = 16) and free walking training program (FW, n = 17), during six weeks. Aiming to evaluate the effects of the training program, the participants underwent the tests in the following period: pre-training + pre-familiarization (T1); post-familiarization + pre-training (T2); post-training (T3).

## Conditions

**Conditions:** Parkinson Disease  
Parkinson Disease 10

**Keywords:** functionality  
gait  
kinematics  
electromyographic activity  
depressive symptoms  
quality of life

## Study Design

**Study Type:** Interventional

Primary Purpose: Treatment  
 Study Phase: N/A  
 Interventional Study Model: Parallel Assignment  
 Experimental: Nordic walking Training The total period of training was composed by 9-week of walking with poles, two sessions per week. The cycles were divided into four microcycles composed of three training sessions. Each training session took 60 min. Nordic walking aerobics training was used during the training period. These exercises were performed alternating volume and intensity. The training session was divided into three stages: (a) stretching, joint mobility, and heating; (b) main part (FW or NW); (c) return to the calm and ultimate stretching. The participants were trained with individualized prescription according to their maximum distance. A heart rate monitor, Model FT4 attached to the chest of the xiphoid process, was used to control the progression of intensity for the training cycles ranging from 60% to 80% of heart rate reserve. Additionally, we used the Borg RPE for training intensity control, which ranged between 13 and 17 of that scale.  
 Number of Arms: 2  
 Masking: Double (Investigator, Outcomes Assessor)  
 Outcomes Assessor  
 Allocation: Randomized  
 Enrollment: 33 [Actual]

**Arms and Interventions**

Arms	Assigned Interventions
<p>Experimental: Nordic walking Training                      Experimental: Nordic walking Training The total period of training was composed by 9-week of walking with poles, two sessions per week. The cycles were divided into four microcycles composed of three training sessions. Each training session took 60 min. Nordic walking aerobics training was used during the training period. These exercises were performed alternating volume and intensity. The training session was divided into three stages: (a) stretching, joint mobility, and heating; (b) main part (NW); (c) return to the calm and ultimate stretching.</p>	<p>Nordic Walking                      Nordic walking Training the total period of training was composed by 9-week of walking with poles, two sessions per week. The cycles were divided into four microcycles composed of three training sessions. Each training session took 60 min. Free walking aerobics training was used during the training period. These exercises were performed alternating volume and intensity. The training session was divided into three stages: (a) stretching, joint mobility, and heating; (b) main part (FW); (c) return to the calm and ultimate stretching.                      Free Walking                      Free walking Training The total period of training was composed by 9-week of walking without poles, two sessions per week. The cycles were divided into four microcycles composed of three training sessions. Each training session took 60 min. Free walking aerobics training was used during the training period. These exercises were performed alternating volume and intensity. The training session was divided into three stages: (a) stretching, joint mobility, and heating; (b) main part (FW); (c) return to the calm and ultimate stretching.</p>
<p>Active Comparator: Free walking                      Free walking Training The total period of training was composed by 9-week of walking without poles, two sessions per week. The cycles were divided into four microcycles composed of three training sessions.</p>	<p>Nordic Walking                      Nordic walking Training the total period of training was composed by 9-week of walking with poles, two sessions per week. The cycles were divided into four microcycles composed of three training sessions.</p>

Arms	Assigned Interventions
<p>Each training session took 60 min. Free walking aerobics training was used during the training period. These exercises were performed alternating volume and intensity. The training session was divided into three stages: (a) stretching, joint mobility, and heating; (b) main part (FW); (c) return to the calm and ultimate stretching.</p>	<p>Each training session took 60 min. Free walking aerobics training was used during the training period. These exercises were performed alternating volume and intensity. The training session was divided into three stages: (a) stretching, joint mobility, and heating; (b) main part (FW); (c) return to the calm and ultimate stretching.</p> <p>Free Walking Training                      Free walking Training The total period of training was composed by 9-week of walking without poles, two sessions per week. The cycles were divided into four microcycles composed of three training sessions. Each training session took 60 min. Free walking aerobics training was used during the training period. These exercises were performed alternating volume and intensity. The training session was divided into three stages: (a) stretching, joint mobility, and heating; (b) main part (FW); (c) return to the calm and ultimate stretching.</p>

**Outcome Measures**

Primary Outcome Measure:

1. Test Timed Up and Go  
 This teste evaluate the mobility functional in three meters of self-selected speed (TUGSS) or at forced speed (TUGFS)  
 [Time Frame: Change from baseline at 9 weeks]

Secondary Outcome Measure:

2. Locomotor Rehabilitation Index  
 The Locomotor Rehabilitation Index is a method of determining how close is the SSW compared to the Optimum Speed (Vopt).  
 [Time Frame: Change from baseline at 9 weeks]
3. Self-selected walking speed - SSWS  
 This outcome will be measure in test of walking treadmill  
 [Time Frame: Change from baseline at 9 weeks]
4. Optimal Walking Speed (OPT)  
 This outcome will be measure through of the registered image movement analysis using the three-dimensional motion analysis system (VICON) of the walking test on treadmill.  
 [Time Frame: Change from baseline at 9 weeks]
5. Quality of life (QoL)  
 The quality of life will be estimated using the World Health Organization Quality of Life. (WHOQOL-short domains: physical, psychological, social relationships, environment, and general quality of life) and (WHOQOL-Long domains: sensory abilities, autonomy, Past. Present and Future Activities, social participation, death and dying, intimacy, and general quality of life).  
 [Time Frame: Change from baseline at 9 weeks]
6. Cognitive function  
 This outcome will be measure for Montreal Cognitive Assessment (MoCA).  
 [Time Frame: Change from baseline at 9 weeks]
7. Depressive symptoms

This outcome will be measure for the Geriatric Depression Scale - 15 item. The scale consists of 15 dichotomous questions in which participants are asked to answer yes or no in reference to how they felt over the past week (for instance, "Do you feel that your life is empty?," "Do you feel that your situation is hopeless?"). Scores range from 0 to 15 with higher scores indicating more depressive symptoms.

[Time Frame: Change from baseline at 9 weeks]

Other Pre-specified Outcome Measures:

8. Motor symptoms

This outcome will be evaluated using Unified Parkinson's Disease Rating Scale. This Scale the clinician-scored monitored motor evaluation. Will be to considered 30% improvement in the Part III score hasbeen applied to define "responders. The score in each item ranges from 0 to 4, and the indicates greater impairment by the disease and the minimum, normality.

The 14 items in the motor vehicle (the numbering of which goes from 18 to 31).

[Time Frame: Change from baseline at 9 weeks]

9. Balance Dynamics

This outcome will be evaluated using Berg Balance Scale (BBS). This scale assessment of the individual's balance in 14 situations, representative of activities of the day to day, such as: stand up, get up, walk, to lean forward, to move, to turn, among others. The maximum score of a being reached of 56 points and each item has an ordinal scale of five alternatives ranging from 0 to 4 points, according to the degree of difficulty.

[Time Frame: Change from baseline at 9 weeks]

10. Balance Static

This outcome will be evaluated using area of center of pressure (cm), with average velocity (IN cm/s) and root mean square (RMS). Assessments using unique measurements with force plat.

[Time Frame: Change from baseline at 9 weeks]

11. Spatial Temporal Parameters

This outcome is measure a composite for: stride frequency (in Hetz), stride length (in meters), swing time (in second) and contact time (in second). This outcome will be measure through of the registered image movement analysis using the three-dimensional motion analysis system (VICON) of the walking test on treadmill at different speed of walking (SSWS, below and above of the SSWS), 3 minutes at each speed (in kilometros/hours).

[Time Frame: Change from baseline at 9 weeks]

12. Dynamics Stability

This outcome will be evaluated using the coefficient of variation (CoV) of the Spatial Temporal Parameters: stride frequency (In Hertz), stride length (in meters), swing time (in seconds) and contact time(in seconds) in of the walking test on treadmill at different speed of walking (SSWS, below and above of the SSWS), 3 minutes at each speed.

[Time Frame: Change from baseline at 9 weeks]

13. Anthropometric data

This outcome is a composite for: circumferences (in cm), height (in meters), body massa (in kilograms) and body mass index - BMI (weight and height will be combined to report BMI in kg/m<sup>2</sup>. This outcome will be measure with balance, stadiometer and anthropometric tape.

[Time Frame: Change from baseline at 9 weeks]

14. Electromyographic Parameters

This outcome is measure is a composite for: mean amplitude (in milivolts), onset (in seconds), offset (in seconds) and time of the signal and co-contraction (in seconds) of the muscles: vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF), anterior tibial (AT) and medial gastrocnemius (MG) This outcome will be measured through Measuring the electromyographic activation during treadmill walking tests using an electromyograph. In of the walking test on treadmill at different speed of walking (SSWS, below and above of the SSWS), 3 minutes at each speed.

[Time Frame: Change from baseline at 9 weeks]

15. Parameters of Pendular Mechanism

This outcome is measure a composite for:(external, internal and total mechanical work, Wext,Wint and Wtot, respectively, Recovery. This outcome will be measure through of the registered image movement analysis using

the three-dimensional motion analysis system (VICON) of the walking test on treadmill at different speed of walking (SSWS, below and above of the SSWS), 3 minutes at each speed.

[Time Frame: Change from baseline at 9 weeks]

## Eligibility

Minimum Age: 50 Years

Maximum Age: 80 Years

Sex: All

Gender Based: No

Accepts Healthy Volunteers: No

Criteria: Inclusion Criteria: volunteers aged over 50 years, of both sexes, with a clinical diagnosis of idiopathic PD and staging between 1 and 4 in Hoehn and Yahr Scale (H&Y).

-

Exclusion Criteria:

- Show chronic pain or presence of a migraine or nausea in daily life;
- History of labyrinthitis;
- Deep Brain Stimulation (DBS);
- The frequency of training below of 75%.

## Contacts/Locations

Central Contact Person: Leonardo A Peyré-Tartaruga, PhD  
Telephone: +555133085818 Ext. 5820  
Email: leonardo.tartaruga@ufrgs.br

Central Contact Backup: Elen P Monteiro, MSc  
Telephone: +555133085820  
Email: elren.monteiro@gmail.com

Study Officials: Leonardo A Peyré-Tartaruga, PhD  
Study Director  
Federal University of Rio Grande do Sul

Locations: **Brazil**  
Federal University of Rio Grande do Sul  
Porto Alegre, Rio Grande Do Sul, Brazil, 90690-200

## IPDSharing

Plan to Share IPD: No

**References**

Citations: **[Study Results]** Monteiro EP, Franzoni LT, Cubillos DM, de Oliveira Fagundes A, Carvalho AR, Oliveira HB, Pantoja PD, Schuch FB, Rieder CR, Martinez FG, Peyre-Tartaruga LA. Effects of Nordic walking training on functional parameters in Parkinson's disease: a randomized controlled clinical trial. *Scand J Med Sci Sports*. 2017 Mar;27(3):351-358. doi: 10.1111/sms.12652. Epub 2016 Feb 2. PubMed 26833853

Links: URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26833853>  
Description Effects of Nordic walking training on functional parameters in Parkinson's disease: a randomized controlled clinical trial

Available IPD/Information:

**APENDECE A - DESCRIÇÃO DOS PARÂMETROS FISIOMECÂNICOS DA  
MARCHA**

<p><b>Trabalho Mecânico Externo (Wext)</b></p> <p>O Wext é o trabalho realizado para elevar e acelerar o corpo CoM em relação ao ambiente externo.</p>	<p>Este método de análise considera as mudanças de energia do corpo CoM de todo o corpo em relação ao ambiente, para o qual foi necessário calcular as energias mecânicas do corpo CoM em primeiro lugar. A energia mecânica total do corpo CoM (E<sub>tot</sub>) foi calculada a partir da soma das variações da energia potencial (PE) e energia cinética (KE) no tempo (Willems <i>et al.</i>, 1995):</p> $E_{ext}(t) = PE(t) + KE(t)$ <p>Em seguida, o Wext feito durante cada etapa calculada a partir das mudanças na energia mecânica do corpo CoM, Cavagna (1976); Cavagna <i>et al.</i> (2002):</p> $W_{ext} = \Delta E_{ext}$
<p><b>Trabalho Mecânico Interno (Wint)</b></p> <p>O Wint é o trabalho necessário para elevar e acelerar o centro de massa do segmento em relação ao corpo CoM.</p>	<p>Neste método, para o cálculo do Wint é necessário primeiramente quantificar a variação da energia cinética de cada segmento devido aos seus movimentos em relação ao corpo CoM. Este KE<sub>i</sub> foi obtido a partir da soma das energias translacional e rotacional:</p> $KE_i = \frac{1}{2}m_i v_{r,i}^2 + \frac{1}{2}I_i \omega_i^2$ <p>onde m<sub>i</sub> é a massa do segmento, v<sub>r,i</sub> é a velocidade relativa ao BCoM, I<sub>i</sub> é o momento de inércia, <math>\omega_i</math> é a energia rotacional no segmento i. Então, o Wint é a soma dos incrementos positivos de E<sub>int</sub>:</p> $W_{int} = \Delta E_{int}$ <p>Ainda, também contabilizamos separadamente a contribuição do tronco, braços e pernas, calculando o trabalho necessário para movimentar todos os</p>

	segmentos $W_{int}$ , por divisão de $W_{int\_trunk}$ , $W_{int\_arms}$ e $W_{int\_legs}$ (Pellegrini <i>et al.</i> , 2017).
<p><b>Trabalho Mecânico Total (<math>W_{tot}</math>)</b></p> <p>É a soma dos módulos de trabalho mecânico externo e interno. Neste estudo, o trabalho interno foi considerado aceitando transferência de energia mecânica entre segmentos dos mesmos membros.</p>	<p>Usamos para o cálculo do trabalho mecânico o método descrito por Cavagna (1976) para calcular os seguintes parâmetros do mecanismo do pêndulo. A energia mecânica total, <math>E_{tot}</math>, é a soma de <math>E_{int}</math> e <math>E_{ext}</math>. Então, <math>W_{tot}</math>, é a soma dos incrementos positivos de <math>E_{tot}</math>:</p> $W_{tot} = E_{ext} +  E_{int} $
<p><b>Recovery (R)</b></p> <p>Introduzido por Cavagna e colaboradores (1976) para explicar a capacidade de um sistema móvel de economizar energia comportando-se como um pêndulo.</p>	<p>O R é desfecho (Cavagna e Kaneko, 1977), podendo ser calculado, tanto a partir da análise de movimento quanto:</p> $R = 100(W_v + W_f - W_{ext})/W_v + W_f$ <p>onde <math>W_v</math> é o trabalho externo vertical absoluto, <math>W_f</math> é o trabalho externo horizontal absoluto e <math>W_{ext}</math> é o trabalho externo absoluto.</p>
<p><b>Trabalho Mecânico Externo Horizontal (<math>W_{ext\ horizontal}</math>)</b></p>	<p>O <math>W_{ext\ horizontal}</math> é o trabalho realizado para acelerar o corpo CoM em relação ao ambiente externo.</p>
<p><b>Trabalho Mecânico Externo Vertical (<math>W_{ext\ Vertical}</math>)</b></p>	<p>O <math>W_{ext\ vertical}</math> é o trabalho realizado para elevar o corpo CoM em relação ao ambiente externo.</p>

## APÊNDICE B - CÁLCULO AMOSTRAL

[3] -- Monday, February 18, 2022 -- 15:39:54

**F tests** - ANOVA: Repeated measures, within-between interaction

**Analysis:** A priori: Compute required sample size

**Input:**

Effect size f	=	0.58
$\alpha$ err prob	=	0.05
Power (1- $\beta$ err prob)	=	0.95
Number of groups	=	2
Number of measurements	=	2
Corr among rep measures	=	0.5
Nonsphericity correction $\epsilon$	=	1

**Output:**

Noncentrality parameter $\lambda$	=	16.1472000
Critical F	=	4.9646027
Numerator df	=	1.0000000
Denominator df	=	10.0000000
Total sample size	=	12
Actual power	=	0.9505241

Com base nas médias e desvios-padrão do Recovery (slow speed) Estudo Dipaola *et al.* (2016)

## APÊNDICE C - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Estamos convidando você a participar do estudo intitulado “Efeitos de um programa de caminhada nórdica e de caminhada livre em adultos com doença de Parkinson sobre a funcionalidade, estabilidade dinâmica, cinemática e atividade eletromiográfica durante a marcha em diferentes velocidades”, que tem como objetivo analisar os efeitos de um programa de intervenção de 12 sessões de caminhada nórdica e caminhada livre e comparar seus efeitos sobre alguns aspectos ligados ao quadro clínico de pacientes com Doença de Parkinson. Os aspectos a serem avaliados são funcionalidade, estabilidade dinâmica, cinemática e como os seus músculos serão ativados em diferentes velocidades realizados em esteira ergométrica. Este estudo segue as Diretrizes da Resolução do Conselho Nacional de Saúde (CNS) No 466.

Você poderá participar do estudo em um dos dois programas de treinamento e esta definição ocorrerá através de um sorteio. A caminhada nórdica consiste em caminhar com o uso de dois bastões tipo “trekking”, os quais dão apoio aos braços e auxiliam na impulsão. O movimento dos braços é alternado com os das pernas e o indivíduo apoia-se nos bastões para caminhar. Para tanto, a técnica será ensinada e treinada previamente. Portanto, a diferença entre os dois programas de caminhada é basicamente o uso dos acessórios de treinamento (bastões), no caso da caminhada nórdica, e a ausência dos bastões, no caso da caminhada livre.

O envolvimento com o estudo terá duração de oito semanas, sendo que durante este período será necessária a sua participação duas vezes por semana de forma alternada (dias e horários de acordo com a disponibilidade do paciente), por um período de, aproximadamente, 1 hora em cada dia. Os encontros serão na Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (localizada na Rua Felizardo, 750, Jardim Botânico). As sessões de treinamento serão realizadas na pista de atletismo da referida escola. Em dias chuvosos, as sessões de treinamento serão transferidas para as dependências do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX), na sala da Biomecânica, e todos os testes serão realizados na sala 105 do LAPEX na mesma escola.

Você deverá manter normalmente sua medicação durante estas oito semanas de treinamento, e todos os testes e sessões de treinamento deverão ser realizados até três horas após a ingestão do medicamento (Levodopa ou Prolopa). Portanto, serão realizados em horários que atendam esse critério. Caso seu médico mude sua medicação, você deverá comunicar imediatamente aos pesquisadores deste estudo.

Este estudo compreende os procedimentos abaixo, na ordem que segue: No primeiro dia de visita ao LAPEX:

- Realização de entrevista, assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido e realização de coletas para avaliação do estado geral do paciente que terá duração em torno de 1 hora;

Na segunda visita ao LAPEX:

- Preenchimento de questionários sobre sintomas depressivos e qualidade de vida, que ocorrerá no intervalo entre a entrevista e a coleta de avaliação do estado geral do paciente. Esta avaliação tem duração de 45 minutos;
- Realização de coletas para a avaliação do estado geral do paciente. Nesta avaliação você fará alguns exercícios de mobilização articular, irá caminhar três

vezes, e fará alguns movimentos com os braços e as pernas. Esta avaliação terá duração de 1 hora.

Na terceira visita ao LAPEX:

- Realização de medidas de composição corporal (peso, altura, circunferência de cintura e dobras de gordura corporal), com duração aproximada de 15 minutos. Nesta avaliação você terá que usar um top e um short (mulher) ou uma sunga (homem);
- Familiarização com o teste de caminhada de três minutos em esteira ergométrica em três diferentes velocidades (velocidade confortável e 1 km.h-1 1 abaixo km.h-1 acima da velocidade auto-selecionada), com a avaliação da atividade muscular através de 9 eletrodos colados com fita adesiva na perna. Nesta avaliação você terá que usar um top e um short (mulher) ou uma sunga (homem), pois serão colados em você 35 bolinhas reflexivas da cabeça aos pés para a filmagem da caminhada. Neste teste, você terá o suporte de três avaliadores ao lado da esteira para garantir sua segurança. Este teste terá duração aproximada de 30 minutos.
- Realização de teste funcional, no qual você terá que levantar de uma cadeira, andar por três metros e sentar novamente, repetindo isso por seis vezes, sendo três vezes na velocidade habitual e três vezes na velocidade máxima de caminhada, com duração de aproximadamente 15 minutos;
- Realização de dois testes de equilíbrios sobre uma plataforma, onde você, com os pés juntos, deverá ficar por 30 segundos em pé, repetindo isso 6 vezes, sendo três vezes de olhos abertos e três vezes com uma venda. Nesta avaliação você terá o auxílio de dois avaliadores para garantir sua segurança e prevenir quedas. A duração destes testes será de aproximadamente 10 minutos.
- Realização de coletas de atividade muscular do membro inferior direito, onde os pesquisadores irão passar álcool na sua pele através de um algodão, em seguida farão uma depilação no local onde serão colados os eletrodos. Este procedimento será realizado durante 5 minutos.

A partir da 4ª visita, serão realizadas as sessões de treinamento:

- Realização de treinamento (conforme sorteio) de 12 sessões de caminhada livre ou caminhada nórdica (com o uso de bastões), durante 2 vezes por semana, com duração de 45 minutos. Você deverá utilizar roupas apropriadas para a prática de exercícios físicos e tênis para caminhada. Durante os treinamentos você usará um frequencímetro para controlar sua frequência cardíaca, que será orientado pelo professor e ou bolsista que lhe acompanha durante a sessão de treinamento.

Após 48 horas da última sessão de treinamento, você deverá retornar ao LAPEX, em um horário pré-agendado, para as reavaliações após o treinamento de 12 sessões.

Todos os procedimentos acima serão explicados a você em uma reunião antes do início do estudo, na qual você poderá esclarecer todas as suas dúvidas.

Os riscos relacionados à sua participação no estudo, embora baixos, estão abaixo descritos:

Você poderá apresentar desconforto por cansaço: embora o exercício seja mantido em um nível de esforço seguro, há possibilidade de você sentir fadiga, dor muscular ou cansaço durante ou após as sessões de treinamento. No caso de haver desconforto durante a sessão, o exercício será imediatamente suspenso, e, se necessário for e você receberá o atendimento adequado.

- Você poderá apresentar alterações nos batimentos cardíacos e na pressão arterial. Porém, entende-se que seus batimentos cardíacos serão monitorados durante os testes de laboratório, e que você poderá interromper o teste a qualquer momento.
- Durante a caminhada na esteira, você poderá não conseguir acompanhar a velocidade. Porém, as velocidades serão ajustadas e você será ensinado previamente.
- Você poderá ter irritação ou alergia na pele devido a fixação dos eletrodos e bolinhas reflexivas que serão colados na pele por meio de uma fita de silicone.
- Você poderá apresentar dores de cabeças e náuseas devido ao calor intenso. Entretanto, os treinamentos serão realizados em horários em que a temperatura esteja mais agradável. Além de ser disponibilizado para você água para sua hidratação durante o exercício físico;
- Há o risco de você cair durante os testes na esteira ou durante as sessões de treinamento. Entretanto, terá uma equipe de prontidão altamente qualificada para fazer os procedimentos de primeiros socorros, enquanto um professor responsável da coleta fará a ligação para a Assistência Médica de Emergência (SAMU) que lhe encaminhará para o Hospital de Pronto Socorro;

Em casos de surgimento de um acidente ou lesão física resultante diretamente dos testes e treinamento, haverá o serviço de assistência imediata por conta dos pesquisadores (emergencial e sem ônus de qualquer espécie para você). Entretanto, ressalta-se que não será providenciada nenhuma compensação financeira por conta dos avaliadores para pagamento dos demais serviços de saúde. Desta forma, é de sua total responsabilidade as despesas com os serviços de saúde como plano de saúde, intervenções cirúrgicas e medicações.

Durante os testes de caminhada e os treinamento realizados no período da manhã que serão realizados pela manhã estará presente o médico do LAPEX Os benefícios de participar deste estudo serão o conhecimento do seu estado físico e de resultados de diferentes exames importantes no controle da Doença de Parkinson e a possibilidade de realização de atividade física orientada por um profissional de educação física.

### **Dos procedimentos de testes:**

Os procedimentos escritos acima serão explicados a você pelo professor pesquisador Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga e/ou seus orientandos, Elren Passos Monteiro e bolsistas selecionados. Estes irão responder qualquer dúvida que você tenha em qualquer momento relativo a esses procedimentos. Todos os dados em relação a sua pessoa irão ficar confidenciais e disponíveis apenas sob sua solicitação escrita. Além disso, não será feita associação dos dados que forem publicados com a sua pessoa. Serão feitos registros de imagens durante os testes e treinamento para utilização de

materiais em palestras e congressos, porém serão utilizadas tarjas pretas no rosto para que sua pessoa se mantenha de forma confidencial.

Não haverá compensação financeira pela sua participação neste estudo, porém também não terá custos para participar do estudo. Poderá fazer contato com os pesquisadores responsáveis pelo estudo para quaisquer problemas referentes à sua participação no estudo ou se sentir que há uma violação dos seus direitos, através dos telefones:

(51) 8252-8308 (Elren Passos Monteiro)

(51) 3308-5820 (Laboratório de Pesquisa do Exercício);

(51) 3359-7640 (Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital de Clínicas de Porto Alegre);

(51) 3308-3629 (Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS).

### **Forma de Acompanhamento e Assistência:**

Acompanhamento com o coordenador da pesquisa Neurologista Dr. Carlos Rieder (Hospital de Clínicas), com os orientadores responsáveis Prof<sup>o</sup>. Dr<sup>o</sup>. Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga e Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Flávia Gomes Martinez, e com seus orientandos Prof<sup>a</sup> Esp. Elren Passos Monteiro, Acadêmico Leandro Franzoni (bolsista de Iniciação Científica) e demais colaboradores e/ou bolsistas selecionados.

Durante a realização do trabalho você poderá se recusar a prosseguir, seja em momento de testes ou treinamento. Todos os procedimentos a que será submetido serão conduzidos por profissionais, professores ou bolsistas com experiência prévia em todos os procedimentos. Não haverá médico presente em todos os treinos. Os procedimentos expostos acima serão devidamente explicados pelos pesquisadores responsáveis pelo estudo.

Porto Alegre \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2012.

Meu código nesta pesquisa é: \_\_\_\_\_

Nome em letra de forma do participante: \_\_\_\_\_

Assinatura do participante: \_\_\_\_\_

Nome em letra de forma do pesquisador: \_\_\_\_\_

Assinatura do pesquisador: \_\_\_\_\_

## APÊNDICE D - ROTINA PARA PROCESSAMENTO DE DADOS CINEMÁTICOS EM MATLAB

Autores: Natália Andreia Gomeñuka e Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga (2012).

```

%% Rotina de Processamento de Dados Cinemáticos
% Realizada por Natalia A. Gomeñuka, M.Rodriguez Paz, Renata Bona e L.Peyré Tartaruga

clear all
close
all

% definição das variáveis

fsamp = 50; %frequência de amostragem(Hz)
dt = 1/50; % Período
fcut=3; % frequencia de corte
order=5; % ordem do polinomio
g = 9.8; % aceleração da gravidade (m/seg^2)

subtitulo={'QUAL É O MASSA CORPORAL? [kg]',...

'QUAL É MASSA DA CARGA EM PERCENTAGEM DA
MASSA CORPORAL? [%]',... 'QUAL É A VELOCIDADE DA
ESTEIRA? [m/s]',...
'QUAL É A INCLINAÇÃO?
[%]',... 'TEM MOCHILA?
[SIM= 1; NAO= 0]';
titulo='CAMINHADA COM
CARGA';
linhas=1;
defAns={'80','3','0','0'};
options.resize='on';
resposta=inputdlg(subtitulo,titulo,linhas,defAns,options);
peso_corporal=char(resposta(1));
peso_corporal=str2num (peso_corporal);
percentagem_carga=char(resposta(2));
percentagem_carga=str2num(percentagem_carga);

%vh = char(resposta(3));

%vh = str2num(vh);
v_esteira=char(resposta(3));
v_esteira=str2num(v_esteira);
inclinacao = char (resposta (4));
inclinacao = str2num
(inclinacao); backpack = char
(resposta (5)); backpack =
str2num (backpack);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%CALCULO DAS COMPONENTES DA VEL. RESULTANTE (HOR E VERT)

inclinacao = inclinacao/100;
ang_incli = atand (inclinacao); %Resultdo = angulo da inclinação em Graus

```



```

des_v_fr = vv*dt; %Deslocam. vert x
frame
des_v_frr = vv*dt; % Deslocam. vert
ACUMULADO des_h_fr = vh*dt; % Deslocam.
hor x frame des_h_frr = vh*dt; % Deslocam.
hor ACUMULADO cinematicasfe_h =
(cinematicasfe (:,2: 3 : end));

for j = 1:size(ncolunas_x,2)
    for i = 1:nquadros_x
        cinematicasfe_h(i,j) = (cinematicasfe_h(i,j) + (des_h_frr(i))) ;
        des_h_frr(i+1) = des_h_frr(i) + des_h_fr;
    end
end

cinematicasfe (:,2: 3 : end) = cinematicasfe_h;

cinematicasfe_v = (cinematicasfe (:,3: 3 :
end)); for j = 1:size(ncolunas_x,2)
    for i = 1:nquadros_x
        cinematicasfe_v(i,j) = (cinematicasfe_v(i,j) + (des_v_frr(i))) ;
        des_v_frr(i+1) = des_v_frr(i) + des_v_fr;
    end
end

cinematicasfe (:,3: 3 : end) = cinematicasfe_v;

%FAZ A MESMA COISA PARA O LADO DIRETIO

cinematicasfd_h = (cinematicasfd (:,2: 3 :
end)); for j = 1:size(ncolunas_x,2)
    for i = 1:nquadros_x
        cinematicasfd_h(i,j) = (cinematicasfd_h(i,j) + (des_h_frr(i))) ;
        des_h_frr(i+1) = des_h_frr(i) + des_h_fr;
    end
end

cinematicasfd (:,2: 3 : end) = cinematicasfd_h;

cinematicasfd_v = (cinematicasfd (:,3: 3 :
end)); for j = 1:size(ncolunas_x,2)
    for i = 1:nquadros_x

```

```

cinematicasfd_v(i,j) = (cinematicasfd_v(i,j) + (des_v_frr(i))) ;
des_v_frr(i+1) = des_v_frr(i) + des_v_fr;
e
n
d
e
n
d

cinematicasfd(:,3:3:end) = cinematicasfd_v;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
cinematicafd=matfiltfilt(dt, fcut, order, cinematicasfd); %dados do lado direito filtrados
cinematicafe=matfiltfilt(dt, fcut, order, cinematicasfe); %dados do lado esquerdo filtrados
%*****
[nquadrosd,ncolunasd] = size(cinematicafd);

%Definir os ciclos de passada do lado esquerdo

h = msgbox('Carrega o arquivo de tempo de passada do lado
esquerdo'); waitfor(h)
[diretorio,arquivo]=carrega('*.txt');
stime =
levideow(diretorio,arquivo);
[np,nc]=size(stime);

%Definir os ciclos de passada do lado direito

h = msgbox('Carrega o arquivo de tempo de passada do lado
direito'); waitfor(h)
[diretorio,arquivo]=carrega('*.txt');
stimed = levideow(diretorio,arquivo);

%Cria numero de passadas
[nlstime
ncstime]=size(stime);

nstride=nlstime-1; %NUMERO DE PASSADAS

figure(1)
plot(cinematicafe(:,2))
hold on
plot(cinematicafd(:,2),'ro')

legend('esq','dir')

%*****
%Definição da matriz do lado
esquerdo met_e =
cinematicafe(:,2:4) ;
cal_e = cinematicafe(:,5:7) ;
mal_e = cinematicafe(:,8:10);
joe_e = cinematicafe(:,11:13);
qua_e =
cinematicafe(:,14:16); pun_e
= cinematicafe(:,17:19); cot_e
= cinematicafe(:,20:22);
omb_e =
cinematicafe(:,23:25);
cab_e = cinematicafe(:,26:28); %relativo a cabeça

```

```

%Definição da matriz do lado
direito      met_d      =
cinematicafd(:,2:4);
cal_d = cinematicafd(:,5:7);
mal_d      =
cinematicafd(:,8:10); joe_d =
cinematicafd(:,11:13); qua_d
= cinematicafd(:,14:16);
pun_d      =
cinematicafd(:,17:19); cot_d
= cinematicafd(:,20:22);
omb_d      =
cinematicafd(:,23:25);

cab_d = cinematicafd(:,26:28); %relativo a cabeça

```

%CÁLCULO DOS cm'S SEGMENTARES VIA VETOR (\*center of mass/segment length)

% LADO DIREITO

```

cmd(:,1:3) = (( met_d - mal_d ) *0.50 + mal_d); % Centro de massa do
pé cmd(:,4:6) = (( mal_d - joe_d)*0.433 + joe_d); % Centro de massa
da perna cmd(:,7:9) = (( joe_d - qua_d)*0.433 + qua_d); % Centro de
massa da coxa cmd(:,10:12) = (( qua_d - omb_d)*0.44 + omb_d); %
Centro de massa do tronco cmd(:,13:15) = (( omb_d - cot_d)*0.436 +
cot_d); % Centro de massa do braço

cmd(:,16:18) = (( cot_d - pun_d)*0.682 + pun_d); % Centro de massa do antebraço e mão

```

% LADO ESQUERDO

```

cme(:,1:3) = (( met_e - mal_e ) *0.50 + mal_e); % Centro de massa do
pé cme(:,4:6) = (( mal_e - joe_e)*0.433 + joe_e); % Centro de massa
da perna cme(:,7:9) = (( joe_e - qua_e)*0.433 + qua_e); % Centro de
massa da coxa cme(:,10:12) = (( qua_e - omb_e)*0.44 + omb_e); %
Centro de massa do tronco cme(:,13:15) = (( omb_e - cot_e)*0.436 +
cot_e); % Centro de massa do braço

cme(:,16:18) = (( cot_e - pun_e)*0.682 + pun_e); % Centro de massa do antebraço e mão

```

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

```

% calculo de posicao do centro de massa total

```

cmtronco(:,1:3) = (cmd(:,10:12)+cme(:,10:12))./2; %ponto medio do tronco para x e y

```

% calculo de posicao do centro de massa da

```

mochila if backpack ==1
cmbackpack(:,1) = cmtronco(:,1)-0.1; %eixo antero posterior da mochila
(diminuimos 10 centímetros da pos do tronco) cmbackpack(:,2) = cmtronco(:,2)+0.1; %eixo
vertical da mochila (somamos 10 centímetros da pos do tronco) cmbackpack(:,3) = cmtronco(:,3);
(diminuimos 10 centímetros da pos do tronco) %eixo antero posterior da mochila

```

%CENTRO DE MASA TOTAL DO CORPO (\* Segment Weight/Total Body Weight)

```
% [péd, pernad, coxad, troncopescoçocabeça, braçod, antebraçod, mãod, pée, pernae, coxae, braçoe, antebraçoe, mãoe, mochila]
```

```
% foi subtraído o 25% da massa de cada segmento, porque a mochila é 25% da
```

```
% massa total e a Soma de todo a massa deve ficar em 100%.
```

```
cm(:,1:3) = (cmd(:,1:3).*(0.0132 - 0.0033))+(cmd(:,4:6).*(0.0426 - 0.01065))+(cmd(:,7:9).*(0.1424 - 0.0356))+(cmtronco(:,1:3).*(0.4411 - 0.110275))+(cmd(:,13:15).*(0.0274 - 0.00685))+(cmd(:,16:18).*(0.232 - 0.058))+(cme(:,1:3).*(0.0132 - 0.0033))+(cme(:,4:6).*(0.0426 - 0.01065))+(cme(:,7:9).*(0.1424 - 0.0356))+(cme(:,13:15).*(0.0274 - 0.00685))+(cme(:,16:18).*(0.0232 - 0.0058))+(cmbackpack(:,1:3).*0.25);
[nl nc]=size(cm);
```

```
elseif backpack==0
```

```
%CENTRO DE MASA TOTAL DO CORPO (* Segment Weight/Total Body Weight)
```

```
% [péd, pernad, coxad, troncopescoçocabeça, braçod, antebraçod, mãod, pée, pernae, coxae, braçoe, antebraçoe, mãoe]
cm(:,1:3) = (cmd(:,1:3).*(0.0132)+(cmd(:,4:6).*(0.0426)+(cmd(:,7:9).*(0.1424)+(cmtronco(:,1:3).*(0.4411)+(cmd(:,13:15).*(0.0274)+(cmd(:,16:18).*(0.232)+(cme(:,1:3).*(0.0132)+(cme(:,4:6).*(0.0426)+(cme(:,7:9).*(0.1424)+(cme(:,13:15).*(0.0274)+(cme(:,16:18).*(0.0232);
```

```
[nl
nc]=size(cm);
```

```
end
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
% calculo de velocidade do centro de massa total
```

```
vcm(:,1:3) = diff(cm)./dt;%POR QUE NÃO INTERPOLAN PARA COMPLETAR
```

```
vcm(:,1) = vcm(:,1)+ vh;
```

```
vcm(:,2) = vcm(:,2)+ vv;
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
% CALCULO DA ENERGIA POTENCIAL via
```

```
escalar(M*g*H) ep = cm(:,2)*g*pc;
```

```
epp = ep(2:end,:);
```

```
epp = epp-(min(epp));
```

```
% CALCULO DA ENERGIA CINETICA via escalar(MV^2/2)
```

```
ech= vcm(:,1).*vcm(:,1)*pc*0.5;
vcm(:,2).*vcm(:,2)*pc*0.5;
```

```
%energia cinética horizontal ecv=
%energia cinética vertical ec= ech + ecv;
%energia cinética total ec = ec-(min(ec));
```

```
nl1stride=nl/nstride;
```

```
figure(2)
subplot(2,1,1)
plot(ec(nl1stride:(nl1stride*2)), 'r') hold
on plot(epp(nl1stride:(nl1stride*2)), 'g')
legend('energias cinetica', 'energia potencial')
title('uma passada')
```

```

subplot(2,1,2)
plot(ec(1:nl-1),'r')
hold on
plot(epp(1:nl-1),'g')
legend('energias cinetica', 'energia potencial')
title('todas passadas')

% CALCULO DA ENERGIA TOTAL (Epot + Ekin)

Etot=ec+epp; % Energia total

% CALCULO DO TRABALHO MECANICO EXTERNO

tme=diff(Etot);

tme=interpft(tme, nl); %matriz do trabalho mec externo normalizado
para tam inicial

for i=1:nl
if tme(i) > 0
tmposs(i)=tme(i);
else
tmposs(i)=0;
end

if tme(i) < 0
tmneg(i)=tme(i);
else
tmneg(i)=0;
end

end

%*****

% tmposs=tmposs/nstride;
tmet=sum(tmposs)/nstride;
tmneg=sum(tmneg)/nstride;

%*****

% CALCULA O TEMPO DE PASSADA MÉDIO
T=nl*dt/nstride;

% CALCULO DO TRABALHO MECANICO EXTERNO na unidade da
distancia e peso dist=vh*T; % distância percorrida médio por passada
tmetr=tmet/pc/dist; % trabalho mecânico por kg por metro percorrido

%trabalho mecânico vertical (potencial mais cinético vertical)
ev=ecv+epp;

tmvv=diff(ev);

```

```
tmv=interpft(tmvv, nl);
para tam inicial
```

```
%matriz do trabalho mec vertical normalizado
```

```
for i=1:nl if
tmv(i) > 0
tmvpos(i)=tmv(
i); else
tmvpos(i)=
0; end
if tmv (i)< 0
tmvneg(i)=tmv(
i); else
```

```
tmvneg (i) = 0;
```

```
e
n
d
e
n
d
```

```
tmvt=sum(tmvpos)/nstride;
tmvtr=sum(tmvpos)/pc/dist/nstr
ide;
tmvnegt=sum(tmvneg)/nstride;
```

```
%trabalho mecânico horizontal(SO ENERGIA CINETICA
HORIZONTAL) tmhh=diff(ech);
```

```
tmh=interpft(tmhh, nl);
para tam inicial
```

```
%matriz do trabalho mec potencial normalizado
```

```
for i=1:nl if
tmh(i) > 0
tmhpos(i)=tmh(
i); else
tmhpos (i)=
0; end
if tmh (i)< 0
tmhneg(i)=tmh(
i); else
tmhneg (i)=
0; end
end
```

```
tmht=sum(tmhpos)/nstride;
tmhtr=sum(tmhpos)/pc/dist/nstr
ide;
tmhnegt=sum(tmhneg)/nstride;
```

```
% CÁLCULO DO QUANTO A TROCA DE ENERGIA VIA PÊNDULO INVERTIDO REDUZ O TRAB MEC EXT LÍQUIDO
(NET) (RECONVERSÃO DE ENERGIA MECANICA - RECOVERY)
```

```
Recovery= ((tmhtr+tmvtr-tmetr)/(tmhtr+tmvtr))*100;
```

```
%% DEFINIÇÃO DOS PASSOS
```

```
% utiliza 13 passos cortando o primeiro e o último que pode ser alterado
```

```
% no momento do filtro
```

```
passos(:,1)=stimed(2:13,2);
```

```
passos(:,2)=stime(2:13,2);
```

```
%Cria numero de passos
```

```
[nlpassos
```

```
ncpassos]=size(passos); npassos
```

```
=nlpassos ; %NUMERO DE
```

```
PASSOS
```

```
%% Cálculo do Rstep (é a energia mecânica recuperada pela transdução
```

```
% durante o passo) para cada um dos 13 passos analisados
```

```
% Rstep = 1- W+ext/(W+v + W+f) FALTAR ARRUMAR
```

```
for cont=1:size(passos,1)
```

```
tmht_x_passo(cont,1)= sum(tmhpos(((passos (cont,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(cont,2))-(passos(1,1)-1))));
```

```
tmvt_x_passo(cont,1)= sum(tmvpso(((passos (cont,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(cont,2))-(passos(1,1)-1))));
```

```
tmet_x_passo(cont,1)=sum(tmposo(((passos (cont,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(cont,2))-(passos(1,1)-1)))); end
```

```
Rstep = (tmvt_x_passo + tmht_x_passo - tmet_x_passo)/(tmvt_x_passo + tmht_x_passo);
```

```
%Rstep = Rstep - (min
```

```
(Rstep)); Rstep_02 = Rstep
```

```
(1,1); Rstep_03 = Rstep
```

```
(2,1); Rstep_04 = Rstep
```

```
(3,1); Rstep_05 = Rstep
```

```
(4,1); Rstep_06 = Rstep
```

```
(5,1); Rstep_07 = Rstep
```

```
(6,1); Rstep_08 = Rstep
```

```
(7,1); Rstep_09 = Rstep
```

```
(8,1); Rstep_10 = Rstep
```

```
(9,1); Rstep_11 = Rstep
```

```
(10,1); Rstep_12 = Rstep
```

```
(11,1); Rstep_13 = Rstep
```

```
(12,1);
```

```
Rstep_media = mean([Rstep_02, Rstep_03, Rstep_04, Rstep_05, Rstep_06, Rstep_07,...
```

```
Rstep_08, Rstep_09, Rstep_10, Rstep_11, Rstep_12, Rstep_13]);% Rint_14]);
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
% r(t)= 1 -(|Wext(t)|/( |Wv(t)| + |Wh(t)|)) seguindo a equação do Cavagna 2002
```

```
% rdet=(:,cont)= 1 - (abs(tme(passos(cont,1):(passos(cont,2))))/ ( abs(tmv(passos(cont,1):(passos(cont,2)))) +
```

```
abs(tmh(passos(cont,1):(passos(cont,2))))))
```

```
rdet_02 = 1 - (abs(tme(((passos (1,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(1,2))-(passos(1,1)-1)))/ ( abs(tmv(((passos (1,1))-
```

```
(passos(1,1)-1)):(passos(1,2))-(passos(1,1)-1))) + abs(tmh(((passos (1,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(1,2))-
```

```
(passos(1,1)- 1))))); % é o r(t) segundo Cavagna 2002 recovery instantaneo
```

```

rdet_03 = 1 - (abs(tme(((passos (2,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(2,2))-(passos(1,1)-1)))) / ( abs(tmv(((passos (2,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(2,2))-(passos(1,1)-1)))) + abs(tmh(((passos (2,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(2,2))-
(passos(1,1)- 1)))));

rdet_04 = 1 - (abs(tme(((passos (3,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(3,2))-(passos(1,1)-1)))) / ( abs(tmv(((passos (3,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(3,2))-(passos(1,1)-1)))) + abs(tmh(((passos (3,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(3,2))-
(passos(1,1)- 1)))));

rdet_05 = 1 - (abs(tme(((passos (4,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(4,2))-(passos(1,1)-1)))) / ( abs(tmv(((passos (4,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(4,2))-(passos(1,1)-1)))) + abs(tmh(((passos (4,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(4,2))-
(passos(1,1)- 1)))));

rdet_06 = 1 - (abs(tme(((passos (5,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(5,2))-(passos(1,1)-1)))) / ( abs(tmv(((passos (5,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(5,2))-(passos(1,1)-1)))) + abs(tmh(((passos (5,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(5,2))-
(passos(1,1)- 1)))));
rdet_07 = 1 - (abs(tme(((passos (6,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(6,2))-(passos(1,1)-1)))) / ( abs(tmv(((passos (6,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(6,2))-(passos(1,1)-1)))) + abs(tmh(((passos (6,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(6,2))-
(passos(1,1)- 1)))));

rdet_08 = 1 - (abs(tme(((passos (7,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(7,2))-(passos(1,1)-1)))) / ( abs(tmv(((passos (7,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(7,2))-(passos(1,1)-1)))) + abs(tmh(((passos (7,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(7,2))-
(passos(1,1)- 1)))));

rdet_09 = 1 - (abs(tme(((passos (8,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(8,2))-(passos(1,1)-1)))) / ( abs(tmv(((passos (8,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(8,2))-(passos(1,1)-1)))) + abs(tmh(((passos (8,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(8,2))-
(passos(1,1)- 1)))));

rdet_10 = 1 - (abs(tme(((passos (9,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(9,2))-(passos(1,1)-1)))) / ( abs(tmv(((passos (9,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(9,2))-(passos(1,1)-1)))) + abs(tmh(((passos (9,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(9,2))-
(passos(1,1)- 1)))));
rdet_11 = 1 - (abs(tme(((passos (10,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(10,2))-(passos(1,1)-1)))) / ( abs(tmv(((passos (10,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(10,2))-(passos(1,1)-1)))) + abs(tmh(((passos (10,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(10,2))-
(passos(1,1)- 1)))));

rdet_12 = 1 - (abs(tme(((passos (11,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(11,2))-(passos(1,1)-1)))) / ( abs(tmv(((passos (11,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(11,2))-(passos(1,1)-1)))) + abs(tmh(((passos (11,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(11,2))-
(passos(1,1)- 1)))));
rdet_13 = 1 - (abs(tme(((passos (12,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(12,2))-(passos(1,1)-1)))) / ( abs(tmv(((passos (12,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(12,2))-(passos(1,1)-1)))) + abs(tmh(((passos (12,1))-(passos(1,1)-1)):(passos(12,2))-
(passos(1,1)- 1)))));

tamanhos=[size(rdet_02,1);
size(rdet_03,1);
size(rdet_04,1);
size(rdet_05,1);
size(rdet_06,1);
size(rdet_07,1);
size(rdet_08,1);
size(rdet_09,1);
size(rdet_10,1);
size(rdet_11,1);
size(rdet_12,1);
size(rdet_13,1)];

```

```

tamanho_max=max(tamanho
s);
% interpolado pelo máximo
rdet_02_inter=interpft(rdet_02,tamanho_max);
rdet_03_inter=interpft(rdet_03,tamanho_max);
rdet_04_inter=interpft(rdet_04,tamanho_max);
rdet_05_inter=interpft(rdet_05,tamanho_max);
rdet_06_inter=interpft(rdet_06,tamanho_max);
rdet_07_inter=interpft(rdet_07,tamanho_max);
rdet_08_inter=interpft(rdet_08,tamanho_max);
rdet_09_inter=interpft(rdet_09,tamanho_max);
rdet_10_inter=interpft(rdet_10,tamanho_max);
rdet_11_inter=interpft(rdet_11,tamanho_max);
rdet_12_inter=interpft(rdet_12,tamanho_max);
rdet_13_inter=interpft(rdet_13,tamanho_max);

for cont=1:tamanho_max
frame_passo(cont,:)=rdet_02_inter(cont,1),rdet_03_inter(cont,1),...
rdet_04_inter(cont,1),rdet_05_inter(cont,1),rdet_06_inter(cont,1),...
rdet_07_inter(cont,1),rdet_08_inter(cont,1),rdet_09_inter(cont,1),...
rdet_10_inter(cont,1),rdet_11_inter(cont,1),rdet_12_inter(cont,1),...
rdet_13_inter(cont,1)];
Media_Rdet(cont,1) =
mean(frame_passo(cont,:)); end

for cont=1:tamanho_max
frame_passo(cont,:)=rdet_02_inter(cont,1),rdet_03_inter(cont,1),...
rdet_04_inter(cont,1),rdet_05_inter(cont,1),rdet_06_inter(cont,1),...
rdet_07_inter(cont,1),rdet_08_inter(cont,1),rdet_09_inter(cont,1),...
rdet_10_inter(cont,1),rdet_11_inter(cont,1),rdet_12_inter(cont,1),...
rdet_13_inter(cont,1)];
dp_Rdet(cont,1) =
std(frame_passo(cont,:)); end

Med_mais_dp =(Media_Rdet +
dp_Rdet); Med_menos_dp
=(Media_Rdet - dp_Rdet);

figure (3)
plot((Media_Rdet),'bo')
hold on
plot((Med_mais_dp),'g
o') hold on
plot((Med_menos_dp),
'ro')
legend('Media R(t)', 'Media R(t)+ dp', 'Media R(t) - dp')
title('Media do Recovery instantaneo ')
xlabel('frames')
ylabel('Reconversão')

figure(4)
plot(rdet_02_inter)
hold on
plot(rdet_03_inter)
hold on
plot(rdet_04_inter)
hold on
plot(rdet_05_inter)
hold on
plot(rdet_06_inter)
hold on
plot(rdet_07_inter)
hold on
plot(rdet_08_inter)
hold on

```

```

plot(rdet_09_inter)
hold on
plot(rdet_10_inter)
hold on
plot(rdet_11_inter)
hold on
plot(rdet_12_inter)
hold on
plot(rdet_13_inter)

% hold on

legend('R(t)') title('Recovery
instantaneo')
xlabel('frames')
ylabel('Reconversão')

Rint_02 = sum(rdet_02)/(passos(1,2)-
passos(1,1)) ; Rint_03 =
sum(rdet_03)/(passos(2,2)-passos(2,1)) ;
Rint_04 = sum(rdet_04)/(passos(3,2)-
passos(3,1)) ; Rint_05 =
sum(rdet_05)/(passos(4,2)-passos(4,1)) ;
Rint_06 = sum(rdet_06)/(passos(5,2)-
passos(5,1)) ; Rint_07 =
sum(rdet_07)/(passos(6,2)-passos(6,1)) ;
Rint_08 = sum(rdet_08)/(passos(7,2)-
passos(7,1)) ; Rint_09 =
sum(rdet_09)/(passos(8,2)-passos(8,1)) ;

Rint_10 = sum(rdet_10)/(passos(9,2)-passos(9,1)) ;
Rint_11 = sum(rdet_11)/(passos(10,2)-passos(10,1))
; Rint_12 = sum(rdet_12)/(passos(11,2)-
passos(11,1)) ; Rint_13 =
sum(rdet_13)/(passos(12,2)-passos(12,1)) ;

[Rint_02_progressivo,result] = integra_naty(1, size(rdet_02_inter,1), 1, 1,
rdet_02_inter); [Rint_03_progressivo,result] = integra_naty(1, size(rdet_03_inter,1), 1,
1, rdet_03_inter); [Rint_04_progressivo,result] = integra_naty(1, size(rdet_04_inter,1),
1, 1, rdet_04_inter); [Rint_05_progressivo,result] = integra_naty(1,
size(rdet_05_inter,1), 1, 1, rdet_05_inter); [Rint_06_progressivo,result] =
integra_naty(1, size(rdet_06_inter,1), 1, 1, rdet_06_inter); [Rint_07_progressivo,result]
= integra_naty(1, size(rdet_07_inter,1), 1, 1, rdet_07_inter);
[Rint_08_progressivo,result] = integra_naty(1, size(rdet_08_inter,1), 1, 1,
rdet_08_inter); [Rint_09_progressivo,result] = integra_naty(1, size(rdet_09_inter,1), 1,
1, rdet_09_inter); [Rint_10_progressivo,result] = integra_naty(1, size(rdet_10_inter,1),
1, 1, rdet_10_inter); [Rint_11_progressivo,result] = integra_naty(1,
size(rdet_11_inter,1), 1, 1, rdet_11_inter); [Rint_12_progressivo,result] =
integra_naty(1, size(rdet_12_inter,1), 1, 1, rdet_12_inter); [Rint_13_progressivo,result]
= integra_naty(1, size(rdet_13_inter,1), 1, 1, rdet_13_inter);

for cont=1:tamanho_max
Rint_progressivo(cont,:)= [Rint_02_progressivo(cont,1),Rint_03_progressivo(cont,1),...
Rint_04_progressivo(cont,1),Rint_05_progressivo(cont,1),Rint_06_progressivo(cont,1)
....
Rint_07_progressivo(cont,1),Rint_08_progressivo(cont,1),Rint_09_progressivo(cont,1)
....
Rint_10_progressivo(cont,1),Rint_11_progressivo(cont,1),Rint_12_progressivo(cont,1)
,... Rint_13_progressivo(cont,1)];
Media_Rint_progressivo(cont,1) =
mean(Rint_progressivo(cont,:)); end

```

```

figure(5)
plot(Media_Rint_progressivo) hold on
legend('Rint') title('Rint progressivo')
xlabel('frames')
ylabel('Reconversão Acumulada')

```

```

Rint(1,1)=Rint_02;
Rint(2,1)=Rint_03;
Rint(3,1)=Rint_04;
Rint(4,1)=Rint_05;
Rint(5,1)=Rint_06;
Rint(6,1)=Rint_07;
Rint(7,1)=Rint_08;
Rint(8,1)=Rint_09;
Rint(9,1)=Rint_10;
Rint(10,1)=Rint_11;
Rint(11,1)=Rint_12;
Rint(12,1)=Rint_13;
Rint_media = mean([Rint_02, Rint_03, Rint_04, Rint_05, Rint_06, Rint_07, ...
Rint_08, Rint_09, Rint_10, Rint_11, Rint_12, Rint_13]%, Rint_14);
Rint_integrado=sum(Rint);

```

```

figure(6)
plot(Rint(:,1),'g--') hold on
plot(Rstep(:,1),'r--')
legend('Rint', 'Rstep')
title('Comportamento do Rint e Rstep por Passo')
xlabel('passos')
ylabel('Reconversão')

```

```

%% %*****

```

```

%% %CALCULO DA CONGRUENCIA

```

```

%[congruenciapercentual]=congruencia(ec, epp,nl);%CHAMA A FUNÇÃO
CONGRUENCIA!!!!!!!
                                deltaEc=diff(ec);
                                %Calc
ula a variação da EC por meio da derivada deltaEp=diff(epp); %Calcula a
variação da EP por meio da derivada deltaEC=interpft(deltaEc,nl); %Completa os
valores que faltam por meio da Interpolação deltaEP=interpft(deltaEp,nl);
%Completa os valores que faltam por meio da Interpolação

```

```

proddel=(deltaEC).*deltaEP; % Produto das variações das energias
for cont=1:nl
maiores que zero if proddel(cont)>0
con(cont)=proddel(cont);
else
naocon(cont)=proddel(cont); end
end

```

```

cong=con'; %Cong é a TRANSPOSTA de con

```

```

congr=find(cong); %
Encontra os elementos congruentes congru=length(congr); %
Conta os frames onde as energias são congruentes
congruenciaperc=(congru/nl)*100; % Calcula congruencia percentual

```

```

%% %+++++

```

%CÁLCULO DO ÂNGULO DE FASE (TIMING RELATIVO ENTRE ENERGIA CINÉTICA E POTENCIAL)(CAVAGNA, FRANZETTI, FUCHIMOTO,1983)

% angulo de fase=(delta tempo/T)\*360graus+180graus

%onde, delta tempo é o intervalo entre a energia cinética mínima e a energia Pot máxima,

%T é o tempo de uma passada completa

%ESTUDIO DE LA PHASE SHIFT

nl2stride=nl/nstride;

ec\_ps=ec(1:nl2stride);

epp\_ps=epp(1:nl2stride); % Controlar se na EP deve ser a coluna 2, que é o eixo y.

ec\_ps\_min= min(ec\_ps);

epp\_ps\_min= min(epp\_ps);

frame\_ec\_min=find(ec\_ps==ec\_ps\_min);

frame\_epp\_min=find(epp\_ps==epp\_ps\_min);

phase\_shift=(abs(abs(frame\_ec\_min)-abs(frame\_epp\_min))/nl2stride)\*360;%retorna o valor em graus

% %+++++

%Figur

as

figure(7

)

plot(vcm(:,1),'bo')

hold on

plot(vcm(:,2),'r--')

legend('velocidade cm na x', 'velocidade cm na y')

xlabel('quadros')

ylabel('velocidade linear(m.s-1)')

figure(8)

plot(Etot,'bo')

hold on

plot(ec,'r--')

plot(epp,'g--')

legend('en.total', 'en.cinetica', 'en.potencial') xlabel('quadros')

ylabel('energia mecânica')

figure(9)

plot(cm(:,1),cm(:,2)

) hold on

legend('posição do centro de

massa') xlabel('cm em x')

ylabel('cm em y')

```

figure(10)
plot(cmd(:,11),'bo')
hold on
plot(cinematicafd(:,12),'r--')
plot(cinematicafd(:,3),'b--')
plot(cinematicafd(:,15),'g--')
legend('cm do tronco', 'quadril','5metatarso', 'ombro')
xlabel('quadros')
ylabel('posição linear em y')
quam=(qua_d+qua_e)/2;
ombm=(omb_d+omb_e)/2;

% CALCULO DA "ENERGIA INTERNA"

% Energia cinética rotacional ( $I \cdot \omega^2 / 2$ ) onde I é momento de inércia (raio de giração (ao quadrado) * massa seg) e  $\omega$  é vel ang
% calculo de raio de giração
rgg(:,1:3) = 0.139*( met_d - mal_d); %
raio de giração do pe dir rgg(:,4:6) = 0.102*( mal_d - joe_d); %
raio de giração da perna dir rgg(:,7:9) = 0.120*( joe_d - qua_d); %
raio de giração da coxa dir rgg(:,10:12) = 0.393*( quam - ombm); %
raio de giração do tronco medio rgg(:,13:15) = 0.173*( cot_d - omb_d); %
raio de giração do braço dir rgg(:,16:18) = 0.101*( pun_d - cot_d); %
raio de giração do antebraço dir rgg(:,19:21) = 0.139*( met_e - mal_e); %
raio de giração do pe esq rgg(:,22:24) = 0.102*( mal_e - joe_e); %
raio de giração da perna esq rgg(:,25:27) = 0.120*( joe_e - qua_e); %
raio de giração da coxa esq rgg(:,28:30) = 0.173*( cot_e - omb_e); %
raio de giração do braço esq rgg(:,31:33) = 0.101*( pun_e - cot_e); %
raio de giração do antebraço esq

[nlrg ncrg]=size(rgg);

%raio de giracao ao
quadrado for i=1:nlrg
rg2(i,:)=rgg(i,:).*rgg(i,:);
end

%mr= (Segment Weingh/Total Body Weight * pc de cada segmento corporal muchas veces esse calculo)

mr = [0.0132*pc 0.0426*pc 0.1424*pc 0.1471*pc 0.0274*pc 0.0160*pc 0.0132*pc 0.0426*pc 0.1424*pc 0.0274*pc 0.0160*pc
0.0132*pc 0.0426*pc 0.1424*pc 0.1471*pc 0.0274*pc 0.0160*pc 0.0132*pc 0.0426*pc 0.1424*pc 0.0274*pc 0.0160*pc
0.0132*pc 0.0426*pc
0.1424*pc 0.1471*pc 0.0274*pc 0.0160*pc 0.0132*pc 0.0426*pc 0.1424*pc 0.0274*pc 0.0160*pc];

for i=1:nlrg
I(i,:)=rg2(i,:).*mr;
end

%calculo da velocidade angular plano SAGITAL
ang(:,1) = atan2(mal_d(:,2)-met_d(:,2),mal_d(:,1)-met_d(:,1)); % pé direito

ang(:,2) = atan2(joe_d(:,2)-mal_d(:,2),joe_d(:,1)-mal_d(:,1)); % perna direita

```

```

ang(:,3) = atan2(qua_d(:,2)-joe_d(:,2),qua_d(:,1)-joe_d(:,1));           % coxa direita
%ang(:,4) = atan2(ombm(:,2)-quam(:,2),ombm(:,1)-quam(:,1));           % tronco
ang(:,5) = atan2(omb_d(:,2)-cot_d(:,2),omb_d(:,1)-cot_d(:,1));           % braço direito
ang(:,6) = atan2(cot_d(:,2)-pun_d(:,2),cot_d(:,1)-pun_d(:,1));           % antebraço direito
ang(:,7) = atan2(mal_e(:,2)-met_e(:,2),mal_e(:,1)-met_e(:,1));           % pé esq
ang(:,8) = atan2(joe_e(:,2)-mal_e(:,2),joe_e(:,1)-mal_e(:,1));           % perna esquerda
ang(:,9) = atan2(qua_e(:,2)-joe_e(:,2),qua_e(:,1)-joe_e(:,1));           % coxa esquerda
ang(:,10) = atan2(omb_e(:,2)-cot_e(:,2),omb_e(:,1)-cot_e(:,1)); % braço esquerdo
ang(:,11) = atan2(cot_e(:,2)-pun_e(:,2),cot_e(:,1)-pun_e(:,1)); % antebraço esquerdo

```

```
%calculo da velocidade angular no PLANO FRONTAL
```

```

ang(:,1) = atan2(mal_d(:,3)-met_d(:,3),mal_d(:,2)-met_d(:,2));           % pé direito
ang(:,2) = atan2(joe_d(:,3)-mal_d(:,3),joe_d(:,2)-mal_d(:,2));           % perna direita
ang(:,3) = atan2(qua_d(:,3)-joe_d(:,3),qua_d(:,2)-joe_d(:,2));           % coxa direita
%ang(:,4) = atan2(ombm(:,3)-quam(:,3),ombm(:,2)-quam(:,2));           % tronco
ang(:,5) = atan2(omb_d(:,3)-cot_d(:,3),omb_d(:,2)-cot_d(:,2));           % braço direito
ang(:,6) = atan2(cot_d(:,3)-pun_d(:,3),cot_d(:,2)-pun_d(:,2));           % antebraço direito
ang(:,7) = atan2(mal_e(:,3)-met_e(:,3),mal_e(:,2)-met_e(:,2));           % pé esq
ang(:,8) = atan2(joe_e(:,3)-mal_e(:,3),joe_e(:,2)-mal_e(:,2));           % perna esquerda
ang(:,9) = atan2(qua_e(:,3)-joe_e(:,3),qua_e(:,2)-joe_e(:,2));           % coxa esquerda
ang(:,10) = atan2(omb_e(:,3)-cot_e(:,3),omb_e(:,2)-cot_e(:,2)); % braço esquerdo
ang(:,11) = atan2(cot_e(:,3)-pun_e(:,3),cot_e(:,2)-pun_e(:,2)); % antebraço
esquerdo [nl nc]=size(ang);
%para retirar as transições pi e -pi (3,14)

```

```
for i=2:nl
```

```
for j=1:nc
```

```
while (ang(i,j)-ang(i-1,j) > 3.14),
```

```
ang(i,j) = ang(i,j) - 2*pi;
```

```
end
```

```
while (ang(i,j)-ang(i-1,j) < -3.14),
```

```
ang(i,j) = ang(i,j) + 2*pi;
```

```
e
```

```
n
```

```
d
```

```
e
```

```
n
```

```
d
```

```
e
```

```
n
```

```
d
```

```
vang(:,:)=diff(ang(:,:))./dt;
```

```
vvang=interpft(vang, nl);
```

```
momento de inércia(I)
```

```
%matriz da vel ang no mesmo tamanho do
```

```
%ENERGIA INTERNA ROTACIONAL (multiplica o raio de giração pela velocidade
```

```
%angular)
```

```

enintr(:,:)=l(:,1:11).*(vvang.*abs(vvang));           %(:,1:11)
acrescentado para converter 3d) enintr(:,:)=enintr*0.5;

```

#### % ENERGIA CINÉTICA INTERNA TRANSLACIONAL

```

% velocidade absoluta dos segmentos (velocidade em relação ao referencial
externo) vcms(:,1:3) = diff(cmd(:,1:3))./dt;           %
velocidade do Centro de massa do pé dir vcms(:,4:6) = diff(cmd(:,4:6))./dt;           %
velocidade do Centro de massa da perna dir vcms(:,7:9) = diff(cmd(:,7:9))./dt;           %
velocidade do Centro de massa da coxa dir
vcms(:,10:12) = diff(cmtronco(:,1:3))./dt;           % velocidade do
Centro de massa do tronco médio vcms(:,13:15) = diff(cmd(:,13:15))./dt;           % velocidade do
Centro de massa do braço dir vcms(:,16:18) = diff(cmd(:,16:18))./dt;           %
velocidade do Centro de massa do antebraço dir vcms(:,19:21) = diff(cme(:,1:3))./dt;           % velocidade do
Centro de massa do pé esq vcms(:,22:24) = diff(cme(:,4:6))./dt;           %
velocidade do Centro de massa da perna esq vcms(:,25:27) = diff(cme(:,7:9))./dt;           % velocidade do
Centro de massa da coxa esq vcms(:,28:30) = diff(cme(:,13:15))./dt;           %
velocidade do Centro de massa do braço esq vcms(:,31:33) = diff(cme(:,16:18))./dt;           % velocidade do
Centro de massa do antebraço esq
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

```

#### % velocidade relativa dos segmentos (velocidade em relação ao centro de massa)

```

vrcms(:,1:3) = vcms(:,1:3)-vcm(:,1:3);           % velocidade rel do Centro
de massa do pé dir vrcms(:,4:6) = vcms(:,4:6)-vcm(:,1:3);           %
velocidade rel do Centro de massa da perna dir vrcms(:,7:9) = vcms(:,7:9)-vcm(:,1:3);           % velocidade rel do Centro
de massa da coxa dir vrcms(:,10:12) = vcms(:,10:12)-vcm(:,1:3);           % velocidade rel
do Centro de massa do tronco médio vrcms(:,13:15) = vcms(:,13:15)-vcm(:,1:3);           % velocidade rel do Centro
de massa do braço dir vrcms(:,16:18) = vcms(:,16:18)-vcm(:,1:3);           % velocidade rel
do Centro de massa do antebraço dir vrcms(:,19:21) = vcms(:,19:21)-vcm(:,1:3);           % velocidade rel do Centro
de massa do pé esq vrcms(:,22:24) = vcms(:,22:24)-vcm(:,1:3);           % velocidade rel
do Centro de massa da perna esq vrcms(:,25:27) = vcms(:,25:27)-vcm(:,1:3);           % velocidade rel do Centro
de massa da coxa esq vrcms(:,28:30) = vcms(:,28:30)-vcm(:,1:3);           % velocidade rel
do Centro de massa do braço esq vrcms(:,31:33) = vcms(:,31:33)-vcm(:,1:3);           % velocidade rel do Centro
de massa do antebraço esq

```

#### %ENERGIA CINÉTICA translacional INTERNA

```

%velocidade ao quadrado
vrcms2=vrcms.*abs(vrcms)*0
.5;           [nlinha
ncoluna]=size(vrcms2); [nl
nc]=size(mr);
eninttt(1:nlinha,1:ncoluna)=[0
]; for i=1:nc
for           j=1:3:ncoluna
eninttt(:,j:j+2)=vrcms2(:,j:j+2).*mr(1,i);
end
end

```

```

enintt=interpft(eninttt, nlinha+1);           %matriz da vel ang no mesmo tamanho do
momento de inércia(l)

```

%cria matrizes separadas para x y e z

```
enintx(:,1)=(max(enintt(:,1))-min(enintt(:,1)))+enintt(:,1); % en interna do pé direito
enintx(:,2)=(max(enintt(:,4))-min(enintt(:,4)))+enintt(:,4); % en interna da perna direita
enintx(:,3)=(max(enintt(:,7))-min(enintt(:,7)))+enintt(:,7); % en interna da coxa direita
enintx(:,4)=(max(enintt(:,10))-min(enintt(:,10)))+enintt(:,10); % en interna do tronco
enintx(:,5)=(max(enintt(:,13))-min(enintt(:,13)))+enintt(:,13); % en
interna do braço direito
```

```
%enintx(:,6)=(max(enintt(:,16))-min(enintt(:,16)))+enintt(:,16); % en interna do ante-braço direito
```

```
%enintx(:,7)=enintt(:,13); % en interna da
mão direita enintx(:,7)=(max(enintt(:,19))-min(enintt(:,19)))+enintt(:,19); % en interna do pé
esquerdo enintx(:,8)=(max(enintt(:,22))-min(enintt(:,22)))+enintt(:,22); % en interna da
perna esquerda enintx(:,9)=(max(enintt(:,25))-min(enintt(:,25)))+enintt(:,25); % en
interna da coxa esquerda enintx(:,10)=(max(enintt(:,28))-min(enintt(:,28)))+enintt(:,28);
% en interna do
```

braço esquerdo

```
%enintx(:,11)=(max(enintt(:,31))-min(enintt(:,31)))+enintt(:,31) % en interna do ante-braço esquerdo
```

```
%enintx(:,13)=enintt(:,25); % en interna da mão esquerda
```

```
eninty(:,1)=(max(enintt(:,2))-min(enintt(:,2)))+enintt(:,2); % en interna do pé
direito eninty(:,2)=(max(enintt(:,5))-min(enintt(:,5)))+enintt(:,5); % en interna da
perna direita eninty(:,3)=(max(enintt(:,8))-min(enintt(:,8)))+enintt(:,8); % en interna da coxa
direita eninty(:,4)=(max(enintt(:,11))-min(enintt(:,11)))+enintt(:,11); % en interna do
tronco eninty(:,5)=(max(enintt(:,14))-min(enintt(:,14)))+enintt(:,14); % en interna do
braço direito eninty(:,6)=(max(enintt(:,17))-min(enintt(:,17)))+enintt(:,17); % en interna do ante-
braço direito
%eninty(:,7)=enintt(:,14); % en interna da mão direita
eninty(:,7)=(max(enintt(:,20))-min(enintt(:,20)))+enintt(:,20); % en interna do
pé esquerdo eninty(:,8)=(max(enintt(:,23))-min(enintt(:,23)))+enintt(:,23); % en interna da perna
esquerda eninty(:,9)=(max(enintt(:,26))-min(enintt(:,26)))+enintt(:,26); % en interna da
coxa esquerda eninty(:,10)=(max(enintt(:,29))-min(enintt(:,29)))+enintt(:,29); % en interna do
braço esquerdo eninty(:,11)=(max(enintt(:,32))-min(enintt(:,32)))+enintt(:,32); % en interna do
ante-braço esquerdo
%eninty(:,13)=enintt(:,26); % en interna da mão esquerda
```

```
enintz(:,1)=(max(enintt(:,3))-min(enintt(:,3)))+enintt(:,3); % en interna do pé
direito enintz(:,2)=(max(enintt(:,6))-min(enintt(:,6)))+enintt(:,6); % en interna da perna
direita enintz(:,3)=(max(enintt(:,9))-min(enintt(:,9)))+enintt(:,9); % en interna da coxa
direita enintz(:,4)=(max(enintt(:,12))-min(enintt(:,12)))+enintt(:,12); % en interna do tronco
enintz(:,5)=(max(enintt(:,13))-min(enintt(:,13)))+enintt(:,13); %
en interna do braço direito enintz(:,6)=(max(enintt(:,16))-min(enintt(:,16)))+enintt(:,16); % en interna
do ante-braço direito
%enintz(:,7)=enintt(:,14); % en interna da mão direita
enintz(:,7)=(max(enintt(:,21))-min(enintt(:,21)))+enintt(:,21); % en
interna do pé esquerdo enintz(:,8)=(max(enintt(:,24))-min(enintt(:,24)))+enintt(:,24); % en
interna da perna esquerda enintz(:,9)=(max(enintt(:,27))-min(enintt(:,27)))+enintt(:,27); % en
interna da coxa esquerda enintz(:,10)=(max(enintt(:,30))-min(enintt(:,30)))+enintt(:,30); % en interna do
braço esquerdo enintz(:,11)=(max(enintt(:,33))-min(enintt(:,33)))+enintt(:,33); % en interna do ante-braço
esquerdo
```

%energia interna total (rotacional + translacional)

%matriz com variáveis que farão parte do calculo da energia interna SEM TRANSFERÊNCIA (um pouco superestimado (+10%)) enint=enintx+eninty+enintz+enintr;

difx=diff(enintx);

```

tmix=interpft(difx, nlinha+1);
derivada de ene int normalizado para tam inicial tmix=sum(tmix,2);
for
i=1:nlinha if
tmix(i) > 0
tmiposx(i)=tmix(i);
else
tmineggx(i)=tmix(i)
; end
end

```

%matriz da

```

tmitx=sum(tmiposx)/nstride;
tminegx=sum(tmineggx);

```

```

dify=diff(eninty);

```

```

tmisy=interpft(dify, nlinha+1);
derivada de ene int normalizado para tam inicial tmiy=sum(tmisy,2);
for
i=1:nlinha if
tmiy(i) > 0
tmiposy(i)=tmiy(i);
else
tmineggy(i)=tmiy(i)
; end
end
tmity=sum(tmiposy)/nstride;
tminegy=sum(tmineggy);

```

%matriz da

```

difz=diff(enintz);

```

```

tmisz=interpft(difz, nlinha+1);
derivada de ene int normalizado para tam inicial tmiz=sum(tmisz,2);
for
i=1:nlinha if
tmiz(i) > 0
tmiposz(i)=tmiz(i);
else
tmineggz(i)=tmiz(i)
; end
end

```

%matriz da

```

tmitz=sum(tmiposz)/nstride;
tminegz=sum(tmineggz);

```

```

difr=diff(enintr);
tmisr=interpft(difr, nlinha+1);
derivada de ene int normalizado para tam inicial tmir=sum(tmisr,2);
for
i=1:nlinha if
tmir(i) > 0

```

%matriz da

```

tmiposr(i)=tmir(i);
else
tminegr(i)=tmir(i);
end

end

```

```

tmitr=sum(tmiposr)/nstride;
tminegr=sum(tminegr);

```

```

tmit= tmitx + tmity + tmitz + tmitr;

```

```

tmineg= tminegx + tminegy + tminegz + tminegr;

```

```

% CALCULO DO TRABALHO MECANICO INTERNO na unidade da distancia
e peso tmitr=tmit/pc/dist;

```

```

% trabalho mecânico por kg por metro percorrido

```

```

% MATRIZ DA ENERGIA INTERNA COM TRANSFÊRENCIA ENTRE SEGMENTOS DO MESMO MEMBRO

```

```

%este calculo deve ser feito somando as curvas ek/tempo dos segmentos para cada membro (ex: pé, perna e
coxa direita) membro(:,1)=sum(enint(:,1:3),2); %perna direita (pé, perna, coxa)
membro(:,2)=sum(enint(:,5:6),2);

```

```

%braço direito (mão, ante-braço, braço) membro(:,3)=sum(enint(:,7:9),2);

```

```

%perna esquerda (pé, perna, coxa) membro(:,4)=sum(enint(:,10:11),2);

```

```

%braço esquerdo (mão, ante-braço, braço) membro(:,5)=enint(:,4);

```

```

%tronco e cabeça

```

```

for
i=1:nlinha
for j=1:5
if membro(i,j) > 0
membropos(i,j)=membro(
i,j); else
membroneg(i,j)=membro(
i,j); end
e
n
d
e
n
d
tmitmembro=sum(sum(membropos))/nstride;
tmitmembror=tmitmembro/dist/pc;

```

```

%calculo do trabalho interno predito pela eq. do Minetti
(1998) tcontato=stime(:,3)-stime(:,2);
tcontatom=mean(tcontato)*dt;
df=tcontatom/T;
tmitminetti=0.1*(1/T)*vh*(1+(df/(1-
df))^2);

```

## %CALCULO DO TRABALHO TOTAL

## %SEM TRANSFERÊNCIA

```

total=tmet+tmit; %trabalho total sem transferência
totalr=total/dist/pc; %trabalho total sem transferência
relativo à mc e dist (Joules por quilograma por metro percorrido)

```

## %COM TRANSFERÊNCIA ENTRE SEGMENTOS DE MESMOS MEMBROS

```

total=tmet+tmit; %trabalho total COM transferência

totalr=total/dist/pc; %trabalho total COM transferência
relativo à mc e dist (Joules por quilograma por metro percorrido)

pmectotal=totalr*vh; % pot mec total relativa em W/kg

```

```

%*****
disp ('qualé a pot met newsta velo? ');
pmet=input ('metabolical power: '); %em
W/kg C=pmet/vh; %cost of transport in
j/kg/m

```

```

Eff=pmectotal/pmet;

```

```

dados=[tmetr,tmvtr,tmhtr,tmitr,totalr,pmectotal,Recovery,Rstep_media,...
Rint_media,Eff,pmet,C,dist,congruenciaperc,phase_shift,inc_maxima,inc_minima];

```

```

% Últimas alterações dia 20 de Outubro do 2010 revisão da rotina com Renata Bona.

```

```

% Últimas alterações dia 04 de Fevereiro do 2011 revisão da rotina com Renata Bona.

```

```

%salvar os dados de
interesse save 'dados.txt'
dados -ascii;

```

```

%save 'dadosint.txt' dadosint -ascii;s

```

```

%save 'Etot.txt' Etot -ascii;

```



## Material suplementar 01 – Template for Intervention Description and Replication (TIDieR) - Items



### RESPOSTAS DE UM PROGRAMA DE REABILITAÇÃO DE CAMINHADA NÓRDICA E LIVRE EM VARIÁVEIS FISIOMECÂNICAS DA MARCHA DE PESSOAS COM doença de Parkinson: UM ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO

Programa de Reabilitação de Caminhada Nórdica e caminhada livre: An intervention description including all TIDieR Items (Item 1)

#### **Rationale (Item 2)**

O objetivo do estudo é analisar as respostas do programa de reabilitação de caminhada com e sem bastões de Caminhada Nórdica sobre parâmetros fisiomecânicos da marcha em pessoas com doença de Parkinson.

Hipotetizamos que o programa de reabilitação de caminhada com bastões mostrará superioridade nos parâmetros fisiomecânicos, mais especificamente nas variáveis *Wint*, *Wext* e *Recovery* da marcha de pessoas com doença de Parkinson comparado com o programa de reabilitação de caminhada sem bastões.

#### **Materials (Item 3)**

Foram usados bastões padrões de caminhada nórdica de fibra de carbono específicos de CN (Excel, Oy High Peak Ltd, Finlândia), cronômetro ou Celular para marcação de tempo, monitor de frequência cardíaca, modelo FT4 (*Polar Electro Oy*, Kempele, Finlândia), fixado ao tórax sobre o processo xifoide. e aparelho de Aferição de Pressão Arterial.

O protocolo foi aplicado duas vezes por semana, por profissionais de educação física, no qual uma turma treinou caminhada nórdica e outra treinou caminhada livre.

## **Procedures (Item 4)**

### **4.1. Local da Pesquisa**

A coleta dos dados foi realizada no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), utilizando assim, os equipamentos do laboratório supracitado. Os procedimentos experimentais, aconteceram na pista de atletismo da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança (EsEFID).

### **4.2. Recrutamento dos Voluntários**

O recrutamento dos participantes ocorreu por meio de análise de prontuários do setor de neurologia e durante consultas no ambulatório do Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA), por meio dos prontuários de duas Unidades Básicas de Saúde (UBS), bem como na Associação de Parkinson do Rio Grande do Sul na cidade de Porto Alegre. Os voluntários foram cadastrados em um banco de dados, e, posteriormente, foram convidados para uma entrevista.

Em uma visita para entrevista no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da UFRGS, os participantes foram esclarecidos acerca dos objetivos e relevância da pesquisa, procedimentos experimentais das avaliações e dos programas de programa de reabilitação. Nesse momento, todos os voluntários obtiveram conhecimento de que não poderiam participar de outros programas terapêuticos paralelos ao presente estudo. Em seguida, foi aplicado uma anamnese aos voluntários contendo as informações sobre os critérios de elegibilidade para participação na pesquisa. Na sequência, todos os selecionados leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) do referido estudo.

### **4.3. Randomização**

No que se refere à randomização, cada voluntário elegível recebeu um código conforme a ordenação da entrevista. Após a anamnese, os códigos foram entregues a um pesquisador que não esteve presente em nenhuma etapa de avaliações e das sessões de tratamento, de modo que, tal pesquisador foi responsável pela geração da randomização e alocação dos participantes de forma cega e aleatória em dois Grupos CN (n=13) e CL (n=7) na proporção de 1:1. Todo o procedimento de geração foi realizado de forma online pelo site [www.randomization.org](http://www.randomization.org). Após os procedimentos de randomização não foi permitido a permuta de Grupo por parte dos participantes.

### **4.4. Cegamento**

Subsequente ao processo de aleatorização, o pesquisador responsável pela alocação informou somente à pesquisadora responsável em qual Grupo de intervenção cada participante foi alocado, de forma que, não poderia trocar de Grupo após o procedimento do sorteio. O sigilo da lista de alocação dos participantes foi mantido para os demais avaliadores, uma vez que a identidade pessoal e a distribuição dos Grupos foram mantidas em um envelope cinza opaco sob responsabilidade do pesquisador principal. Neste sentido, este ensaio clínico foi caracterizado como duplo-cego.

Por se tratar da intervenção de dois tipos de exercício físico, não houve cegamento para os participantes PcP, bem como para os pesquisadores que aplicaram os programas de reabilitações, e para os familiares e cuidadores. Entretanto, consideramos que este ECR é duplo-cego, pois nem o pesquisador que fez a randomização, bem como avaliadores e assessores dos procedimentos estatísticos, tiveram conhecimento e acesso a qual Grupo os participantes pertenciam.

Em nosso estudo, os pesquisadores que estiveram à frente das intervenções e dos voluntários não participaram de forma cegada. Desse modo, somente os avaliadores e analistas dos desfechos foram cegados quanto às intervenções e sem acesso aos dados de nenhuma das avaliações prévias.

### **The program**

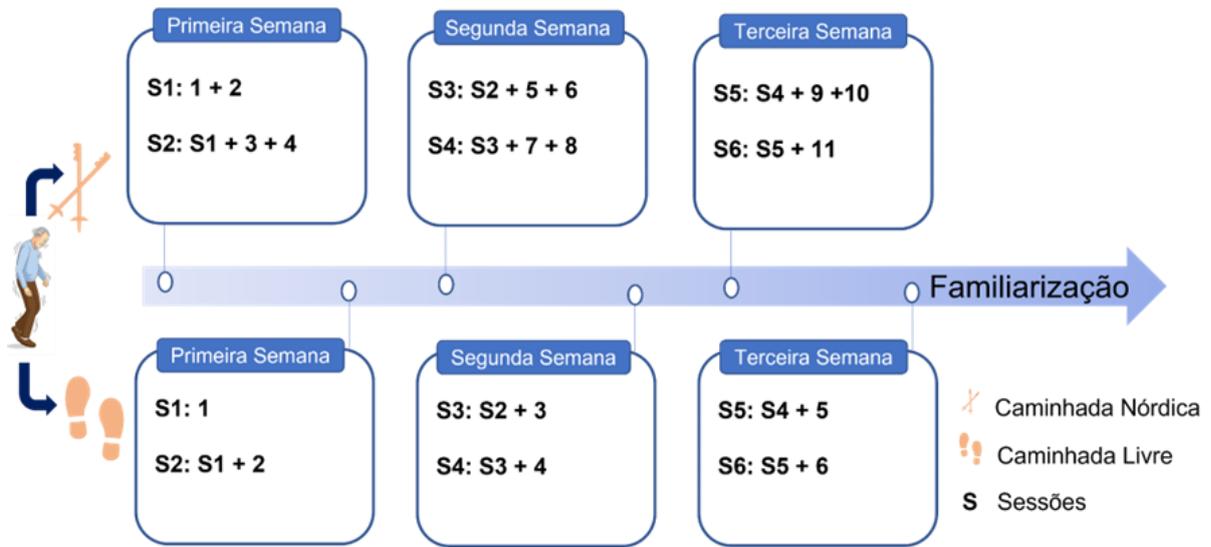
**Framework 01:** Técnica caminhada nórdica - Four Support System of Nordic Walking: Brazil Locomotion Method

1	Olhar para o horizonte
2	Priorizar a postura ereta, semiflexão ou flexão de tronco, de acordo com os níveis 1,2 e 3 de treinamento, respectivamente
3	Abdômen contraído para manter a postura
4	Os bastões e os braços devem movimentar-se contrários às pernas
5	Os bastões devem ser posicionados na diagonal
6	Princípio fundamental: segurar, impulsionar (aplicar força 1,2 e 3 contra o solo) e soltar os bastões
7	Quando a mão passar ao nível do quadril, elas devem abrir-se para facilitar o movimento do bastão retornar à frente
8	Fazer de forma “exagerada” a dissociação das cinturas escapular e pélvica
9	Coordenar braços e pernas de forma contrária
10	O posicionamento do pé deve se iniciar pelo calcanhar realizar um rolamento completo até a retirada dele do solo pelas pontas dos dedos.
11	Realizar as demais etapas priorizando um maior comprimento da passada. E assim realizando a técnica completa

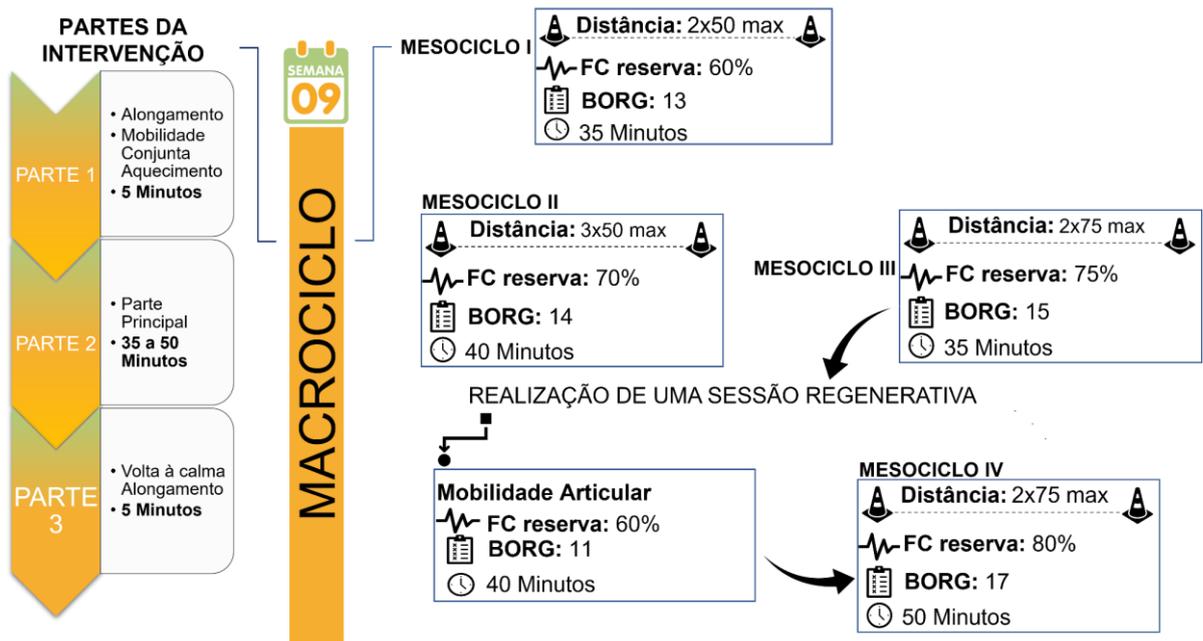
**Framework 02:** Técnica da caminhada livre.

1	Postura
2	Posicionamento dos pés e amplitude do joelho
3	Rotação de tronco e balanço dos braços
4	Amplitude e coordenação dos braços e pernas
5	Aumento do comprimento da passada
6	Técnica completa da marcha

**Figura 1 - Período de Familiarização**



**Figura 2 - Periodização do programa de reabilitação - 9 semanas de intervenção.**



**Framework 2. Stretching exercises.**  
**exercícios de alongamento**

<p style="text-align: center;"><b>STRETCHING</b></p>		<p><b>Why aerobic activities like walking?</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Reduces the risks of cardiovascular diseases.</li> <li>• Improves strength, endurance, coordination and flexibility.</li> <li>• Improves mood.</li> </ul> <p><b>Why stretch?</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Relaxes muscles by reducing fatigue.</li> <li>• Decreases joint pressure.</li> <li>• Improves body posture.</li> <li>• Helps increase muscle strength.</li> </ul> <p><b>Guidance for stretching and walking exercises</b></p>
	<p>Lying on the floor or bed you should extend one knee, flex the other knee and cross to the other side. Feel the gluteus stretch.</p>	
	<p>You should locate a corner of a wall and keep your arms shoulder-length and protrude forward. Feel to stretch the chest</p>	
	<p>Standing put your palm up, press against the wall. Feel your arm stretch. The hand can not be above the shoulder and they can not hurt.</p>	

	<p>Sitting stretched out the elbow and flexed the fist. Feel the lengthening of the forearm.</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• A minimum duration of 20 seconds in each stretching exercise.</li> <li>• Always keep the spine straight.</li> <li>• Keep your eyes on the horizon.</li> <li>• Stretching every day allows for a better result.</li> <li>• Perform the exercises in the "ON" state of the medicine, for greater mobility.</li> </ul>
	<p>Sitting, flex the neck holding the head with both hands, elbows close. Feel the length of your neck.</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Warm joints with joint movements</li> <li>• Walk 2 to 3 times a week for 20 to 30 minutes.</li> <li>• After the walk stretch lower limbs.</li> </ul>
	<p>Hands leaning against the wall. Straight legs, one knee flexed forward and one extended knee. Feel the length of the back of the leg.</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Monitor fatigue after exercise. You may feel tired, but not exhausted.</li> <li>• Remember to alternate arms and legs to walk.</li> </ul>
	<p>Standing on a ladder or step, place one foot forward with knee flexed and the other foot supported lowering the heel, with the leg extended. Stretch the calf.</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Hydrate before, during and after walking.</li> <li>• During the walk, the first contact of the foot with the ground should be that of the heel.</li> </ul>
	<p>Sitting with the spine straight, one leg should be resting on the floor, and the other leg lying on a bench, feeling stretching the back of the thigh.</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• The first step of the walk is always the longest, to avoid the episode of freezing.</li> </ul>

	<p>Sitting on a bench, flex your torso forward, so that your hands embrace the legs, feeling stretch the lumbar and thoracic.</p>	
	<p>Standing, with your feet together and aligned, bend your torso forward, hands resting on the table, the spine should be straight, the head between the arms, stretching the back of the thigh, trunk and arms.</p>	

Note: From MONTEIRO, E. P. 2014. 226 pages. Dissertation of Master Science in Human Movement Sciences – Post-Graduate Program in Human Movement Sciences, Department of Physical Education, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2014.

### **Providers (Item 5)**

A intervenção é predominantemente realizada pelo investigador principal, um profissional de Educação Física com 5 anos de experiência clínica que foi treinado para realizar a intervenção durante todo o processo de desenvolvimento e durante o teste piloto. Os suplentes serão educadores físicos e fisioterapeutas que foram treinados e aprovados pelo investigador principal para assumir se o investigador principal não conseguir terminar uma ou mais sessões de intervenção. O programa de reabilitação concentrou -se na correção uniforme da forma do exercício, progressão e regressão do exercício e lembretes de adesão face a face convencionais.

### **How (Item 6)**

O programa de reabilitação concentrou -se na correção uniforme da forma do exercício, progressão e regressão do exercício e lembretes de adesão face a face convencionais.

### **Where (Item 7)**

O protocolo de programa de reabilitação de caminhada nórdica e caminhada livre ocorreu na pista de atletismo da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, no campus da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança (EsEFID) na cidade de Porto Alegre, Brasil.

### **When and how much (Item 8):**

O Protocolo do Programa de Reabilitação Locomotora de caminhada com e sem o uso de bastões, bem como as sessões de ambas as intervenções, foram baseadas no Princípio FITT-VP (Frequência, Intensidade, Tempo, Tipo, Volume e Progressão). O programa de reabilitação consistiu em duas sessões semanais com duração de nove semanas (18 sessões). O primeiro mesociclo, composto pela familiarização, ocorreu durante três semanas, com dois encontros semanais de 35 minutos, totalizando seis sessões. Os 35 minutos foram divididos em: cinco minutos de alongamento, 25 minutos para parte principal - de acordo com o objetivo da sessão e mais cinco minutos para o alongamento final. Os demais ciclos de programa de reabilitação foram constituídos em três momentos: a) alongamento, mobilidade articular e aquecimento com caminhada livre de três minutos na VAS; b) parte principal constituída pelo exercício específico do Grupo (caminhada e caminhada nórdica); c) volta à calma e alongamento final.



### **Tailoring (Item 9)**

Em ambos os Grupos, o programa de reabilitação foi prescrito individualmente de acordo com a distância máxima percorrida por cada voluntário, respeitando a individualidade biológica de cada participante. Para controlar a progressão da

intensidade durante os ciclos de treino (entre 60 a 80% da FC de reserva) foi utilizado um monitor de frequência cardíaca, modelo FT4 (*Polar Electro Oy*, Kempele, Finlândia).

#### **Modifications (Item 10)**

Caso haja modificações no estudo durante o período, elas serão descritas no relatório primário do estudo.

#### **Adherence and fidelity (Item 11)**

A falta de adesão a uma intervenção de exercício é um grande problema quando se pretende investigar o efeito de uma intervenção. Todos os participantes tiveram uma adesão de 100%, demonstrando assim a eficácia do programa de programa de reabilitação.

**Material suplementar 02 - CONSORT 2010 checklist of information to include when reporting a pilot or feasibility randomized trial in a journal or conference abstract**

Item	Description	Reported on line number
Title	Identification of study as randomised pilot or feasibility trial	1
Authors *	Contact details for the corresponding author	1-3
Trial design	Description of pilot trial design (eg, parallel, cluster)	40
Methods		
Participants	Eligibility criteria for participants and the settings where the pilot trial was conducted	37-39
Interventions	Interventions intended for each group	37
Objective	Specific objectives of the pilot trial	21
Outcome	Prespecified assessment or measurement to address the pilot trial objectives**	40
Randomization	How participants were allocated to interventions	39
Blinding (maskig)	Whether or not participants, care givers, and those assessing the outcomes were blinded to group assignment	39
Results		50

Numbers randomized	Number of participants screened and randomised to each group for the pilot trial objectives**	48
Recruitment	Trial status†	NA
Numbers analysed	Number of participants analysed in each group for the pilot objectives**	31
Outcome	Results for the pilot objectives, including any expressions of uncertainty**	48
Harms	Important adverse events or side effects	226 – 228
Conclusions	General interpretation of the results of pilot trial and their implications for the future definitive trial	NA
Trial registration	Registration number for pilot trial and name of trial register	37
Funding	Source of funding for pilot trial	63