

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA  
PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

**EFEITOS DE UM PROGRAMA DE TREINAMENTO DE CAMINHADA LIVRE E  
CAMINHADA NÓRDICA EM IDOSOS SEDENTÁRIOS**

**TESE DE DOUTORADO**

**NATALIA ANDREA GOMEÑUKA**

Porto Alegre,  
19 Dezembro de 2016.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA  
PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

**NATALIA ANDREA GOMEÑUKA**

**EFEITOS DE UM PROGRAMA DE TREINAMENTO DE CAMINHADA LIVRE E  
CAMINHADA NÓRDICA EM IDOSOS SEDENTÁRIOS**

Tese de Doutorado a ser apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do grau acadêmico de Doutor em Ciências do Movimento Humano.

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

Porto Alegre,  
19 Dezembro de 2016.

## CIP - Catalogação na Publicação

Gomeñuka, Natalia Andrea  
EFEITOS DE UM PROGRAMA DE TREINAMENTO DE  
CAMINHADA LIVRE E CAMINHADA NÓRDICA EM IDOSOS  
SEDENTÁRIOS / Natalia Andrea Gomeñuka. -- 2016.  
226 f.

Orientador: Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, BR-RS, 2016.

1. Treinamento Idosos. 2. Ensaio Clínico Randomizado. 3. Caminhada com Bastões. 4. Velocidade autosseleccionada. 5. Índice Reabilitação Locomotor. I. Peyré-Tartaruga, Leonardo Alexandre, orient. II. Título.

**NATALIA ANDREA GOMEÑUKA**

**EFEITOS DE UM PROGRAMA DE TREINAMENTO DE CAMINHADA LIVRE E  
CAMINHADA NÓRDICA EM IDOSOS SEDENTÁRIOS**

**BANCA EXAMINADORA:**

Prof. M.D. Alberto Enrico Minetti  
Università degli Studi di Milano, Itália

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Stephanie Santana Pinto  
Univesidade Federal de Pelotas

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Cláudia Silveira Lima  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Prof. Dr. Flávio Castro  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

**Conceito Final: A**

Porto Alegre,  
19 de Dezembro de 2016.

## DEDICATORIA

*Dedico esta tese ao Amor da minha Vida Martín, por me incentivar a cada passo e por segurar minha mão sempre que for preciso, e também dedico este trabalho à pessoa mais especial da minha vida, que faz que eu tente ser cada dia um ser humano melhor, ao meu Maior Presente, Meu Tudo, ao Meu Filho Ezequiel.*

## AGRADECIMENTOS

O resultado deste trabalho é fruto do esforço de muita gente, que vou agradecer a continuação.

Inicialmente quero agradecer a Deus, por me dar força, fé e coragem, para acreditar que “*No Final Tudo Dá Certo*” a cada momento e em cada uma das fases desta Tese, e por colocar na minha vida cada uma das pessoas especiais que me apresentou.

Outro agradecimento especial, e tal vez o mais importante é para Meu Orientador, o Professor Dr. Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga, desde o primeiro dia que me convidou para participar do grupo, falando: “*Quem Sabe, Você Não Estuda Com A Gente*”, e desde aquele momento, abrindo as portas do Grupo Locomotion, abrindo as portas da pesquisa na minha vida, abrindo para mim um mundo de muitas descobertas, estudo e dedicação, de muitos desafios de superação que teve que enfrentar, e que hoje formam parte da minha experiência de vida. Obrigada, de Tudo Coração, por me dar a oportunidade de trabalhar com Você e o Grupo Locomotion, obrigada por me ensinar tanto, por me ensinar a tentar sempre dar o melhor de mim, e por me estimular a superar os desafios que se apresentavam em cada oportunidade ao longo de todos estes anos de estudo. Obrigada por ser Orientador, Amigo, e por estar sempre presente nos momentos que mais precisei.

Um trabalho que exige tanta dedicação e doação da nossa parte, somente é possível tendo Apoio Incondicional, e esse meu Pilar Forte de Apoio Incondicional eu devo ao Amor da Minha Vida, ao Meu Esposo Martín, obrigada, obrigada por tantas coisas que eu não tenho como listar, mas principalmente obrigada por me encorajar a cada momento, por me motivar, por não deixar eu desistir quando parecia que não ia a conseguir, e por ter tanto amor e paciência comigo, apoiando e ajudando nos momentos difíceis para que eu consiga atingir o meu sonho. Te Amo e Sou Muito Grata por Ter Você Na Minha Vida. Principalmente, porque você me faz acreditar ainda na bondade das pessoas, e me demonstra no dia a dia, desde que chegou a nossas vidas o Nosso Maior Presente, o Nosso Filho Ezequiel. Ao Ezequiel dedico esta Tese, e agradeço, por ter paciência com a Mamãe, por me ajudar e entender com seus 3 anos de vida, que a Mãe tinha que trabalhar, tinha que ficar muito tempo no computador, tinha que viajar para longe, porque estava realizando uma coisa muito importante. Acredito, quando algum dia você crescer, vamos lembrar e rir de tudo isso, que por muitas vezes foi difícil para você, mas acredite, foi muito mais difícil para mim. Eu Te Amo Meu Filho, e você foi e será sempre: Minha Força, Minha Alegria, Meu Maior Motivador para eu Ser Cada Dia uma Pessoa Melhor, Para Ser Um Bom Exemplo, para Ser uma Mãe que estará com você a cada Momento da sua Vida. Ezequiel Mamãe Te Ama. Obrigada por estar na minha Vida, você é o meu melhor presente para sempre.

Agradeço também à minha Família, à minha Mãe Loli e ao meu Pai Héctor, por entender minhas ausências, por me ensinar o valor do estudo, por me ensinar a ir atrás do meus sonhos, sem importar o difícil que seja. Se hoje estou aqui, é porque vocês são ótimos pais e me ensinaram muitos valores desde sempre. Também, agradeço à minha Família política, meus Sogros Carlos e Silvia, por me ajudar as inúmeras vezes que foi preciso, por me motivar sempre e me apoiar em cada etapa deste processo. Quando a gente é de fora, de outro país, contar com o apoio e o entendimento da Família é muito importante, e por meio disto agradeço ao Meu Irmão, Meus Cunhados, Minhas Sobrinhas, meus Tíos e Tias, Minha

Comadre Andrea e Meu Afilhado Agustín, também a Iris e Isadora, por compreender minha ausência e me receber sempre de braços abertos e com um abraço bem apertado, isso não tem preço e eu valoro imensamente a presença de vocês na minha vida.

Alguem Especial me disse: “*Muitos passam pelo estresse da Tese, mas somente consegue acabar numa boa, aquele que tem conta com o suporte do Grupo*”, e isso é uma verdade absoluta. Eu acredito desde sempre, que quem consegue Trabalhar em Equipe, Compartilhar o Conhecimento e Aprender Juntos, consegue atingir melhores resultados e ter um sucesso significativo no que faz. Obviamente o esforço individual é importante, mas somente com o apoio e suporte do trabalho em Grupo, é possível Sonhar com Grandes Pesquisas e Compartilhar a conquista, com muito crescimento profissional e pessoal ao longo de um período de Mestrado ou Doutorado. Assim, que vou iniciar agradecendo de todo coração à minha Família Brasileira, ao Grupo Locomotion/Gpat, à minha Equipe e Suporte Forte das Coletas, por passar tantos meses juntos dentro do laboratório, sempre contribuindo, sempre dispostos e ajudando a cada momento: Henrique Bianchi, Rodrigo Rosa, Alberito Rodrigo, Elren Passos, Giane Veiga, Ana Kanitz, Karen Rosa, Diana, Leandro Padovani, Edson Soares da Silva, Leandro Franzoni e todos os que em algum momento ou outro eu conte com a ajuda nas coletas. Também agradeço à Equipe de Professores de Caminhada Nórdica do meu estudo: Marcela Sanseverino, Elren Passos, Leandro Franzoni, Leandro Padovani, Anele Noll, Francisco Queiroz e muitos outros que sempre estavam rondando os treinamentos, sempre dispostos para ajudar no que for preciso de Gabriela Fisher, Jorge Storniolo, Patricia Pantoja, Marcelo Cortjens, Guilherme Berriel, Onécimo Ubiratão, Alex Fagundes e muitos outros.

Ainda, à nossa Família Acadêmica, tem o grande prazer de Conviver e Aprender com o Professor Luiz Fernando Martins Krueel, obrigada pelas sugestões, dicas, conselhos e ensinamos acadêmicos e da vida, em cada oportunidade que tinha para falar comigo, sempre dando o seu melhor. Meu Carinho e Agradecimento é para sempre. E assim, após do Casamento ou Fusão com o Gpat, eu tive a alegria de conhecer outras pessoas maravilhosas, que formam parte da minha vida e tem no meu coração um grande lugar guardado, eles são: Ana Kanitz, Rochelle Costa, Giane Veiga, Rodrigo Delevatti, Alexandre König, Maira Schoenell, Tahís Reichert, Felipe schuch, Claudia Branch, Bruna, Andresa, Marcos e todos os meninos e meninas que fazem que nossos Grupos Continuem Crescendo. Meu Eterno Obrigada a vocês.

Eu costumo dizer que nada é por acaso, e acredito muito nisso, então, eu quero fazer uma menção Especial Aos *Meus Anjinhos da Guarda da Tese*, e eles são: Henrique Bianchi e Edson Soares Da Silva, sempre dispostos e de prontidão, 7 dias por semana, e 24 horas por dia, a qualquer pedido de ajuda (mesmo em domingos e feriados) estavam prontos para me ajudar a analisar, re analisar, deletar tudo e fazer tudo de novo, ou seja lá o que eu pedia de ajuda. O trabalho e a dedicação de vocês é inmensurável, e vou ser para Sempre Grata pela lealdade e amizade de vocês, neste processo do Processamento do Sinal, a gente aprendeu muito disso, mas também a Trabalhar em Equipe, a Trabalhar sob Pressão, e a dar Apoio quando for preciso, Vocês Aprenderam muito Comigo, mas Eu Aprendi muito mais com vocês. São os Amigos que esta Tese reforçou (Henrique) e me deu de presente (Edson) para sempre. Ainda, tenho outros Anjinhos, sempre dispostos a qualquer hora, Alberito Rodrigo

(mesmo a distância desde o tue estagio em E.E.U.U. conseguiu ser suporte da tese, contribuindo com a análise da Tese e apoiando emocionalmente, Marcela Sanseverino, ajuda no inglês e suporte emocional, Rochelle Costa, ajuda a qualquer hora e dia da semana na estatística, na leitura dos artigos e ser a força ou empurrão que faltava para acabar. Elren, para quando não sabia para que lado seguir, Elren estava sempre pronta para me ajudar, trocar ideia e até se emocionar comigo. E Rodrigo Rosa, meu primeiro bolsista, que na Dvideowterapia passou a ser meu amigo, se sempre me Encheu de Orgulho pelas Suas conquistas e logros, obrigada por fazer parte da minha vida. Obrigada imensamente.

Obrigada especial a Lia Bianchi e toda a Familia Bianchi, a cada vinda minha a Poa ou sempre que for preciso estavam prontos e dispostos a ajudar (tanto que Ezequiel diz que o Henrique é o Meu Irmão), o melhor dessa tese é as pessoas que se agregaram na minha vida, e Você Lia Bianchi é uma pessoa que Adoro, Admiro e Respeito muito, e vou ser grata a você para sempre, por abrir a sua casa e seu coração para Minha Familia e Eu.

Igualmente agradeço aos meus Amigos Argentinos no Brasil, Caro, Guille, Néstor, José, Luis, Manuel, e as esposas dos meninos Fabi, Juliana e Luciana, pelo carinho a amizade sempre. E também aos meus Amigos Argentinos que ainda moram lá: Vanesa, Valeria, Mauricio, Gustavo, Marcela, Mariana, Lorena e muitos outros.

Agradeço ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da UFRGS, pela excelência dos Professores e Funcionários, que ajudam no dia a dia das nossas vidas ao longo do período de estudos. Especial à Dani, Alex, Ezequiel, Andrezinho, Ana, e Luiz.

Agradecimento Especial aos Professores da minha Banca, Profa Claudia Lima, Profa Sthepanie Pinto e Prof. Flávio Castro, eu tenho o prazer de ter uma banca com excelentes Professores, Profissionais Dedicados e Maravilhosos Seres Humanos, que eu Admiro e Respeito, e com certeza seus ensinamentos estão incorporados à minha vida, Obrigada pelas contribuições ao longo deste trabalho, nas disciplinas, na qualificação e suas contribuições nesta defesa. Também agradeço ao Professor Minetti, por aceitar o convite de participar na minha banca, você é uma grande inspiração na minha vida, e desde que eu cheguei ao Brasil em 2008, admiro seu trabalho e sua trajetória. Obrigada por nos ensinar tanto!

E por último, mas não por isso menos importante, agradeço aos Meus Alunos do do Treinamento da Caminhada Nórdica e Livre da minha Tese, e aos Alunos do Programa de Extensão da Caminhada Nórdica, pela Amizade, Dedicção e Confiança no nosso trabalho. Sem vocês nossos estudos não teriam sentido. Obrigada por nos incentivar a aprender e melhorar cada dia mais. Em fim, agradeço a todos os que de uma forma ou outra me ajudaram a concluir este trabalho.

Porque o Melhor que esta Tese me Deixou, foram as Pessoas que aproximou à minha vida e as Vivências lindas que me proporcionou, um Monte de Lembranças Felizes. E para mim, a sensação de dever cumprido, porque como disse Cora Coralina: “*Feliz aquele que transfere o que sabe e aprende o que ensina*”, e isso, eu me esforcei por fazer.

## Sumário

<b>LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E UNIDADES .....</b>	<b>10</b>
<b>LISTA DE QUADROS E TABELAS.....</b>	<b>13</b>
<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>16</b>
<b>RESUMO .....</b>	<b>19</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>21</b>
<b>APRESENTAÇÃO DA TESE.....</b>	<b>23</b>
<b>1. INTRODUÇÃO GERAL DA TESE.....</b>	<b>25</b>
<b>2. REFERENCIAL TEÓRICO.....</b>	<b>27</b>
<b>2.1. História e técnica da caminhada nórdica .....</b>	<b>27</b>
<b>2.2. Mecânica e energética da caminhada nórdica .....</b>	<b>31</b>
<b>2.2.1. Aspectos fisiológicos e biomecânicos da caminhada nórdica.....</b>	<b>31</b>
<b>2.2.2. Aspectos eletromiográficos da caminhada livre e da caminhada nórdica.....</b>	<b>38</b>
<b>2.3. Treinamento de caminhada nórdica em diferentes populações .....</b>	<b>44</b>
<b>2.4. Características do envelhecimento e da locomoção de idosos .....</b>	<b>49</b>
<b>2.5. Treinamento de caminhada nórdica em idosos.....</b>	<b>52</b>
<b>3. JUSTIFICATIVA .....</b>	<b>57</b>
<b>3.1. OBJETIVOS .....</b>	<b>57</b>
<b>3.1.1. Objetivo Geral .....</b>	<b>57</b>
<b>3.1.2. Objetivos Específicos.....</b>	<b>57</b>
<b>3.1.2.1. Objetivo Específico do Artigo A.....</b>	<b>57</b>
<b>3.1.2.2. Objetivo Específico do Artigo B.....</b>	<b>58</b>
<b>3.1.2.3. Objetivo Específico do Artigo C.....</b>	<b>58</b>
<b>4. ARTIGOS CIENTÍFICOS.....</b>	<b>59</b>
<b>4.1. ARTIGO A.....</b>	<b>59</b>
<b>EFEITOS DO TREINAMENTO COM CAMINHADA NÓRDICA COMPARADOS COM CAMINHADA LIVRE SOBRE COMPONENTES DA APTIDÃO FUNCIONALDE IDOSOS SEDENTÁRIOS. UMA REVISÃO SISTEMÁTICA.....</b>	<b>59</b>
<b>4.2. ARTIGO B .....</b>	<b>73</b>
<b>MELHORAS NA QUALIDADE DE VIDA, NOS PARÂMETROS FUNCIONAIS E NA LOCOMOÇÃO DE IDOSOS SEDENTÁRIOS COM TREINAMENTO DE CAMINHADA NÓRDICA E CAMINHADA LIVRE. UM ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO CONTROLADO.....</b>	<b>73</b>
<b>4.3. ARTIGO C.....</b>	<b>99</b>
<b>BENEFÍCIOS DO TREINAMENTO DE CAMINHADA NÓRDICA NO MECANISMO PENDULAR, NA ENERGÉTICA E NA ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DE IDOSOS SEDENTÁRIOS. UM ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO CONTROLADO .....</b>	<b>99</b>
<b>5. CONCLUSÕES GERAIS DA TESE.....</b>	<b>134</b>
<b>6. CONSIDERAÇÕES FINAIS DA TESE .....</b>	<b>135</b>

<b>7. REFERÊNCIAS DA TESE .....</b>	<b>136</b>
<b>8. ANEXOS .....</b>	<b>149</b>
<b>ANEXO A: CARTA APROVAÇÃO DO COMITÉ DE ÉTICA .....</b>	<b>149</b>
<b>ANEXO B: .....</b>	<b>151</b>
<b>POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS .....</b>	<b>151</b>
<b>ANEXO C.....</b>	<b>153</b>
<b>ARTIGO A SUBMETIDO .....</b>	<b>153</b>
<b>ANEXO D.....</b>	<b>181</b>
<b>ARTIGO B PRONTO PARA SUBMISSÃO .....</b>	<b>181</b>
<b>ANEXO E.....</b>	<b>217</b>
<b>RESULTADOS SECUNDÁRIOS DA TESE.....</b>	<b>217</b>

## LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E UNIDADES

2LV	Segundo limiar ventilatório
3D	Três dimensões ou tridimensional
%FC <sub>2LV</sub>	Percentual da frequência cardíaca no segundo limiar ventilatório
ΣDC	somatório de dobras cutâneas
$\bar{x}$	Valores médios
Bpm	Batimentos por minuto
BB	Músculo bíceps braquial
BF	Músculo bíceps femoral
C	Custo de transporte
CINT/QUAD	relação cintura/quadril
CL	Caminhada livre ou sem bastões ou Grupo caminhada livre
Cm	centímetros
CM	Centro de Massa
CMI	Comprimento do membro inferior
CP	Comprimento da Passada
COG	Centro de gravidade do termo inglês <i>Center of gravity</i>
COP	Centro de pressão
COP <sub>x</sub>	Mensuração ou valor do Centro de pressão no eixo x
COP <sub>y</sub>	Mensuração ou valor do Centro de pressão no eixo y
CV	Situação Com Venda ou com olhos fechados no teste de equilíbrio estático
CoV <sub>CP</sub>	Coefficiente de variação do comprimento da passada
CoV <sub>FP</sub>	Coefficiente de variação da frequência da passada
CoV <sub>TB</sub>	Coefficiente de variação do tempo de balanço
CoV <sub>TC</sub>	Coefficiente de variação do tempo de contato
DP	Desvio padrão
DP	Doença de Parkinson
DPOC	Doença pulmonar obstrutiva crônica
ECR ou ECRs	Estudos de ensaios clínicos randomizados
EK	Energia cinética do centro de massa
EP	Energia potencial do centro de massa
EMG	Eletromiografia ou eletromiográfica
ES	Tamanho do efeito do termo inglês <i>Effect Size</i>
EST	Estatura
F <sub>x</sub>	Força no eixo x
F <sub>y</sub>	Força no eixo y
F <sub>z</sub>	Força no eixo z
FC	Frequência Cardíaca
FC <sub>máx</sub>	Frequência Cardíaca máxima
FC <sub>2LV</sub>	Frequência Cardíaca no segundo limiar ventilatório
FP	Frequência da Passada

FRS	Força de reação do solo
GAS	Músculo gastrocnêmio
GEE	Equações de Estimativas Generalizadas
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IC	Intervalo de confiança
IMC	Índice de massa corporal
HDL	Colesterol de alta densidade
IRL	Índice de reabilitação locomotor
$J.kg^{-1}.m^{-1}$	Unidade de Joules por quilograma por metro
LDL	Colesterol de baixa densidade
MC	Massa corporal
$M_x$	Momento no eixo x
$M_y$	Momento no eixo y
$M_z$	Momento no eixo z
$m s^{-1}$	metros por segundo
MMII	membros inferiores
MMSS	membros superiores
$km h^{-1}$	Quilômetros por hora
$N$	Número de indivíduos que compõem a amostra
$NW$	Caminhada Nórdica do termo inglês <i>Nordic Walking</i> .
OMS	Organização mundial da saúde
OPT	Velocidade ótima de caminhada
$OPT_T$	Velocidade ótima de caminhada teórica
QV	Qualidade de vida
$R$	Recovery ou mecanismo de reconversão de energia por via pendular
RMS	Valor da raiz do valor quadrático médio do inglês <i>root mean square</i>
$RPE$	Sensação Subjetiva do esforço do termo inglês <i>Rate of perceived exertion</i>
$S$	Segundos
SV	Situação Sem Venda ou com olhos abertos no teste de equilíbrio estático
TA	Músculo tibial anterior
TD	Movimento de contato do pé no solo do inglês <i>touch down</i>
TB	Músculo tríceps braquial
TO	Movimento de despregue do pé no solo do inglês <i>take off</i>
UFRGS	Universidade Federal do Rio Grande do Sul
$V$	Velocidade de caminhada no solo ou na esteira
VAS	Velocidade autoselecionada de caminhada
$VAS_{esteira}$	Velocidade autoselecionada de caminhada na esteira rolante
VE	Volume expiratório
VL	Músculo vasto lateral
$VO_2$	Consumo de oxigênio
$V_{ótima}$	Velocidade ótima de caminhada
$W_{ext}$	Trabalho mecânico externo
$W_{int}$	Trabalho mecânico interno

$W_{tot}$	Trabalho mecânico total
WHOQOL-OLD	Questionario de qualidade de vida versão extensão
WHOQOL- ABREVIADO	Questionario de qualidade de vida versão abreviada

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

### LISTA DE QUADROS DA REVISÃO DA LITERATURA

<b>Quadro 1:</b>	Estudos de avaliações fisiológicas da NW. Adaptado de Tschentsher et al. (2013). Int, grupo intervenção; Com, grupo controle; VO <sub>2</sub> pico, consumo de oxigênio de pico; FCmax, frequência cardíaca máxima; RPE, índice de esforço percebido; RER, razão de intercâmbio respiratório, ↑, aumento; ↓, diminuição.....	34
<b>Quadro 2:</b>	Resumo dos principais estudos biomecânicos, adaptado de Perez-Soriano et al. (2014).....	36
<b>Quadro 3:</b>	Resumo dos principais estudos que analisam a intervenção com treinamento de NW, adaptado de Perez-Soriano et al. (2014).....	49

### LISTA DE TABELAS DA REVISÃO DA LITERATURA

<b>Tabela 1:</b>	Média do valor RMS (média ± DP) dos músculos analisados nas diferentes condições. Adaptado de Schiffer <i>et al.</i> (2011). W significa caminhada e NW caminhada nórdica.....	41
------------------	--	----

### LISTA DE TABELAS DO ARTIGO A

<b>Tabela 1:</b>	Estratégia de busca utilizada no pubmed.....	63
<b>Tabela 2:</b>	Características do estudo incluído.....	66
<b>Tabela 3:</b>	Resultados sumarizados do estudo incluído (TAKESHIMA <i>et al.</i> , 2013) apresentando-se: os valores pós intervenção, expressos em média e desvio padrão; o percentual de mudança em relação aos valores pré intervenção; e o valor de p.....	67

### LISTA DE TABELAS DO ARTIGO B

<b>Tabela 1:</b>	Caracterização da amostra na análise por intenção de tratar, apresentando a média e o intervalo de confiança (IC de 95%) dos dados de idade, estatura, massa corporal (MC), índice de massa corporal (IMC), relação cintura/estatura (CINT/EST), somatório de dobras cutâneas ( $\Sigma$ DC) e medicações das participantes dos grupos.....	85
<b>Tabela 2:</b>	Resultados dos Testes de efeitos de modelo da GEE para as variáveis do teste de Qualidade de vida WHOQOL-Breve e WHOQOL-OLD nos diferentes domínios. Símbolo * representa diferenças significativas no fator tempo (pré e pós-treinamento), e as letras maiúsculas diferentes representam diferenças significativas no fator grupo (CL e NW).....	86
<b>Tabela 3:</b>	Resultados dos Testes de efeitos de modelo da GEE para as variáveis do equilíbrio estático em plataforma de força. Resultados apresentados em média e EP. Símbolo * representa que houve diferença da situação com e	

sem venda na relação inter grupo (dentro de cada grupo). Letras maiúsculas diferentes representam diferenças significativas do fator tempo (pré e pós treino)..... 87

- Tabela 4:** Resultado Média e limites inferiores e superiores (IC95%) do tamanho do efeito calculado para as comparações dos resultados pós-intervenção do grupo do teste de Qualidade de vida, os parâmetros do equilíbrio estático, para a  $VAS_{\text{esteria}}$  e o IRL..... 90
- Tabela 5:** Resultado em Média e limites inferiores e superiores (IC95%) do tamanho do efeito calculado para as comparações dos resultados pós-intervenção dos grupos nos parâmetros do teste de Equilíbrio dinâmico..... 91

### LISTA DE TABELAS DO ARTIGO C

- Tabela 1:** Periodização do treinamento de Caminhada Nórdica e caminhada livre, 24 sessões de treino ao longo de 8 semanas. Parte Inicial (PI), Parte Principal (PP) e Parte final (PF) significam da sessão de treino. Ritmo leve (~70% do 2LV ), moderado (~80% do 2LV) ou forte (de 80% a 105% do 2LV) era indicado verbalmente aos alunos, durante a sessão da parte principal do treino. Os treinos intervalados são indicados pelo tempo de descanso na micro pausa em cada sessão..... 113
- Tabela 2:** Resultados da FC e do Borg durante o exercício, apresentados em média e EP. Letras minúsculas diferentes representam diferenças significativas entre as velocidades, e símbolo € representa diferenças significativas do fator tempo (pré e pós treino) dentro de cada grupo. Símbolo \* representa diferenças significativas entre os grupos NW e CL (no momento pré e pós treino)..... 117
- Tabela 3:** Resultados dos Testes de efeitos de modelo da GEE para as variáveis Trabalho Mecânico e Custo de Transporte. Resultados apresentados em média e EP. Letras minúsculas diferentes representa que houve diferença entre as velocidades. Símbolo \* representa que houve diferença entre os grupos NW e CL nos diferentes momentos. Símbolo € representa que houve diferenças entre os momentos pré e pós dentro de cada grupo..... 120
- Tabela 4:** Resultados da AMPLITUDE MÉDIA dos músculos DA,TB, VL,BF e TA,GAS nas diferentes velocidades de caminhada apresentados em média e EP, valores em milivolts. Letras minúsculas diferentes representam diferenças significativas entre as velocidades. Símbolos \* representam diferenças significativas entre os grupos no momento pré ou pós-treino..... 124
- Tabela 5:** Resultados Co\_contração dos músculos DA/TB, VL/BF e TA/GAS nas diferentes velocidades de caminhada apresentados em média e EP. Símbolos \* representam diferenças significativas entre o momento pré e pós treino de cada grupo. Letras minúsculas diferentes representam diferenças significativas entre as velocidades..... 125

<b>Tabela 6:</b> Resumo do comportamento das variáveis nos fatores e nas interações.....	126
--	-----

## LISTA DE FIGURAS

### LISTA DE FIGURAS DA REVISÃO DA LITERATURA

<b>Figura 1:</b>	Técnica da caminhada nórdica.....	27
<b>Figura 2:</b>	Modelo de Caminhada Nórdica técnica Alfa (fonte: <a href="http://www.swisswalking.com.ar/">http://www.swisswalking.com.ar/</a> ).....	28
<b>Figura 3:</b>	Imagens representativas das diferentes fases da Caminhada nórdica. Fonte: arquivo pessoal da autora.....	30
<b>Figura 4:</b>	Bastões de Caminhada nórdica. Acima: exemplo de bastão telescópico com ajuste de altura. Abaixo: exemplo de bastão fixo (fonte: <a href="http://www.swisswalking.com.ar/">http://www.swisswalking.com.ar/</a> ).....	30
<b>Figura 5:</b>	Exemplo da ativação muscular durante o movimento da NW, traduzido de <a href="http://intraspec.ca/nordic-walking-overview.php">http://intraspec.ca/nordic-walking-overview.php</a> .....	39
<b>Figura 6:</b>	Sinal EMG retificado do Bíceps braquial (BB) e do Tríceps braquial (TB) durante a fase de balanço e a fase de impulso de um sujeito, normalizado em função do tempo (em % da média da duração do ciclo). NP, HW e HP representam as situações Sem bastões, Carregando bastões, mas sem utiliza-los e Utilizando os bastões com a técnica de NW, respectivamente (adaptado de Foissac <i>et al.</i> , 2008).....	40
<b>Figura 7:</b>	Ativação eletromiográfica dos músculos deltóides anterior (AD), bíceps braquial (BB), tríceps braquial (TB) e latíssimo do dorso (LD) durante a fase de balanço (de 0% até 50% do ciclo) e a fase de propulsão (dos 50% até 100% do ciclo) no movimento da NW (adaptado de Foissac <i>et al.</i> 2008).....	41

### LISTA DE FIGURAS DO ARTIGO A

<b>Figura 1:</b>	Figura 1 – Fluxograma dos estudos desde de o resultado da busca até a inclusão. ECRs = ensaios clínicos randomizados.....	65
------------------	---	----

### LISTA DE FIGURAS DO ARTIGO B

<b>Figura 1:</b>	Ilustração referente aos critérios de determinação dos frames considerados para o "touch down", considerado o deslocamento vertical do marcador reflexivo localizado no calcâneo (A) e o "take off", considerado o deslocamento vertical do marcador reflexivo localizado no terceiro metatarso (B). C indica a determinação do frame selecionado.....	79
------------------	--	----

- Figura 2:** Definição de um ciclo de Passada. A fase de contato ou Tempo de Contato (TC) é o tempo, durante do ciclo de passada, em que o pé (esquerdo ou direito) está em contato com o solo (A). A fase de balanço ou Tempo de Balanço (TB) é o tempo, durante o ciclo de passada, em que o pé (esquerdo ou direito) não está em contato com o solo (B). Adaptado de Oliveira et al., 2013..... 80
- Figura 3:** Periodização da parte principal da aula do treinamento dos Grupos CL e NW por volume x intensidades do treinamento. As Intensidades de cada sessão de treinamento são representadas pelos círculos cor cinza, e foi selecionada pelo percentual da  $FC_{2LV}$ , e o Volume de treino foi selecionado pelo tempo de cada sessão (em minutos)..... 82
- Figura4:** Fluxograma de participantes do ensaio..... 84
- Figura 5:** Resultados do CoV. Lado Esquerdo da figura, CoVCP (painel superior) e do CoV da FP (painel inferior) e no Lado Direito o CoV TB (painel superior) e do CoV TC (painel inferior). Resultados do Grupo CL do momento pré e pós treinamento são observados nas colunas brancas e pretas, respectivamente. Resultados do Grupo NW do momento pré e pós treinamento são observados nas colunas cinza claro e cinza escuro, respectivamente. Dados apresentados em média e EP. Letras minúsculas diferentes representam diferenças significativas ( $p < 0,001$ ) entre as velocidades..... 88
- Figura 6:** Resultados da  $VAS_{esteira}$  (painel superior) e do IRL (painel inferior) do grupo CL (coluna branca) e do grupo NW (coluna preta) no momento pré e pós treino. Médias e erro padrão. Letras diferentes representam diferenças significativas no fator tempo ( $p = 0,011$  e  $p = 0,013$ , respectivamente)..... 89

## LISTA DE FIGURAS DO ARTIGO C

- Figura 1:** Fluxograma de participantes do ensaio clínico randomizado..... 116
- Figura 2:** Exemplo do comportamento das energias do BCoM durante a caminhada em esteira rolante (sem bastões) a  $3\text{km h}^{-1}$ , no momento pré e pós-treinamento. Painel superior EP e EK, e a  $E_{tot} = EP + EK$ , painel inferior  $R\%(t)$  indicando o percentual de reconversão do mecanismo pendular durante ciclo de tempo da passada. Linhas pontilhadas grupo CL e linhas contínuas grupo NW, lado esquerdo e direito da figura representam o momento pré e pós-treino, respectivamente..... 118

- Figura 3:** Resultados  $W_{int\_Pernas}$ ,  $W_{int\_Tronco}$  e  $W_{int\_Bragos}$  do grupo CL e NW nos momentos pré e pós treino, nas diferentes velocidades..... 121
- Figura 4:** Resultado do Custo de Transporte (eixo vertical esquerdo) e do Recovery (eixo vertical direito) nas diferentes velocidades de caminhada. Resultados são apresentados em média. Círculo branco e preto com linhas contínuas, representam os valores do C do grupo CL nos momentos pré e pós treino, respectivamente. Quadrado Cinza Claro e Cinza Escuro com linha contínua, representam os valores do C do grupo NW nos momentos pré e pós treino, respectivamente. Losango branco e preto com linhas pontilhadas, representam os valores do R do grupo CL nos momentos pré e pós treino, respectivamente. Triângulo Cinza Claro e Cinza Escuro com linha contínua, representam os valores do C do grupo NW nos momentos pré e pós treino, respectivamente. Símbolos \* entre as Setas branca e preta unidas pelo indicador continuo, representa diferença significativa no fator tempo na VAS do grupo CL (do pré para o pós treino); e o asterísco entre as setas cinza claro e cinza escura unidas pelo indicador com linha pontilhada representa diferença significativa no fator temp na VAS do grupo NW (do pré para o pós treino)..... 122
- Figura 5:** Exemplo do comportamento da amplitude media do sinal normalizada pelo percentual da passada ao longo das diferentes velocidades de um sujeito do grupo Caminhada Nórdica, no momento pré e pós treino (em linhas contínuas e pontilhadas, respectivamente). Dados apresentados em media (linhas pretas)  $\pm 1DP$  (linhas cinzas). ..... 126
- Figura 6:** Exemplo do comportamento da amplitude media do sinal normalizada pelo percentual da passada ao longo das diferentes velocidades de um sujeito do grupo Caminhada Livre, no momento pré e pós treino (em linhas contínuas e pontilhadas, respectivamente). Dados apresentados em media (linhas pretas)  $\pm 1DP$  (linhas cinzas)..... 127
- Figura 7:** Exemplo do comportamento dos músculos na análise da co-contracção. No caso, comportamento dos músculos de um sujeito do grupo NW no momento pós..... 128

## RESUMO

**Introdução:** Considerando o rápido aumento da população de idosos e da sua expectativa de vida, junto com a expansão das intervenções de caminhada nórdica (NW) como método de treinamento para idosos, há uma necessidade de estudos de base experimental (ensaios clínicos randomizados controlados, ECRs) de caráter preventivo e de boa qualidade metodológica que permitam aos profissionais da educação física, da saúde e da reabilitação a tomada de decisões relativas ao tipo, volume, intensidade de exercício da NW na promoção da saúde dos idosos sedentários. **Objetivos:** o presente estudo teve como objetivos (estudo A) determinar, por meio de revisão sistemática de ensaios clínicos randomizados, se o treinamento sistematizado com NW, comparado à caminhada livre (CL), produz efeitos benéficos sobre componentes da aptidão funcional de idosos sedentários saudáveis, também avaliar (estudo B) os efeitos de oito semanas de treinamento de NW e CL na qualidade de vida (QV), no equilíbrio estático, na variabilidade dinâmica, na velocidade autosselecionada de caminhada (VAS) em esteira e no índice de reabilitação locomotor (IRL) de idosos sedentários, e também avaliar (estudo C) os efeitos de oito semanas de treinamento de NW e CL no trabalho mecânico (externo-  $W_{ext}$ , trabalho mecânico interno-  $W_{int}$ , no trabalho mecânico total -  $W_{tot}$ ), no mecanismo pendular ( $R$ ), no Custo de transporte ( $C$ ), na frequência cardíaca de exercício ( $FC_{exercício}$ ), na sensação subjetiva de esforço ( $RPE$ ), e nos parâmetros eletromiográficos (amplitude média do sinal e co-contração) dos músculos: deltoides anterior (DA), tríceps braquial (TB), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) de idosos sedentários. **Desenho Experimental:** ECR. **Local da Pesquisa:** Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança (ESEFID) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brasil. **Métodos:** Participaram deste estudo 32 idosos sedentários randomizados em dois grupos (grupo NW),  $n=16$ , idade:  $64,6\pm 4,1$  anos, massa:  $81,5\pm 10,7$ kg e estatura:  $166,3\pm 7,5$ cm; e o grupo CL,  $n=16$ , idade:  $68,6\pm 3,9$  anos, massa:  $74,6\pm 14,5$ kg e estatura:  $161,6\pm 10,3$ cm), realizaram treinamento de NW e CL durante 8 semanas. **Desfechos do estudo A:** foram avaliados com um estudo de revisão sistemática parâmetros da aptidão funcional de idosos (força e resistência dos membros superiores, força e resistência dos membros inferiores, mobilidade, flexibilidade dos músculos da coluna lombar e da região posterior da coxa, amplitude geral da articulação do ombro, resistência aeróbia e velocidade autosselecionada). **Desfechos do estudo B:** foram avaliados utilizando questionário de qualidade de vida, testes de equilíbrio em plataforma de força e coleta cinemática 3D durante caminhada em esteira rolante para determinação dos Parâmetros funcionais (qualidade de vida, equilíbrio estático e dinâmico, velocidade autosselecionada de caminhada e índice de reabilitação locomotor). **Desfechos do estudo C:** foram avaliados através coletas de dados espirométricos, cinemáticos 3D e eletromiográficos da caminhada em esteira rolante em diferentes velocidades os parâmetros mecânicos e do mecanismo pendular (trabalho mecânico externo, interno e total-  $W_{ext}$ ,  $W_{int}$ ,  $W_{tot}$ , Recovery - $R$ , Custo de transporte - $C$ , Velocidade autosselecionada -VAS), parâmetros eletromiográficos (amplitude média do sinal e co-contração dos músculos DA, TB, VL, BF, TA e GM), frequência cardíaca de exercício -  $FC_{exercício}$ , e sensação subjetiva de esforço -  $RPE$ , de idosos sedentários. **Análise Estatística:** Os dados de descrição da amostra, no *baseline*, foram comparados aplicando-se ANOVA *one-way*. Os desfechos foram analisados utilizando as Equações de Estimativas Generalizadas (GEE), para a comparação entre os grupos (NW e CL) e os momentos (pré e pós treino). Utilizou-se um post-hoc de Bonferroni, para identificar as diferenças entre os efeitos e interações. Os dados foram apresentados em “*model-based adjusted means*”, e foram analisados com o software Statistical Package for the Social Science (SPSS) v.22.0. Adotou-se um nível de significância de  $\alpha=0,05$ . **Conclusão:** os treinamentos de NW e de CL, promovem melhoras nos componentes da aptidão funcional; no equilíbrio estático e na variabilidade dinâmica de idosos. Contudo algumas diferenças entre as duas intervenções se relacionam ao princípio da especificidade do treinamento e ocorrem apenas nos componentes que receberam mais estímulos impostos pela técnica da caminhada com bastões, especialmente nos membros superiores. Ainda, o incremento da VAS na esteira aliada à utilização do IRL, nos permitem concluir que o treinamento de NW tem relevância clínica e é recomendado como meio de melhora do condicionamento físico e como método de reabilitação de idosos sedentários. Esta atividade física proporciona adaptações centrais com melhora significativa na mobilidade funcional de idosos. Deste modo, após treinamento de resistência aeróbica com e sem bastões os idosos aumentam a velocidade de locomoção nas atividades diárias e

com menor custo metabólico devido às adaptações centrais e melhora do mecanismo pendular devido à maior proximidade da VAS à velocidade ótima de caminhada. Ainda há adaptações importantes na ativação muscular decorrentes do treinamento de *NW* em idosos indicando uma redução dos níveis de co-contracção de membros superiores na caminhada sem bastões, à qual repercute diretamente na melhora da aptidão física, na independência funcional dos idosos. Além disso, recomendamos à *NW* como uma atividade física segura e efetiva para esta população quando a periodização do treinamento são realizados com o volume e intensidade estritamente controlados.

**Palavras chaves:** Caminhada com Bastões, Índice de Reabilitação locomotora, Velocidade autosseleccionada, Recovery, Co-ativação EMG.

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL. PROGRAMA DE PÓS - GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO.**

**Autor:** Natalia Andrea Gomeñuka

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

**Título da Tese:** Efeitos de um programa de treinamento de caminhada livre e caminhada nórdica em idosos sedentários.

Porto Alegre, Dezembro de 2016.

## ABSTRACT

**Introduction:** Considering the rapid increase in the elderly population and their life expectancy, together with the expansion of Nordic walking (NW) interventions as a training method for the elderly, there is a need for experimental studies (randomized controlled trials, ECRs) of preventive character and of good methodological quality that allow the professionals of physical education, health and rehabilitation to make decisions regarding the type, volume and intensity of NW exercise in the health promotion of sedentary elderly. **Objectives:** This study aimed (**study A**) to determine, through a systematic review of randomized clinical trials, whether systematic training with NW, compared to free walking (FW), has beneficial effects on components of the functional capacity of sedentary elderly, also (**study B**) evaluate the effects of eight weeks of NW and FW training on quality of life (QoL), static balance, dynamic variability, self-selected walking speed on treadmill (SSWS) and Locomotor rehabilitation index (LRI) of sedentary elderly, and also evaluate (**study C**) the effects of eight weeks of NW and FW training on mechanical work (external, internal and total mechanical work - $W_{ext}$ ,  $W_{int}$ ,  $W_{tot}$ ), pendular mechanism ( $R$ ), Cost of ( $C$ ), exercise heart rate ( $HR_{exercise}$ ), rate of perceived exertion (RPE), and electromyographic parameters (mean signal amplitude and co-contraction) of muscles: Anterior Deltoid (AD), Triceps Brachii (TB), Vastus Lateralis (VL), Femoral Biceps (BF), Anterior Tibialis (TA) and Medial Gastrocnemius (MG) of sedentary elderly. **Experimental Design:** Controlled Clinical Trial (ECR). **Research Location:** School of Physical Education, Physiotherapy and Dance (ESEFID), Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil. **Methods:** The sample comprised 33 sedentary participants randomly divided into two groups (NW group,  $n=16$ , age:  $64.6 \pm 4.1$  years old, weight:  $81.5 \pm 10.7$  kg and height:  $166.3 \pm 7.5$  cm; and FW group,  $n=16$ , age:  $68.6 \pm 3.9$  years, mass:  $74.6 \pm 14.5$  kg and height:  $161.6 \pm 10.3$  cm), performed NW and FW training for 8 weeks. **Outcomes of Study A:** Parameters of functional fitness of the elderly (upper limb strength and endurance, lower limb strength and endurance, mobility, lumbar spine and posterior hip muscle flexibility, general amplitude of the shoulder joint, aerobic endurance and self-selected speed). **Outcomes of study B:** Functional parameters (QoL, static and dynamic balance, SSWS and LRI). **Outcomes of Study C:** Mechanical parameters and pendular mechanism ( $W_{ext}$ ,  $W_{int}$ ,  $W_{tot}$ ,  $R$ ,  $C$ ,  $SSS$ ), electromyographic parameters (mean signal amplitude and Co-contraction of AD, TB, VL, BF, AT and MG muscles),  $HR_{exercise}$  RPE of sedentary elderly. **Statistics Analysis:** Sample description data, at baseline, were compared by applying one-way ANOVA. The outcomes were analyzed using Generalized Estimates (GEE), to compare the groups (NW and CL) and the moments (pre and post training). A Bonferroni post-hoc was used to identify the differences between effects and interactions. The data were presented in model-based adjusted means, and were analyzed with the software Statistical Package for the Social Science (SPSS) v.22.0. A significance level of  $\alpha = 0.05$  was adopted. **Conclusion:** NW and FW training, promotes improvements in functional fitness components; in the static balance and in the dynamic variability of the elderly. However, some differences between the two interventions are related to the principle of training specificity and occur only in the components that received the most stimuli imposed by the walking technique with poles, especially in the upper limbs. Furthermore, the increase in SSWS on the treadmill combined with the use of LRI allows us to conclude that NW training has clinical relevance and is recommended as a means of improving physical conditioning and as a method of rehabilitation of sedentary elderly. This physical activity provides central adaptations with significant improvement in the functional mobility of the elderly. Thus, after aerobic resistance training with and without poles, the elderly increase the speed of locomotion in daily activities and with lower metabolic cost due to the central adaptations and improvement of the pendulum mechanism due to the greater proximity of the SSWS to the optimal speed of walking. There are still important adaptations in muscle activation resulting from NW training in the elderly indicating a reduction in the levels of co-contraction of upper limbs in walking without walking poles, which directly affects the improvement of physical fitness and functional independence of the elderly. In addition, we recommend NW as a

safe and effective physical activity for this population when the periodization of training is performed with the volume and intensity strictly controlled.

**Keywords:** Walking with Poles, Locomotor Rehabilitation Index, Self-selected walking speed, Recovery, Co-activation EMG.

**UNIVERSIDADE FEDERAL UNIVERSITY OF RIO GRANDE DO SUL. POST-GRADUATION PROGRAM ON HUMAN MOVEMENT SCIENCES**

**Author:** Natalia Andrea Gomeñuka

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

**Thesis:** Effects of a Nordic walking and free walking training program on static and dynamic balance parameters, self-selected walking speed, locomotor rehabilitation index and quality of life of sedentary elderly. A randomized controlled trial.

Porto Alegre, December 2016.

## APRESENTAÇÃO DA TESE

A presente tese é o resultado de um estudo de caráter longitudinal do tipo ensaio clínico randomizado controlado para a conclusão do curso de doutorado em Ciências do Movimento Humano, na linha Atividade Física e Performance, de Natalia Andrea Gomeñuka, orientada pelo Professor Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga, na Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Este trabalho seguiu as recomendações da resolução 93/2007 que regulamenta os trabalhos científicos desenvolvidos na Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), e para o desenvolvimento do presente estudo seguiu-se as diretrizes conforme preconiza a Resolução 466 CNS/MS. Após aprovação ética, esta pesquisa foi realizada na cidade de Porto Alegre, na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança (ESEFID) da UFRGS, e foi desenvolvida com o apoio logístico e intelectual do Grupo de Pesquisa em Atividades e Terrestres (GPAT), linha: Locomotion – Mecânica e energética da locomoção terrestre da UFRGS.

A presente Tese foi estruturada com três artigos e consta de cinco capítulos principais, que estão descritos a seguir:

O Capítulo I abrange a Introdução Geral da Tese, a definição da caminhada nórdica, a problemática do processo de envelhecimento e o treinamento para a população de idosos através da caminhada nórdica. Ainda neste capítulo é apresentada a justificativa do presente estudo.

O Capítulo II compreende a revisão de literatura com o objetivo de descrever a história e a técnica da caminhada nórdica, a questão da mecânica e energética da caminhada livre e da nórdica, os aspectos fisiológicos e biomecânicos da caminhada livre e nórdica, os aspectos eletromiográficos da caminhada livre e da caminhada nórdica, o treinamento de caminhada nórdica em diferentes populações, as características do envelhecimento e da locomoção de idosos e finalmente o treinamento de caminhada nórdica em Idosos.

No Capítulo III, são apresentadas a justificativa da tese, e os objetivos geral e específicos da mesma, ainda são definidos os objetivos específicos do Artigo A e do Artigo B da presente tese.

O Capítulo IV retrata os artigos científicos da tese (3 artigos), inicialmente o **Artigo A** intitulado: Efeitos do treinamento com caminhada nórdica comparados com caminhada livre sobre componentes da aptidão funcional de idosos sedentários. Uma revisão sistemática. Logo após, o **Artigo B** intitulado: Melhoras na qualidade de vida, nos parâmetros funcionais

e na locomoção de idosos sedentários com treinamento de caminhada nórdica e caminhada livre. Um ensaio clínico randomizado controlado. E para finalizar o **Artigo C** intitulado: Benefícios do treinamento de caminhada nórdica no mecanismo pendular, na energética e na ativação eletromiográfica de idosos sedentários. Um ensaio clínico randomizado controlado.

No Capítulo V são apresentadas as Conclusões gerais de presente tese.

No Capítulo VI são apresentadas as Considerações finais em relação às limitações do estudo e relação às perspectivas de futuros estudos.

No Capítulo VII encontra-se o referencial teórico da presente tese, onde foram unificados também as referencias dos artigos para evitar citações repetitivas dos autores.

No Capítulo VII encontram-se os Anexos onde constam o Artigo A submetido à revista internacional, e o Artigo B pronto para submissão, ambos em Inglês.

## 1. INTRODUÇÃO GERAL DA TESE

Há um evidente aumento da população de idosos a nível mundial, e no Brasil esperasse para o ano 2050 que para cada 100 crianças de 0 a 14 anos existirão 172,7 idosos segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE, 2009), devido principalmente à uma diminuição da taxa de natalidade e aumento na média da esperança de vida (DESCHENES, 2004). Portanto, o cuidado na saúde, na condição física e na qualidade de vida dos idosos é de grande importância nas intervenções atuais no Brasil e no mundo.

O processo de envelhecimento tende a reduzir a aptidão física em decorrência das adaptações desfavoráveis que ocorrem nos diversos sistemas orgânicos e, conseqüentemente, nos seus componentes, acarretando dificuldades nas atividades de vida diária nos idosos (KIMURA *et al.*, 2012; MILANOVIĆ *et al.*, 2013). São relatadas a redução de diferentes funções fisiológicas, como por exemplo a diminuição da força muscular, do equilíbrio e da aptidão física em geral, sendo todos eles parâmetros importantes da aptidão física, funcional e da qualidade de vida dos idosos. A diminuição destas capacidades representa um aumento no risco de quedas, sendo também a prevenção de quedas um componente importante na prevenção da saúde dos idosos (DEAN; KUO; ALEXANDER, 2004; GARDNER; ROBERTSON; CAMPBELL, 2000). Ainda, sabe-se que a população de idosos é mais propensa a sofrer doenças neuromusculares (SIMOCELI *et al.*, 2003), e com a progressiva perda de aptidões funcionais aumenta a propensão ao sedentarismo (KALLINEN; MARKKU, 1995). Entretanto, foi estabelecido que para envelhecer com saúde e qualidade de vida, é importante estimular a prática regular de atividades físicas e adotar um estilo de vida mais ativo (HELRIGLE *et al.*, 2013).

Há algum tempo atrás, o exercício físico sistematizado e planejado tem se revelado como estratégia eficaz para o aprimoramento e manutenção da saúde tanto de adultos quanto de idosos (HASKELL *et al.*, 2007; NELSON, *et al.*, 2007). Dentre os benefícios do exercício físico para os idosos destaca-se a melhoria da capacidade funcional e preservação da autonomia, podendo ser o exercício físico qualificado como estratégia preventiva de intervenção em prol da saúde nesta população (PAOLI; BIANCO, 2015), e dentre as intervenções existentes na literatura o treinamento de *NW* destaca-se como uma maneira fácil, segura e eficaz para aumentar a atividade física em idosos sedentários (FIGUEIREDO, *et al.*, 2012; LEE; PARK, 2015; PARKATTI; PERTTUNEN; WACKER, 2012; SKÓRKOWSKA-TELICHOWSKA *et al.*, 2016; TAKESHIMA *et al.*, 2013).

A caminhada nórdica (*NW* – do termo em inglês *Nordic Walking*) é definida como a “caminhada com bastões”, é o movimento de caminhada humana na qual o praticante se desloca-se com o tronco ligeiramente inclinado à frente auxiliado por bastões específicos, 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. Esta caminhada com bastões tem como objetivo a maior ativação da musculatura dos membros superiores, sendo deste modo, uma combinação dos movimentos de caminhada e esqui. A sua popularidade tem aumentado no mundo todo desde o final dos anos 80, como método de reabilitação e de treinamento em diferentes populações como adultos e idosos (PÉREZ-SORIANO *et al.*, 2014; SKÓRKOWSKA-TELICHOWSKA *et al.*, 2016).

Estudos de intervenção com idosos utilizam a técnica da *NW* como forma de treinamento, principalmente porque a utilização dos bastões durante o movimento da caminhada ativa a musculatura dos membros superiores, aumenta o comprimento da passada e produz alterações biomecânicas e fisiológicas que provocam uma melhora da aptidão funcional dos idosos desde o ponto de vista integrativo (BENAVENT-CABALLER *et al.*, 2016; FIGUEIREDO, *et al.*, 2013; KOCUR, *et al.*, 2015; KOCUR; WILK, 2006; LEE; KO; CHO, 2010; LEE; PARK, 2015; OTA *et al.*, 2013; PARKATTI; PERTTUNEN; WACKER, 2012; PÉREZ-SORIANO *et al.*, 2014; SKÓRKOWSKA-TELICHOWSKA *et al.*, 2016; SONG *et al.*, 2013; TAKESHIMA *et al.*, 2013). Contudo, pela heterogeneidade das pesquisas em relação aos métodos, testes utilizados e resultados produzidos, é necessário um olhar amplo e uma análise crítica das produções científicas a fim estabelecer conclusões acerca dos benefícios da prática da caminhada nórdica nos idosos; em especial sobre os componentes da aptidão funcional, de tal modo que permita a prescrição do exercício de *NW* direcionada a esta população de forma segura e eficiente.

Ainda, faltam estudos que analisem o efeito do treinamento contrado de *NW* no mecanismo pendular e nos parâmetros eletromiográficos e idosos, e se estes parâmetros são passíveis de ser modificados pelo efeito do treinamento nesta população.

Considerando as lacunas que ainda existem na literatura em relação à prescrição do exercício da caminhada nórdica nesta população, e visando principalmente à falta de estudos de ensaios clínicos randomizados com intervenção de caminhada nórdica em idosos sedentários, justifica-se esta tese a necessidade de avaliar e contribuir com a literatura em relação aos “*Efeitos de um programa de treinamento de caminhada livre e caminhada nórdica em idosos sedentários*”.

## 2. REFERENCIAL TEÓRICO

### 2.1. História e técnica da caminhada nórdica

A caminhada nórdica (*NW* – do termo em inglês *Nordic Walking*) é definida como a “caminhada com bastões” e é o movimento de caminhada humana na qual o praticante se desloca com o tronco ligeiramente inclinado à frente auxiliado por bastões específicos, 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 (Figura 1; (MARTÍNEZ, 2012; PÉREZ-SORIANO *et al.*, 2014).

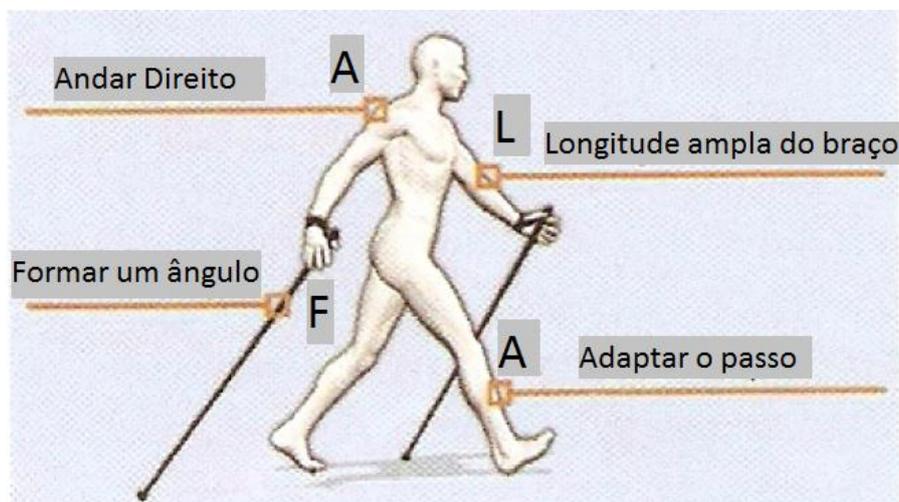


**Figura 1:** Técnica da caminhada nórdica (Pérez-Soriano *et al.*, 2014).

A prática inicial da *NW* é atribuída à Finlândia, onde, em 1930, esquiadores de *cross-country* começaram a utilizar bastões durante seu treinamento no período de verão (SEVENSSON, 2009). Considera-se que o desenvolvimento e a expansão da *NW* foi a partir da transformação que teve de método de treinamento para uma atividade de caráter recreativa. O termo caminhada nórdica (*Nordic Walking*) foi utilizado por primeira vez em 1996 quando a empresa *Exel*® (fabricante de material esportivo) uniu-se com o Instituto Esportivo Finlandês com o objetivo de promover uma atividade física saudável e simples, mas também inovadora. Em 1997 a *Exel*® lançou no mercado a empresa “*Nordic Walking*” e, após o registro da patente, se responsabilizou pelo lançamento do produto a nível internacional, nesse ano também foram desenvolvidos os bastões ergonômicos desenhados exclusivamente para a prática da *NW*, realizados com a ajuda e o assessoramento técnico do Instituto Esportivo Finlandês (MARTÍNEZ, 2012).

Inicialmente, foi criada a nível internacional a *International Nordic Walking Association* (INWA), instituição encarregada de difundir esta atividade, e de indicar as regras da técnica da *NW*. Também, foi a primeira instituição a realizar cursos de formadores (praticantes, monitores e treinadores) com o objetivo de homogeneizar a técnica da *NW*. Cabe salientar que esta técnica estabelecida pela INWA, conhecida inicialmente como técnica

diagonal e posteriormente denominada de técnica alfa, é analisada na maioria dos estudos de caráter científico. A *técnica alfa* tem a sua denominação a partir do acrônimo de **A**: Andar Direito, **L**: Longitude ampla dos braços, **F**: Formar um ângulo entre o bastão e o chão (60°), e **A**: Adaptar o passo (Figura 2; MARTÍNEZ, 2012).



**Figura 2:** Modelo de Caminhada Nórdica técnica Alfa (fonte: <http://www.swisswalking.com.ar/>).

Antes de continuar a análise e descrição dos efeitos da caminhada nórdica é importante conhecer a descrição técnica do movimento da NW, observados nos movimentos característicos realizados no decorrer de uma passada da caminhada nórdica. Esses movimentos serão descritos a continuação e podem ser observados na Figura 3.

Coordenação geral: durante a NW (técnica diagonal) a coordenação deve ser contralateral, isto é, ao realizar o passo com a perna direita ao mesmo tempo é levado à frente o braço esquerdo, e assim por diante.

Para melhor entendimento das diferentes etapas do movimento da NW, a mesma é dividida em Fase I: Balanço do bastão à Frente e, Fase II: ou Impulso do bastão para trás (Figura 3).

A fase I ou de balanço do bastão à frente: é o movimento de levar o bastão à frente novamente durante cada passada da caminhada (inicia no final da fase de impulso do bastão), é realizada com o punho fechado e o braço próximo do corpo. Esta fase finaliza no momento em que o bastão entra em contato com o solo novamente (Figura 3, imagens 1 a 7).

A fase II ou fase de Impulso do bastão para trás: inicia quando o bastão entra em contato com o solo, e é neste momento onde se realiza a aplicação da força no bastão, as mãos devem estar abertas até finalizar a fase de impulso, e o braço completamente estendido

durante todo o movimento de aplicação da força. Este impulso do bastão para trás finaliza no momento em que o mesmo perde contato com o solo e novamente é levado no balanço à frente (Figura 3, imagens 8 a 13; fonte arquivo pessoal do autor).

Apoio dos bastões: deve levar em consideração a inclinação do bastão, que deve ser apoiado no solo em um ângulo aproximado de  $60^\circ$  com respeito à vertical. Na fase inicial o posicionamento do bastão adapta-se ao comprimento da passada, e como referência é estabelecido que deve encostar no solo aproximadamente na linha média formada por ambas pernas (perna que se encontra à frente e a perna que está atrás), debaixo da prolongação do centro de massa no solo. Na fase final, o bastão é deslocado para trás no movimento de impulso até ultrapassar a linha do quadril, e com o braço completamente estendido para trás como uma prolongação do bastão (Figura 3, imagem 13), finalizando novamente em um ângulo de  $60^\circ$  com respeito à vertical. Cabe salientar, que o bastão sempre é deslocado próximo do corpo.

Apoio dos pés: o contato inicial é realizado com o calcanhar e durante a fase intermediária do apoio do pé no solo, é realizada a transferência da carga, na qual é realizada por meio do rolamento do pé no solo com o objetivo de transferir a carga desde o calcanhar até o ante pé. Após isto, é realizado o despregue do pé do solo, onde é aplicado o impulso final da passada.

Movimento dos braços: o empunhe do bastão é firme, mas sem excessiva rigidez. Na fase de impulso, que inicia com o apoio do bastão no solo, o impulso do bastão é realizado com a mão aberta até ultrapassar a linha do quadril. Na fase de balanço do bastão à frente, a mão fechada direciona o bastão à diante, até que o bastão seja encostado novamente no chão, o cotovelo nesta fase é ligeiramente flexionado (Figura 3).



**Figura 3:** Imagens representativas das diferentes fases da Caminhada nórdica.  
Fonte: arquivo pessoal da autora.

Na NW são utilizados bastões específicos para esta atividade, estes bastões variam principalmente na possibilidade de ser fixo (bastão fixo) ou adaptável à altura dos sujeitos (bastão telescópico), o tipo de material utilizado (carbono, alumínio ou outros), e também o tipo de empunhadura do bastão (fixa ou móvel, Figura 4).



**Figura 4:** Bastões de Caminhada nórdica. Acima: exemplo de bastão telescópico com ajuste de altura. Abaixo: exemplo de bastão fixo (fonte: <http://www.swisswalking.com.ar/>).

## **2.2. Mecânica e energética da caminhada nórdica**

O estado da arte da caminhada nórdica tem aumentado significativamente nos últimos 10 anos, e as pesquisas têm sido desenvolvidas em três principais áreas, as pesquisas que avaliam principalmente os efeitos da *NW* na área da fisiologia, outras pesquisas que avaliam os efeitos da *NW* na área da biomecânica e ultimamente pesquisas que avaliam os efeitos do treinamento da *NW* nas diferentes populações. Como o objetivo desta tese é analisar a caminhada nórdica do ponto de vista integrativo, será realizada nesta seção, a análise dos estudos fisiológicos e biomecânicos, e em subcapítulos separados, serão analisados os estudos específicos de análise eletromiográfica e os estudos específicos dos efeitos do treinamento da *NW*.

### **2.2.1. Aspectos fisiológicos e biomecânicos da caminhada nórdica**

Dentre os primeiros estudos que avaliaram as adaptações fisiológicas da caminhada com bastões em sujeitos saudáveis, um estudo de 1995 demonstrou os efeitos da *NW* comparada à caminhada livre em mulheres adultas, as quais realizaram testes de caminhada em esteira rolante com e sem bastões. Após análise, 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, indicando neste estudo de 1995 a importância da utilização da *NW* para benefício da saúde em relação a melhoras na composição corporal e da capacidade aeróbica (RODGERS; VANHEEST; SCHACHTER, 1995).

Posteriormente, outro estudo comparou a *NW* com a caminhada livre (n= 16 homens e n=16 mulheres), utilizando a velocidade autosselecionada de caminhada (teste de 20 minutos de caminhada em esteira rolante realizando em dias separados a caminhada com e sem bastões) e constataram que a *NW* teve 23% de aumento no  $VO_2$ , 22% de aumento no dispêndio energético e 16% de aumento na frequência cardíaca quando comparada à caminhada sem bastões na esteira rolante, e concluíram que a caminhada com bastões incrementa a intensidade de caminhada a uma dada velocidade trazendo benefícios adicionais para os praticantes desta modalidade (PORCARI *et al.*, 1997).

Church *et al.* (2002) avaliaram as respostas do consumo de oxigênio, a frequência cardíaca, o dispêndio energético e a sensação subjetiva de esforço (*RPE*) em teste de campo da caminhada nórdica comparada a caminhada livre, e concluíram que a *NW* quando

analisada em teste de campo, aumenta o dispêndio energético, a FC e o consumo de oxigênio, sem variação da sensação subjetiva de esforço, indicando assim, também naquele ano, a sua utilização para a área clínica e para tratamento da melhora da condição física em idosos.

Assim, os primeiros estudos que avaliaram as respostas fisiológicas da *NW* concordaram que durante o movimento da *NW* há aumento da frequência cardíaca (FC), do consumo de oxigênio ( $VO_2$ ) e do gasto calórico, sem incremento no índice de esforço percebido quando comparada à caminhada livre ou sem bastões (KOCUR, WILK, 2006; SAUNDERS *et al.*, 2008).

Deste modo, até o momento há concordância na literatura acerca de que este exercício simples e eficiente aumenta a atividade cardiovascular, melhora significativamente a aptidão muscular e aeróbica devido ao recrutamento muscular adicional associado ao trabalho dos membros superiores no movimento habitual da caminhada (CARROLL, 2010). Assim, a popularidade da *NW* (técnica alfa) tem aumentado como método de reabilitação e como forma de treinamento e melhora da aptidão física (PIECH; RACZYŃSKA, 2010; SEVENSSON, 2009).

As principais diferenças apresentadas durante o movimento de *NW* quando comparada à caminhada livre é a utilização de um par de bastões, a posição do tronco mais inclinado à frente durante a locomoção, a participação ativa dos membros superiores, de forma que a força necessária para o deslocamento do corpo à frente também é realizada pelos membros superiores, e além disso, apresenta uma maior amplitude de movimento das pernas e braços durante a *NW* (SEVENSSON, 2009).

Reconhece-se que a *NW* é uma forma prática e simples de realizar atividade física do mesmo modo que a caminhada livre, mas adiciona a utilização de bastões específicos que provem a vantagem de envolver ativamente a maioria dos músculos corpo (90% de ativação muscular) durante o movimento da caminhada (SKÓRKOWSKA-TELICHOWSKA *et al.*, 2016; TSCHENTSCHER; NIEDERSEER; NIEBAUER, 2013).

As diferentes avaliações da *NW* nos estudos atuais apresentam metodologias bem diferentes, e assim as análises da *NW* foram efetuadas em esteiras rolantes, em pistas indoor (ATCHISON, 2010; FOISSAC; MILLET, 2008; PERREY; FABRE, 2008; PORCARI *et al.*, 1997; SCHIFFER *et al.*, 2006) e em testes de campo (CHURCH; EARNEST; MORSS, 2002). Embora os estudos tenham diferentes metodologias, e muitas vezes isto dificulta o consenso em relação aos seus benefícios para à saúde, estes primeiros estudos concluíram que

o aumento nas respostas fisiológicas anteriormente citadas está vinculado principalmente à quantidade de ativação muscular requisitada durante a *NW*.

Posteriormente, outro estudo constatou que tanto em homens e mulheres a *NW* resulta numa maior concentração de lactato sanguíneo (12%) e uma maior frequência cardíaca de pico (4%) quando comparada à caminhada livre na esteira rolante (TSCHENTSCHER; NIEDERSEER; NIEBAUER, 2013). Igualmente foram avaliados parâmetros cardiorrespiratórios em 15 mulheres saudáveis durante a *NW*, a caminhada livre e o jogging em teste de campo em dias separados, e foi constatado mais uma vez que a *NW* apresenta maior  $VO_2$  e FC na mesma velocidade de caminhada ( $6,5 \text{ km h}^{-1}$ ) quando comparada a caminhada livre e ao jogging (SCHIFFER *et al.*, 2006). Deste modo, é constatado que a literatura existente avalia principalmente as respostas fisiológicas da *NW* (Quadro 1) comparada à caminhada normal ou sem bastões.

**Quadro 1:** Estudos de avaliações fisiológicas da NW. Adaptado de Tschentsher *et al.* (2013). Int, grupo intervenção; Com, grupo controle;  $VO_{2pico}$ , consumo de oxigênio de pico;  $FC_{max}$ , frequência cardíaca máxima; RPE, índice de esforço percebido; RER, razão de intercambio respiratório, ↑, aumento; ↓, diminuição.

Estudo	População	N	Testes e Intervenção	Intensidade	Resultados
Figard-Fabre (2011)	Obesos	23	Int: n=12, 45 min, 3 x sem NW, 12 sem. Com: n=11, 45 min, 3 x sem caminhada, 12 sem.	NW e caminhada: velocidade auto selecionada	↑ $VO_{2pico}$ (p=0,005) ↑ Aderença (p=0,011) ↓ Massa gorda (p=0,011) ↓ Pressão sanguínea (p<0,001)
Figard-Fabre (2010)	Obesos	11	Int: n=6, 3 x sem NW, 4 sem. Com: n=5, 3 x sem caminhada, 4 sem.	NW e caminhada: 4 km.h <sup>-1</sup>	↑ $FC_{max}$ (p<0,001) ↑ $VO_{2pico}$ (p<0,001) ↑ Dispendio energético (p=0,022) ↓ RPE (p=0,031)
Hagner (2009)	Saudáveis	168	Int: n=168, 12 x sem NW, (65 pre, 53 peri, 53 post menopáusicas) Com: nenhum	NW: velocidade individual moderada	↑ HDL (p<0,001) ↓ LDL (p<0,001) ↓ Triglicerídeos (p<0,001) ↓ BMI (p<0,001)
Kukkonen-Harjula (2007)	Sedentários	121	Int: n=60, 40 min, 4 x sem NW, 13 sem. Com: n=61, 40 min, 4 x sem caminhada, 13 sem.	NW e caminhada: 50% da $FC_{max}$	↑ $FC_{max}$ ↑ RER ↑ $VO_{2pico}$ ↑ Lactato ↑ Tolerância exercício (p<0,001) ↓ Dor claudicação (p<0,001)
Schiffer (2006)	Saudáveis	15	Teste de campo incremental	NW e caminhada: 4,3 km.h <sup>-1</sup> até exaustão	↓ Massa gorda (p=0,021)
Aigner (2004)	Saudáveis	20	Teste incremental em esteira rolante	NW e caminhada: até exaustão	↑ $FC_{pico}$ (p<0,001) ↑ Lactato sanguíneo (p<0,001)
Church (2002)	Saudáveis	22	Teste caminhada de 1600 m	NW e caminhada: velocidade auto selecionada	↑ $FC_{pico}$ (p<0,001) ↑ $VO_2$ (p<0,001) ↑ Dispendio energético (p<0,001)
Jordan (2001)	Saudáveis	10	Teste caminhada de 1600 m	NW e caminhada: 75% da $FC_{max}$	↑ $FC_{pico}$ (p<0,05) ↑ $VO_2$ (p<0,05) ↑ Dispendio energético (p<0,05)
Porcari (1997)	Saudáveis	32	Teste de 20 min de caminhada duas vezes	NW e caminhada: submáxima	↑ $FC_{pico}$ (p<0,05) ↑ $VO_2$ (p<0,05) ↑ Dispendio energético (p<0,05)
Rodgers (1995)	Saudáveis	10	Teste de 30 min de caminhada	NW e caminhada: Submáxima (6,7 km.h <sup>-1</sup> )	↑ $FC_{pico}$ (p<0,05) ↑ $VO_2$ (p<0,05) ↑ RER (p<0,05) ↑ Dispendio energético (p<0,05).

Em relação às pesquisas biomecânicas da NW observamos que as mesmas são diversas e até contraditórias na literatura, entre estas, destacamos como exemplo o estudo de Schwameder, *et al.* (1999) que analisaram a cinética e cinemática da articulação do joelho em inclinação negativa durante a caminhada com e sem bastões, e concluíram que em comparação à caminhada livre (ou sem bastões) a NW apresenta redução das cargas aplicadas

no joelho, devido uma distribuição da aplicação da força exercida nos bastões e à alteração da postura mais inclinada à frente durante o movimento de caminhada. Posteriormente, o estudo de Kleindienst, *et al.* (2006) concluiu que não há redução das cargas aplicadas no joelho, e também, determinaram que comparada à caminhada livre, a *NW* aumenta a sobrecarga nesta articulação no início da fase de contato do pé com o solo. Apesar dos estudos anteriores, Jollenbeck, *et al.* (2006) determinaram que nas forças aplicadas no joelho não há diferenças entre a *NW* e a caminhada livre, demonstrando assim a contradição existente na literatura em relação a este tópico tão importante da *NW*.

Posteriormente um estudo empregou o método da dinâmica inversa, e comparou a *NW* com a caminhada livre (sem bastões) e a corrida. Assim, consideraram as diferenças na sobrecarga articular das extremidades inferiores, e determinaram que não há benefícios biomecânicos em relação à sobrecarga articular das extremidades inferiores na prática da *NW* quando comparada à caminhada sem bastões, devido que durante o movimento da *NW* há aumento no comprimento da passada (CP), e este aumento do CP provoca maiores cargas na articulação do joelho após contato do calcanhar com o solo (STIEF *et al.*, 2008). Contudo, ainda são inconclusivos os estudos para determinar se o aumento no CP durante o movimento da *NW* beneficia ou prejudica outros parâmetros da caminhada (como por exemplo as implicações do CP aumentado no trabalho mecânico externo horizontal e vertical da caminhada, e na variabilidade espaço temporal do equilíbrio dinâmico, entre outros). Assim, os principais parâmetros biomecânicos podem ser observados no Quadro 2.

**Quadro 2:** Resumo dos principais estudos biomecânicos, adaptado de Perez-Soriano *et al.* (2014).

<b>Estudo</b>	<b>Parâmetros biomecânicos</b>	<b>Resultados relatados</b>
<b>Jacobson et al. (1997)</b>	-Cinemática -Equilíbrio	- Melhora da estabilidade em sujeitos com problemas no sistema vestibular.
<b>Brunelle e Miller (1998)</b>	-FRS	- Aumento dos componentes vertical e anteroposterior da FRS durante a NW.
<b>Knight e Caldewell (2000)</b>	-Cinemática durante caminhada na inclinação e com carga	- Aumento do comprimento do passo.
<b>Willson et al. (2001)</b>	-Cinemática -FRS	- Aumento do comprimento do passo, - Aumento do tempo de contato, - Redução das FRS .
<b>Thorwesten et al. (2005)</b>	-FRS	- Aumento dos componentes vertical e anteroposterior da FRS durante a NW.
<b>Hagen et al. (2006)</b>	- Goniometria - Impacto - Cinemática - FRS, - Dinâmica Inversa	- Aumento dos componentes vertical e anteroposterior da FRS durante a NW. - Maior impacto no pulso durante a NW comparada à FW.
<b>Jöllenbeck et al. (2006)</b>	- FRS	- Aumento dos componentes vertical e anteroposterior da FRS durante a NW.
<b>Kleindienst et al. (2006; 2007)</b>	- Cinemática - FRS	- Aumento da FRS e impulso de frenagem durante a NW. - Menor FRS e impulso no despegue (take-off) durante a NW.
<b>Schwameder e Ring (2006)</b>	- Cinemática - FRS - Dinâmica Inversa	- Redução da carga articular associada à técnica dos praticantes.
<b>Thorwesten et al. (2006; 2007)</b>	- FRS	- Aumento do tempo de contato durante a NW comparada à FW.
<b>Koizumi et al. (2008)</b>	- FRS - EMG	- Redução da carga na articulação do joelho.
<b>Stief et al. (2008)</b>	- Cinemática - FRS - Dinâmica Inversa	- Aumento do comprimento do passo, - Aumento da FRS.
<b>Perez et al. (2009)</b>	- Pressão plantar	- Redução da pressão plantar no metatarso durante a NW comparada à FW.
<b>Hagen et al. (2011)</b>	- Goniometria - Impacto - Cinemática - FRS, - Dinâmica Inversa	- Aumento dos componentes vertical e anteroposterior da FRS durante a NW.
<b>Pérez et al. (2011)</b>	- Pressão plantar	- Redução das pressões plantares sobre os metatarsos durante a NW comparada à FW, e efeito semelhante entre iniciantes e professores - Efeito residual de pressões reduzidas em professores durante a FW.
<b>Encarnación (2012)</b>	- Impacto - FRS - Pressão Plantar	- Diferenças entre a NW e FW como resultado da experiência dos praticantes.

NW: Caminhada nórdica; FW: Caminhada livre; FRS: força de reação do Solo; EMG: eletromiografia ou ativação eletromiográfica

Também foram analisadas as diferenças na cinética e cinemática da articulação do joelho durante a caminhada livre e a caminhada com 2 tipos diferentes de técnica de utilização dos bastões (NW: condição bastão atrás do corpo - técnica alfa e NW: condição

bastão à frente do corpo), devido a que a caminhada com bastões é uma estratégia para reduzir as cargas no joelho em pessoas com osteoartrite medial de joelho (momento varus), contudo, após constatar que não houve diferenças significativas entre as comparações, o estudo concluiu que essas análises não foram suficientes para esclarecer qualquer efeito na articulação do joelho com as diferentes técnicas utilizadas (OTA *et al.*, 2013).

Em relação ao efeito da utilização de bastões na mecânica das extremidades inferiores, foi determinado que o uso de bastões de *NW* permite realizar maiores velocidades de caminhada, reduzindo o impacto da força de reação do solo (FRS) vertical na articulação do joelho quando comparada à caminhada sem bastões (WILLSON *et al.*, 2001). Contudo, falta compreender como este incremento na velocidade de progressão influencia no deslocamento do centro de massa (CM) e na reconversão das energias mecânicas (energia potencial e energia cinética do CM) durante a *NW* comparando-a com a caminhada livre ou sem bastões.

Praticantes de *trekking* utilizam os bastões para evitar fadiga dos membros inferiores e aumentar a estabilidade de caminhada (equilíbrio dinâmico), o estudo de Atchison (2010) avaliou o efeito da *NW* na sensação subjetiva do esforço (*RPE* do inglês *Rate of perceived exertion*), consumo de oxigênio e na frequência cardíaca em praticantes de *trekking*, caminhando com (*NW*) e sem bastões em uma pista outdoor a 12% de inclinação do terreno. Os resultados da *NW* demonstraram o aumento das variáveis fisiológicas anteriormente citadas sem incremento no *RPE*, sendo isto um paradoxo.

Cabe salientar que, dentre os estudos anteriormente citados, as características metodológicas, ou ainda os diferentes tópicos abordados denotam a divergência na literatura atual da *NW*. Aliás, é observada uma lacuna de estudos de caráter integrativos, ou seja estudos biomecânicos da *NW* relacionados à mecânica e energética da mesma, mais especificamente que analisem a relação do comportamento do trabalho mecânico externo ( $W_{ext}$ ) e interno ( $W_{int}$ ) para movimentar o corpo durante a *NW* e também em relação ao *RPE*, faltando estudos que expliquem quais são os mecanismos que sustentam o *RPE* da *NW* sem alteração quando comparada à caminhada livre. Diante do exposto, e sabendo que até o momento desta revisão não foram encontrados estudos que esclareçam detalhadamente os mecanismos que sustentam sem variação o *RPE*, acredita-se que um aumento na reconversão das energias mecânicas (EP e EK) da caminhada poderia estar atuando concomitantemente com outros fatores, para sustentar sem mudanças o *RPE* da *NW* (este interrogante será aprofundado no Artigo C da presente tese).

### 2.2.2. Aspectos eletromiográficos da caminhada livre e da caminhada nórdica

Em relação à ativação eletromiográfica (EMG) da caminhada livre e nórdica, a revisão do estado da arte é apresentada em um sub-capítulo pela grande quantidade de estudos que nos últimos anos estão sendo realizados referentes a este tópico.

Dentre as ferramentas da biomecânica que permitem uma análise do movimento da caminhada livre e nórdica, a eletromiografia, é uma técnica de pesquisa e representa o sinal interferencial do somatório dos potenciais de ação das unidades motoras ativadas, referentes às fibras musculares monitoradas, e apesar de suas limitações o uso da eletromiografia fornece informações para a quantificação da ativação muscular de movimentos dinâmicos complexos (BASMAJIAN; De LUCA, 1985)

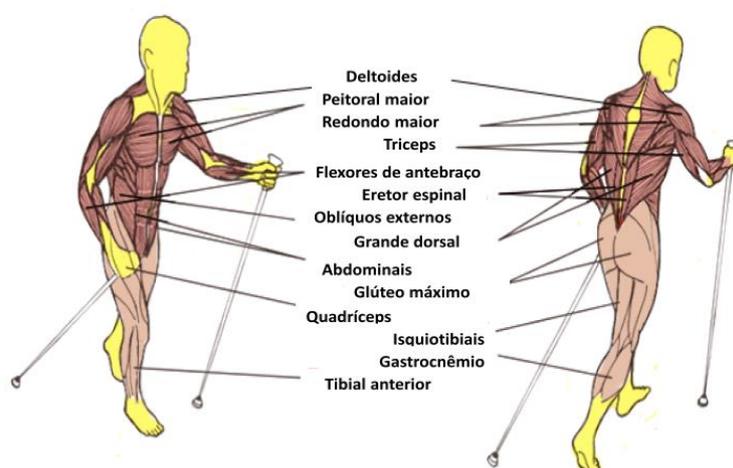
Através da atividade eletromiográfica muscular, e sua quantificação, é possível estabelecer se há alteração do padrão normalmente encontrado. O padrão de atividade eletromiográfica durante a caminhada de indivíduos saudáveis está bem descrito na literatura (BASMAJIAN; De LUCA, 1985; CAPPELLINI *et al.*, 2006; WINTER *et al.*, 1990, 1993).

A mudança na atividade do sinal eletromiográfico (EMG) com o acréscimo da velocidade de caminhada ainda não é totalmente compreendida na literatura. Contudo, é apontado que com o aumento da velocidade de progressão há incremento na atividade EMG dos grupos musculares que contribuem para gerar propulsão durante a caminhada livre (ANDERS *et al.*, 2007; CAPPELLINI *et al.*, 2006), porém, ainda, falta compreender como este aumento da ativação muscular dos membros superiores repercutirá no sinal EMG dos músculos propulsores da caminhada humana e quais adaptações serão realizadas na recrutamento muscular durante a *NW* pré e pós treinamento devido à utilização dos bastões.

Alguns autores estabeleceram que com o acréscimo da velocidade de caminhada há aumento do comprimento da passada (NEPTUNE, KAUTZ, 2001; PELLEGRINI *et al.*, 2015; PEYRÉ-TARTARUGA, 2008; WILLSON *et al.*, 2000), incrementando também a excursão vertical do CM corporal, e a quantidade de ativação dos músculos posturais e propulsores da caminhada. Apesar de que os aumentos nas variáveis citadas anteriormente serem uma característica do movimento da *NW*, o comportamento invariável da *RPE* destaca uma possível redistribuição na ativação muscular, sustentando sem variações o esforço percebido da *NW* quando comparado à caminhada livre.

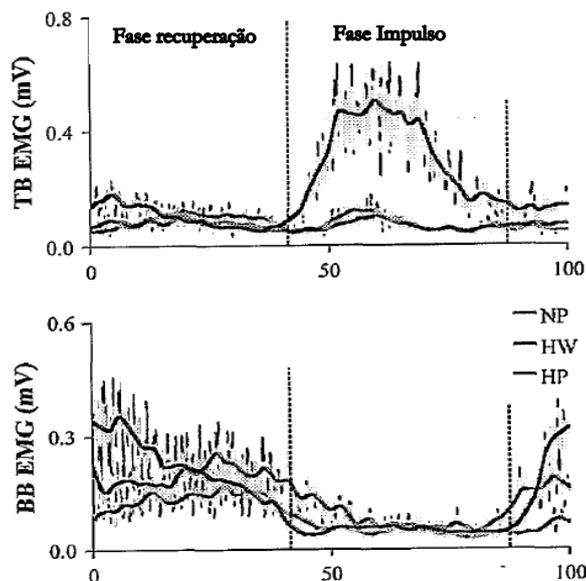
A análise EMG dos padrões da *NW* em diferentes velocidades é de extrema importância para prescrição de programas de treinamento que utilizam a caminhada no campo do treinamento físico, na área da saúde e em programas de reabilitação de marchas

patológicas. Esta análise determina que o recrutamento muscular adicional realizado no movimento dos membros superiores (Figura 5) é o principal responsável pelo incremento no dispêndio energético da *NW* (CARROLL, 2010; CHURCH; EARNEST; MORSS, 2002); também que durante a *NW* é possível realizar velocidades mais altas de caminhada (WILLSON *et al.*, 2001) contudo, apesar do incremento da ativação muscular involucrada no movimento, os autores concordam que não há aumento do *RPE* quando comparada à caminhada livre (CARROLL, 2010; CHURCH; EARNEST; MORSS, 2002; HANSEN; SMITH, 2009; SCHIFFER *et al.*, 2006). Além disso, têm sido reportados estudos que relatam melhoras funcionais na coordenação, postura, equilíbrio e comprimento de passada (FRITZ, *et al.*, 2011).



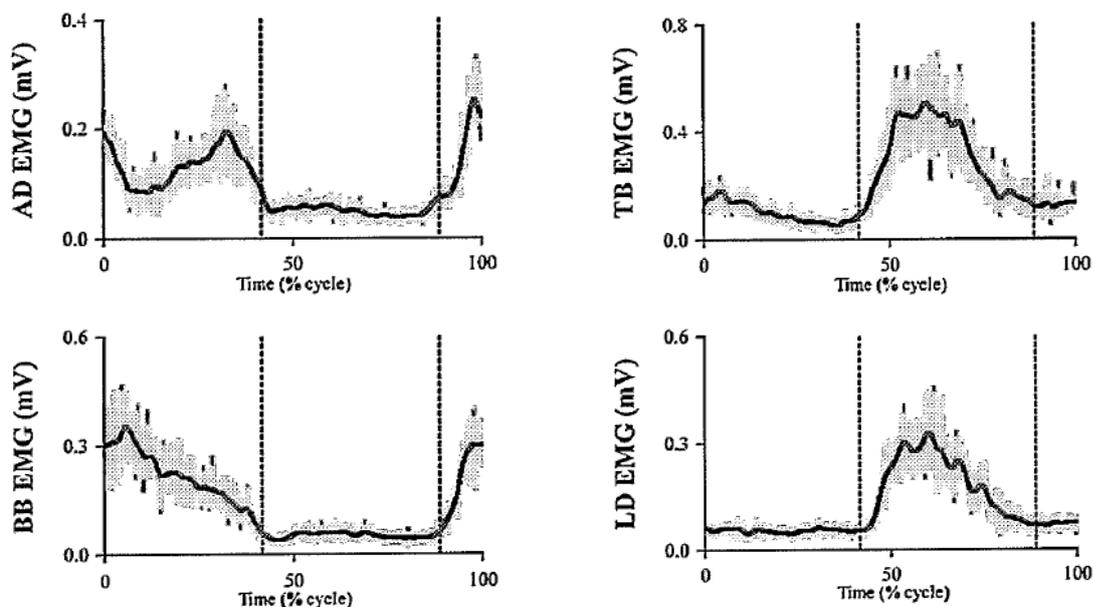
**Figura 5:** Exemplo da ativação muscular durante o movimento da *NW*, traduzido de <http://intraspec.ca/nordic-walking-overview.php>.

Em relação à ativação EMG dos membros superiores durante o movimento da *NW*, foi determinado que o padrão de ativação EMG dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial são alterados conforme a caminhada seja realizada com ou sem bastões de *NW* (FOISSAC; MILLET, 2008). Ainda, cabe salientar que a ativação EMG dos músculos supracitados também variou conforme a fase do movimento de *NW* que estava sendo executada, tendo maior ativação EMG no músculo bíceps braquial durante a fase de balanço do bastão e no músculo tríceps braquial durante a fase de impulso (Figura 6).



**Figura 6:** Sinal EMG retificado do Bíceps braquial (BB) e do Tríceps braquial (TB) durante a fase de balanço e a fase de impulso de um sujeito, normalizado em função do tempo (em % da média da duração do ciclo). NP, HW e HP representam as situações Sem bastões, Carregando bastões, mas sem utiliza-los e Utilizando os bastões com a técnica de NW, respectivamente (adaptado de Foissac *et al.*, 2008).

Ainda, foram observados incrementos significativos na ativação EMG dos músculos dos membros superiores durante a *NW* comparada à caminhada livre, esses resultados também foram significativos para os músculos latíssimo do dorso, tríceps braquial, deltóides anterior e bíceps braquial. Além disso, os músculos antes citados variaram o recrutamento muscular conforme a fase da *NW* que estava sendo executada (Figura 7), apresentando maior ativação EMG durante a fase de balanço do bastão à frente nos músculos deltóides anterior e bíceps braquial, e na fase de impulso do bastão para trás nos músculos tríceps braquial e latíssimo do dorso (FOISSAC; MILLET, 2008).



**Figura 7:** Ativação eletromiográfica dos músculos deltóides anterior (AD), bíceps braquial (BB), tríceps braquial (TB) e latíssimo do dorso (LD) durante a fase de balanço (de 0% até 50% do ciclo) e a fase de propulsão (dos 50% até 100% do ciclo) no movimento da NW (adaptado de Foissac *et al.* 2008).

Destaca-se na literatura da NW o incremento na ativação EMG, e foi determinado que há incremento na ativação EMG da NW quando comparada à caminhada livre, mas não foram reportadas diferenças significativas entre ambos tipos de caminhada (SCHIFFER *et al.*, 2011). Provavelmente devido ao tamanho reduzido da amostra ou também devido aos diferentes pesos dos bastões utilizados, os quais não representaram um esforço significativo. Contudo, cabe salientar uma diminuição do percentual de ativação dos músculos analisados durante a caminhada livre quando comparados ao percentual da NW, tendo uma ativação EMG de 14%, 78%, 50% e 7% menor no músculo bíceps braquial, tríceps braquial, trapézio e deltóides, respectivamente, quando comparada à NW. Estes valores, embora não sejam significativos, evidenciam o maior recrutamento muscular durante o movimento da NW (Tabela 1).

**Tabela 1:** Média do valor RMS (média  $\pm$  DP) dos músculos analisados nas diferentes condições. Adaptado de Schiffer *et al.*(2011). W significa caminhada e NW caminhada nórdica.

Média da ativação Máxima (mV)	W	NW
<b>Bíceps braquial</b>	0,089 $\pm$ 0,072	0,14 $\pm$ 0,076
Percentagem da NW	86 %	100 %
<b>Tríceps braquial</b>	0,051 $\pm$ 0,74	0,23 $\pm$ 0,15
Percentagem da NW	22,2%	100%
<b>Trapézio</b>	0,37 $\pm$ 0,19	0,74 $\pm$ 1,12
Percentagem da NW	50%	100%
<b>Deltóides</b>	0,12 $\pm$ 0,09	0,13 $\pm$ 0,10
Percentagem da NW	92,3%	100%

Esses benefícios apontados na *NW* estão relacionados ao tipo de movimento realizado que contempla o recrutamento muscular da maioria dos músculos do corpo. Sabe-se que o recrutamento muscular da caminhada livre e da *NW* varia conforme a velocidade de caminhada (ANDERS *et al.*, 2007; CAPPELLINI *et al.*, 2006) a inclinação do terreno (PELLEGRINI *et al.*, 2015; PERREY; FABRE, 2008) ou o peso do bastão, incrementando a ativação muscular conforme aumentam essas variáveis (CARRIER; ANDERS; SCHILLING, 2011; FOISSAC; MILLET, 2008; HANSEN; SMITH, 2009).

Quando comparada a *NW* com a caminhada sem bastões, foi sugerido que há uma redistribuição eficiente na ativação muscular dos músculos dos membros inferiores para os músculos dos membros superiores (representando um aumento de 15% de ativação EMG nos membros superiores) devido à utilização dos bastões, sendo este resultado explicado pelo incremento na ativação dos músculos que realizam o movimento de propulsão durante a extensão do ombro e do cotovelo (FOISSAC; MILLET, 2008). Este achado fortalece ainda mais a utilização deste tipo de caminhada em diferentes populações (idosos entre outros) que precisam de um nível de treinamento maior do que uma simples caminhada e, contudo, com impacto menor do que a corrida.

Contudo, outros estudos reportam outras melhoras relacionadas à saúde, devido à utilização de bastões durante o movimento da caminhada, também é melhorada a estabilidade da caminhada diminuindo assim o risco de quedas em populações específicas como idosos e pacientes com Parkinson (BAATILE *et al.*, 2000; FIGUEIREDO, *et al.*, 2013; FOISSAC; MILLET, 2008; KOCUR, *et al.*, 2009, 2015; LEE; PARK, 2015; MONTEIRO, *et al.*, 2016; PARKATTI; PERTTUNEN; WACKER, 2012; REUTER *et al.*, 2011; SONG *et al.*, 2013; TAKESHIMA *et al.*, 2013)

Em relação à ativação EMG dos músculos normalmente analisados nos estudos da *NW*, foi apontado um aumento da ativação EMG de +50% para o bíceps braquial, de +70% para o deltóides anterior, de +100% para o latíssimo do dorso e +150% para o tríceps braquial durante a *NW* quando comparada com a caminhada sem bastões (FOISSAC; MILLET, 2008). Contudo, é possível observar que os artigos analisados não avaliaram outros músculos do tronco e dos membros superiores que também são muito importantes no movimento da *NW*, como por exemplo, o peitoral maior, peitoral menor, serrátil anterior, rombóides e o redondo maior são também muito requisitados durante as diferentes fases do movimento da *NW*, e análise do recrutamento muscular desses músculos anteriormente citados pode nos auxiliar na

compreensão do custo energético da caminhada e do paradoxo da sensação subjetiva do esforço.

Recentemente Pellegrini *et al.* (2015) avaliaram a ativação muscular (e as respostas fisiológicas e força do bastão) da *NW* durante a caminhada em esteira rolante ( $4\text{km h}^{-1}$ ) no plano e a 15% de inclinação de 9 praticantes experientes de *NW*. Este estudo avaliou a ativação EMG de 7 músculos da parte superior do tronco (músculo eretor espinal longíssimo, trapezius, latíssimo do dorso, deltoídes anterior, bíceps braquial, tríceps braquial cabeça lateral e reto abdominal) e 5 músculos dos membros inferiores (músculo glúteo médio, vasto lateral, bíceps femoral, gastrocnêmio lateral e tibial anterior). Constataram que o  $\text{VO}_2$  da *NW* foi 22% maior que na *CL* no plano, e a ativação EMG foi de 2 a 15 vezes maior durante o movimento da *NW* quando comparada à caminhada sem bastões. Os autores concluem estabelecendo que embora as diferenças no dispêndio energético extra da *NW* e *CL* sejam pequenas em condições de caminhada na inclinação, o incremento da ativação muscular envolvida durante o exercício da *NW* poderia proporcionar em terrenos inclinados benefícios adicionais a aqueles proporcionados pela caminhada sem bastões. Ainda, sugere-se que pessoas com dor lombar poderiam se beneficiar da utilização de bastões durante à caminhada na inclinação.

Analisando o comportamento dos membros inferiores, foi observado que os músculos vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF) e gastrocnêmio (GAS) apresentam uma menor ativação EMG que na caminhada sem bastões nas diferentes velocidades de caminhada analisadas ( $3,6$  a  $7,2 \text{ km.h}^{-1}$ ). Destacando que a utilização de bastões de *NW* atenua a ativação muscular nos membros inferiores durante a fase de impulso do bastão, e essa diminuição na ativação dos músculos dos membros inferiores incrementa o dispêndio energético nos membros superiores nas altas velocidades de caminhada (SUGIYAMA *et al.*, 2013).

Em relação à frequência preferida de caminhada, determinou-se que a utilização de bastões de caminhada reduz a ativação muscular dos membros inferiores em 15% e aumenta a ativação muscular dos membros superiores em 95%. Também, definiram que altas frequências de passada durante a *NW* são fisiologicamente menos eficientes, enquanto que caminhar em baixas frequências de passadas redistribui o trabalho muscular dos músculos da coxa e panturrilha para os músculos dos membros superiores sem incremento no  $\text{VO}_2$ , evidenciando assim a possível existência de uma redistribuição eficiente da atividade muscular dos membros inferiores para os superiores durante a *NW* (FOISSAC; MILLET, 2008).

Contudo, foi demonstrado que essa redução na ativação EMG e no dispêndio energético nos músculos dos membros inferiores, com o consequente aumento nos membros superiores não modifica a velocidade ótima ( $V_{ótima}$ ) da NW (SUGIYAMA *et al.*, 2013). Cabe salientar, que não há estudos específicos que analisem a  $V_{ótima}$  durante a NW, e os efeitos da utilização dos bastões e do aumento do comprimento da passada na  $V_{ótima}$  e no RPE após 8 semanas de treinamento com bastões.

Considerando que durante situações de locomoção de pouca eficiência mecânica, como na situação de velocidades mais baixas que a  $V_{ótima}$ , são geradas situações de instabilidade de locomoção e provavelmente maiores co-contrações musculares (HORTOBÁGYI *et al.*, 2009), acredita-se que estas perturbações também aconteçam durante as primeiras experiências da caminhada com bastões. Deste modo, espera-se que analisando a co-contração muscular da NW comparadas à caminhada livre seja possível discernir se as mudanças provocadas na ativação EMG permitem explicar o comportamento da RPE da NW e a redistribuição do recrutamento muscular durante a caminhada com bastões.

Diante o exposto, acredita-se que a ativação eletromiográfica dos músculos recrutados analisado em forma conjunta com o custo de transporte e o trabalho mecânico durante o movimento da caminhada de idosos sedentários com bastões poderia auxiliar na compreensão do comportamento do índice de esforço percebido durante a NW (técnica alfa; e este relação será aprofundada no Artigos C desta tese).

### **2.3. Treinamento de caminhada nórdica em diferentes populações**

São comumente reconhecidos os benefícios da prática de atividades físicas para a saúde, ganhos importantes são obtidos através da realização de atividades de resistência como a caminhada, que por sua simplicidade é amplamente praticada em indivíduos de todas as idades (SCHIFFER *et al.*, 2006). A caminhada é uma atividade dinâmica e aeróbica que proporciona numerosos benefícios ao sistema musculoesquelético. Além disso, é uma atividade popular, econômica, com baixo risco de lesão e muito praticada pela população em geral.

Contudo, surge atualmente a prática da NW para o treinamento esportivo e para o tratamento e reabilitação de diferentes doenças, especialmente nos países Europeus e, também em outros continentes como América e África ( PÉREZ-SORIANO *et al.*, 2014; SEVENSSON, 2009; TSCHENTSCHER; NIEDERSEER; NIEBAUER, 2013).

Dentre as características mais sobressalientes anteriormente relatadas da *NW*, destacam-se o aumento consumo de oxigênio ( $VO_2$ ), da FC, da concentração de lactato em sangue, do custo de transporte ( $J.kg^{-1}.m^{-1}$ ), da ativação muscular, da estabilidade de caminhada, da velocidade média de caminhada, porém, sem aumento da sensação subjetiva de esforço (ATCHISON, 2010; PELLEGRINI *et al.*, 2015; PIECH; RACZYŃSKA, 2010; PORCARI *et al.*, 1997; SEVENSSON, 2009), isto significa que os praticantes desta atividade apresentam incremento de todas em variáveis anteriormente nomeadas, mas, a sensação subjetiva de esforço (*RPE*) não muda, sendo este o principal motivo pelo qual a *NW* é muito utilizada em programas de reabilitação e tratamento de diferentes patologias (como por exemplo: doenças arterial coronariana, insuficiência cardíaca, hipertensão arterial, hiperlipidemia, doença arterial periférica, diabetes mellitus tipo 2, intolerância a glicose, obesidade, doença de Parkinson, dor lombar, osteoartrate, doença pulmonar obstrutiva crônica entre outras (BREYER *et al.*, 2010; COLLINS *et al.*, 2005; EIJKEREN, VAN *et al.*, 2008; FIGARD-FABRE, *et al.*, 2011; FRITZ, *et al.*, 2011; GRAM, *et al.*, 2010; HAGNER *et al.*, 2009; HAGNER-DERENGOWSKA *et al.*, 2015; HARTVIGSEN, *et al.*, 2010; HOMMA; JIGAMI; SATO, 2016; KAWAMOTO *et al.*, 2015; KEAST *et al.*, 2013; KOCUR; WILK, 2006; LANGBEIN, *et al.*, 2002; LEJCZAK *et al.* 2016; MIKALACKI; COKORILO; KATIĆ, 2011; MONTEIRO, *et al.*, 2016; PORCARI *et al.*, 1997; REUTER *et al.*, 2011).

Deste modo, pesquisadores têm analisado o efeito do treinamento da *NW* em populações com diferentes tipos de patologias, destacando-se estudos em mulheres sedentárias e em obesas (FIGARD-FABRE, *et al.*, 2010; STOUGHTON, 1992); em indivíduos com sobrepeso e diabetes mellitus tipo II (FRITZ, *et al.*, 2011) em cardíacos (KOCUR, *et al.*, 2009; KOCUR, WILK, 2006; LAUKKANEN *et al.*, 2007; PORCARI *et al.*, 1997); em pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica –DPOC (BREYER *et al.*, 2010); em indivíduos com Parkinson (BAATILE *et al.*, 2000; MONTEIRO, *et al.*, 2016; REUTER *et al.*, 2011); e também para o tratamento da fibromialgia e da dor lombar crônica (BUSCH *et al.*, 2011; HARTVIGSEN, *et al.*, 2010); os quais coincidem na melhora da capacidade aeróbica e da resistência muscular após de um período de treinamento específico de *NW* quando comparado à caminhada livre.

Em mulheres obesas, foi observado que após quatro semanas de treinamento de *NW* (3 vezes por semana de 45 minutos) houve um incremento das respostas fisiológicas (VE,  $VO_2$ , FC, e custo energético) e diminuição do *RPE* após este período de aprendizado (FIGARD-

FABRE, *et al.*, 2010), e ainda posteriormente foi determinado que a *NW* em mulheres obesas permite um incremento na intensidade do exercício e na aderência ao programa de treinamento sem incremento na *RPE* o que repercute no incremento da capacidade aeróbica (FIGARD-FABRE, *et al.*, 2011)

Em pacientes com sobrepeso e diabetes mellitus tipo II, normal ou com tolerância a glicose diminuída (n=212) foram analisados os efeitos da *NW* na qualidade de vida relacionada à saúde destes pacientes, após um período de 4 meses de treinamento (5 horas semanais) reportaram que houve melhora na qualidade de sono e no índice de massa corporal nos participantes com tolerância normal à glicose após o treinamento com *NW*, e também reportaram que houve nenhuma ou pouca dor músculo esquelética em comparação ao grupo controle (FRITZ, *et al.*, 2011).

Igualmente o efeito de três semanas de treinamento (5 sessões por semana) foi avaliado em um programa de reabilitação cardíaca comparando a *NW* com a caminhada livre, e determinou-se que a *NW* pode melhorar a capacidade de exercício, a resistência dos membros inferiores e a coordenação dos movimentos em pacientes com boa tolerância ao exercício participantes da reabilitação precoce, de curto prazo, após uma síndrome coronariana aguda (KOCUR, *et al.*, 2009).

Benefícios do treinamento de *NW* também foram reportados em pacientes com Doença de Parkinson (*DP*; n=90) após seis meses de treinamento (3 vezes por semana de 70 minutos), apresentando melhoras em relação ao equilíbrio, qualidade de vida, comprimento do passo, variabilidade da marcha, velocidade máxima de caminhada, capacidade de exercício a nível submáximo, quando comparada com o programa de caminhada livre e de flexibilidade, e após as avaliações todos os pacientes continuaram praticando a *NW* (REUTER *et al.*, 2011).

Do mesmo modo, foi comprovado que a *NW* pode melhorar a mobilidade dos pacientes portadores de *DP*, assim, examinaram os efeitos benéficos após um período de treinamento em 19 pacientes com *DP*, os quais realizaram 6 semanas um programa de exercícios de *NW*. Os pacientes foram avaliados antes do treino e imediatamente após e 9 pacientes continuaram realizando *NW* e foram reavaliados após 5 meses de treinamento. Foi reportado que após 6 semanas de treino de *NW* houve melhora significativa no teste cronometrado de 10 m, no teste de sentar e levantar (TUG), no teste de caminhada de 6 minutos e na qualidade de vida destes pacientes. Cabe salientar que todos os efeitos do tratamento persistiram nos 5 meses de treinamento. Ainda, determinaram que a adesão ao

treino foi excelente e não houve efeitos adversos. Estes resultados preliminares sugerem que a *NW* é uma maneira segura, eficaz e agradável de reduzir a inatividade física em *DP* e melhorar a qualidade de vida (van EIJKEREN, *et al.*, 2008).

Outros estudos em pacientes com *DP* avaliaram o efeito de um programa de flexibilidade e relaxamento, caminhada e *NW* na velocidade da marcha, comprimento do passo, variabilidade do passo e a qualidade de vida relacionada à saúde. Os pacientes foram alocados aleatoriamente para os três grupos de tratamento, durante 6 meses com 3 sessões de exercícios por semana, cada uma com duração de 70 min. A avaliação após a conclusão do treinamento mostrou que a dor foi reduzida em todos os grupos, o equilíbrio e a qualidade de vida relacionada à saúde foram melhorados. Além disso, o grupo caminhada e o grupo *NW* melhoraram o comprimento do passo, a variabilidade da marcha, velocidade de caminhada máxima, a capacidade de exercício a nível submáximo. *NW* foi superior à flexibilidade e programa de relaxamento e caminhadas na melhoria da estabilidade postural, comprimento do passo, padrão de marcha e variabilidade da marcha. Todos os pacientes do grupo de *NW* continuaram praticando-a depois de completar o estudo (FRITZ, *et al.*, 2011; REUTER *et al.*, 2011).

Recentemente, o estudo de Monteiro *et al.* (2016) avaliou 33 pacientes com *DP* que realizaram treinamento de *NW* (n=16) e de CL (n=17) durante 6 semanas, e constatou-se que houve melhoras na escala que avalia a *DP*, melhora no equilíbrio, melhora na distancia do teste de TUG, melhora na velocidade autosseleccionada de caminhada e melhora no índice de reabilitação locomotora em ambos grupos, e melhoras significativas no grupo *NW* para mobilidade funcional, e os autores concluem estabelecendo que a *NW* melhora os parâmetros funcionais e a mobilidade da caminhada, demonstrando que a *NW* é mais efetiva que a CL na mobilidade funcional dos pacientes com *DP*, sendo assim, mais uma vez recomendada a prática de *NW* como método de reabilitação desta população.

Os estudos que utilizam o treinamento da *NW* na melhora da saúde e condicionamento físico vão sendo ampliados às outras populações, deste modo o treinamento de *NW* foi aplicado à 60 pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC), divididos em dois grupos, um treinava *NW* e outro caminhada livre, durante 3 meses (3 vezes por semana com duração de 1 hora a 75% da sua FC máxima). Depois de três meses de treinamento, o grupo que realizou treino de *NW* aumentou a velocidade de caminhada e a intensidade da caminhada quando comparado ao grupo que realizou caminhada livre. Assim, os autores concluíram que a *NW* é uma alternativa factível, simples e efetiva de treinamento para

pacientes com DPOC, e teve um impacto positivo na qualidade de vida destes pacientes (BREYER *et al.*, 2010).

Em mulheres com fibromialgia (n=34), foi avaliado o efeito de moderada a alta intensidade de *NW* para determinar a capacidade funcional e melhora das dores. Assim, determinaram que a *NW*, provoca exigências maiores sobre a parte superior do corpo e foi bem tolerado entre as mulheres que completaram as sessões de treinamento (45 minutos duas vezes por semana, durante 15 semanas). Deste modo, reportaram-se melhoras significativas no teste de caminhada de 6 minutos e em scores físicos, e também houve redução da FC nas mulheres do grupo da *NW* quando comparadas ao grupo controle que realizou treino de CL (BUSCH *et al.*, 2011; MANNERKORPI *et al.*, 2010).

O resumo dos estudos de intervenção encontrados até o momento pode ser observado no Quadro 3.

**Quadro 3:** Resumo dos principais estudos que analisam a intervenção com treinamento de NW, adaptado de Perez-Soriano *et al.* (2014).

Estudo	Variáveis do estudo/ Doenças	Diferenças reportadas entre as intervenções
Walter et al., (1996)	- Reabilitação cardíaca e capacidade vital	- Aumento do estímulo e melhora da capacidade vital e funcional na NW comparada à FW.
Jacobson et al. (1997)	- Distúrbios vestibulares e equilíbrio	- Aumentos das melhorias no grupo NW comparado à FW.
Baatile et al. (2000)	- Doença de Parkinson	- Melhora geral da saúde e melhora das atividades da vida diária.
Schiebel et al. (2003)	- Eficácia na população de obesos	- Melhoras aumentadas para a NW.
Sprod et al. (2005)	- Câncer de Mama	- Melhoras na musculatura dos membros superiores.
Wilk et al. (2005)	- Reabilitação cardíaca e capacidade vital	- Melhoras no estímulo e no aumento da capacidade vital e funcional na NW comparada à FW.
Strömbeck et al. (2007)	- Doença de Sjogren	- Melhoras dos sintomas na NW comparado à outras intervenções.
Van Eijkeren et al. (2008)	- Doença de Parkinson	- Melhora significativa na mobilidade na NW após programa de treinamento.
Kocur et al. (2009 <sup>a</sup> ; 2009 <sup>b</sup> )	- Reabilitação cardíaca e capacidade vital	- Maior estímulo para melhora da capacidade vital e funcional na NW comparada à FW.
Suija et al. (2009)	- Depressão	- Diminuição da medicação utilizada
Breyer et al. (2010)	- Doença pulmonar obstrutiva crônica	- Aumento do tempo do movimento na NW comparada à FW.
Figard-Fabre et al. (2010)	- Eficácia na população de obesos	- Aumentada na NW que na FW.
Gram et al. (2010)	- Diabetes	- Sem diferenças significativas na hemoglobina glicada.
Hartvigsen et al. (2010)	- Dor lombar	- Melhoras dos sintomas, e redução da medicação.
Morgulec-Adamowicz et al. (2011)	- Reabilitação cardíaca e capacidade vital	- Maior estímulo para a melhoria da capacidade vital e funcional na NW em comparação com a FW.
Parkatti, et al. (2012)	-Força, resistência e flexibilidade	- Melhoria das variáveis analisadas durante treinamento de NW em relação aos programas tradicionais de condicionamento físico.
Figueiredo et al. (2013)	- Velocidade de caminhada	- Aumento de 106% para o grupo NW comparado à FW.
Keast et al. (2013)	- Reabilitação cardíaca e capacidade vital	- Maior estímulo para a melhoria da capacidade vital e funcional na NW em comparação com a FW.
Takeshima et al. (2013)	-Força, resistência e flexibilidade	- Melhoria das variáveis analisadas durante treinamento de NW em relação aos programas tradicionais de condicionamento físico.
Lee e Park, (2015)	- Funções físicas e depressão em idosos frágeis	- NW foi mais efetivo e a mais atrativo que os exercícios gerais nesta população.
Monteiro et al. (2016)	- Doença de Parkinson	- Aumento da melhora nos parâmetros funcionais, na mobilidade de deambulação e na mobilidade funcional

NW: Caminhada nórdica; FW: Caminhada livre.

#### 2.4. Características do envelhecimento e da locomoção de idosos

Com incremento da utilização da caminhada nórdica na reabilitação, e a expansão dela como método de treinamento do condicionamento físico, os estudos que avaliaram a *NW* foram incrementando nos últimos anos e assim, outros trabalhos analisaram o efeito do treinamento da *NW* em indivíduos idosos .

Em relação ao treinamento dos idosos, a Organização Mundial da Saúde (OMS) considera pessoas idosas, indivíduos com mais de 65 anos nos países desenvolvidos e mais de 60 anos nos países em desenvolvimento. A sociedade atual apresenta um evidente aumento da população de idosos, e no Brasil esperasse para o ano 2050 que para cada 100 crianças de 0 a 14 anos existirão 172,7 idosos segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), devido principalmente à uma diminuição da taxa de natalidade e aumento na média da esperança de vida (DESCHENES, 2004).

Relacionado ao processo de envelhecimento relatam-se a redução de diferentes funções fisiológicas. Assim, há diminuição da força muscular, do equilíbrio e da aptidão física em geral que são fatores importantes para a qualidade de vida dos idosos, e estas diminuições das capacidades representa um aumento no risco de potenciais quedas, sendo a prevenção das quedas um item importante na prevenção da saúde dos idosos (DEAN; KUO; ALEXANDER, 2004; GARDNER; ROBERTSON; CAMPBELL, 2000).

Os idosos são também mais propensos a sofrer doenças neuromusculares (SIMOCELI *et al.*, 2003), ainda, a progressiva perda de aptidões funcionais nesta população aumenta com a propensão ao sedentarismo (KALLINEN; MARKKU, 1995). Apesar de que os idosos que não praticam atividade física em forma regular sejam considerados sedentários, sabe-se que há idosos sedentários que são mais ativos que outros. Contudo, foi estabelecido que para envelhecer com saúde e qualidade de vida, é importante estimular a prática regular de atividades físicas e adotar um estilo de vida mais ativo (HELRIGLE *et al.*, 2013).

Em relação ao equilíbrio corporal dos idosos, essa capacidade física é essencial nas atividades da vida diária desta população e sua falta é o principal causador de quedas. Reconhece-se que é um elemento muito afetado na terceira idade, e tem sido apontado que o exercício melhora o equilíbrio, por promover o fortalecimento dos membros inferiores e proporcionar a melhor dos reflexos motores e nas reações posturais (SPIRDUSO; FRANCIS; MACRAE, 1995). Essa melhora do equilíbrio proporciona ao idoso uma melhora na capacidade funcional e uma maior independência na realização das atividades da vida diária, diminuindo assim a propensão às quedas.

Sabe-se que para o controle do equilíbrio é necessária a conservação do centro de gravidade sobre a base de sustentação durante situações estáticas e dinâmicas. Para conseguir manter o equilíbrio corporal são necessárias a interação de informações provenientes do sistema vestibular, o somatossensorial e o visual. O primeiro sistema é sensível às acelerações lineares e angulares, o segundo sistema é composto por vários receptores que

percebem a posição e a velocidade de todos os segmentos corporais e o seu contato com objetos externos (como por exemplo o contato do pé com o solo) e a orientação da gravidade (WINTER; PATLA; FRANK, 1990). As informações do terceiro sistema, o visual, estão relacionadas com a forma, cor e movimento dos objetos e do próprio corpo. Neste sistema, o envelhecimento causa a diminuição da capacidade visual, e também, devido a esta restrição da visão, ocorre uma diminuição na percepção da profundidade, e são estas alterações as que contribuem com a instabilidade corporal (BITTAR, *et al.*, 2002; HOBEIKA, 1999).

Também, é comumente aceito que nos idosos a força muscular é reduzida, isto é devido principalmente a atrofia da massa muscular concomitantemente com uma redução da área de secção transversa (DOHERTY, 2003; FRONTERA *et al.*, 2000; TRAPPE, *et al.*, 2003) e ainda uma deficiência na produção da força no nível da interação entre actina e miosina (FRONTERA *et al.*, 2000; LOWE *et al.*, 2001; MORSE *et al.*, 2005; PHILLIPS; BRUCE; WOLEDGE, 1991).

Estudos realizados em fibras isoladas *in vivo* em humanos demonstraram que a força que o músculo exerce ao alongar-se (contração excêntrica) apresenta uma menor redução devido ao processo de envelhecimento que a força exercida durante a contração isométrica e durante o encurtamento (contração concêntrica; (KLASS; BAUDRY; DUCHATEAU, 2007; PORTER; VANDERVOORT; KRAMER, 1997; POUSSON; LEPERS; VAN HOECKE, 2001; VANDERVOORT; KRAMER; WHARRAM, 1990).

Ainda são necessários mais estudos que avaliem os efeitos das mudanças nas propriedades de contração do músculo e sua repercussão no trabalho mecânico realizado durante a locomoção.

Em relação à locomoção, sabe-se que o controle desta está diretamente relacionado com a economia de movimento. Durante a caminhada humana, a economia da locomoção pode também ser avaliada através da quantificação do custo de transporte (C), definido como a quantidade de dispêndio energético necessário por metro de distância percorrido (SCHMIDT-NIELSEN, 1972). Estudos anteriores reportaram que os seres humanos como também os animais (HOYT; TAYLOR, 1981; MARGARIA, 1938) escolhem uma velocidade de caminhada que apresenta um C mínimo para se locomover.

Na locomoção de idosos saudáveis foi reportado que o trabalho mecânico que eles apresentam não é significativamente maior, apesar de um maior dispêndio energético, resultando assim em uma menor eficiência mecânica, atribuída à co-ativação dos músculos

antagonistas (MIAN, *et al.*, 2006), possivelmente como uma adaptação na mecânica para garantir a estabilidade da caminhada.

Sendo assim e considerando às adaptações mecânicas da caminhada, outras adaptações fisiológicas e neuromusculares são relatadas devido ao treinamento da caminhada em idosos (HELRIGLE *et al.*, 2013; MIAN *et al.*, 2006; NAGANO *et al.*, 2011), acreditamos que essas adaptações irão promover melhoras no trabalho mecânico e nas respostas fisiológicas após oito semanas de treinamento dos idosos sedentários, e as alterações das mesmas serão aprofundadas no Artigo C da presente tese.

## **2.5. Treinamento de caminhada nórdica em idosos**

Considerando o aumento da expectativa de vida a nível mundial, há necessidade de melhorar o condicionamento físico e a qualidade de vida da população de idosos, contudo diferentes programas de intervenção destacam o risco de quedas, a fragilidade, fatores físicos, sociais e emocionais como motivos de diminuição da atividade física e de isolamento social na população de idosos (LEE; PARK, 2015).

Cabe destacar, que embora tenham aumentado os estudos que realizam treinamento de *NW* em idosos sedentários, ainda os mesmos são escassos e faltam ECR para gerar consenso acerca dos benefícios reais da Caminhada nórdica na saúde e a qualidade de vida desta população. Entendemos que a utilização de bastões de *NW* proporciona um incremento na amplitude de movimento dos braços e a realização de uma aplicação de força adicional no momento da fase de impulso do bastão no chão sendo estas características da técnica da *NW* as que atuam no incremento da resistência da força dos membros superiores, contudo, diversos autores destacam outros benefícios na população de idosos, e os mesmos serão relatados a continuação.

O exercício físico cumpre um papel fundamental em manter e incrementar os níveis de atividade física, funcional e a qualidade de vida em idosos. Estudos anteriores, tem demonstrado os benefícios do treinamento cardiorrespiratório e do treinamento da força em idosos a partir das 8 semanas de prática de atividade física controlada (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE *et al.*, 2009; GARBER *et al.*, 2011; HASKELL *et al.*, 2007).

A caminhada é o exercício físico mais popular entre idosos do mundo todo, mas, os benefícios desta são principalmente cardiorrespiratórios e não apresentam efeitos no ganho de força e outros parâmetros da aptidão funcional desta população. Ainda, o treino de força, tem

se demonstrado efetivo no ganho de força, mas não apresenta ganhos significativos no resistência cardiorrespiratória dos idosos (TAKESHIMA *et al.*, 2007).

Em busca dos benefícios da atividade física em idosos, tem sido desenvolvidos programas de treinamento com o objetivo de ganhos de força, resistência ou flexibilidade, em modelos de treinamento concorrente ou treinamento combinado, em contraparte, é possível que a prática deste tipo de atividade física conhecida também como caminhada com bastões envolva ganhos nos parâmetros desejados nos idosos, e neste sentido, estudos que avaliam a pratica e o treinamento de *NW* em idoso tem aumentado últimos anos (PÉREZ-SORIANO *et al.*, 2014; SKÓRKOWSKA-TELICHOWSKA *et al.*, 2016; TSCHENTSCHER; NIEDERSEER; NIEBAUER, 2013). Sabe-se que o treinamento de *NW* é benéfico para os idosos, principalmente porque na sua execução a *NW* é uma combinação do movimento da caminhada convencional com a realização de exercícios de força dos membros superiores ao realizar a fase de impulso do bastão no solo como anteriormente foi citado.

Dentre os recentes estudos de ECR publicados, com aplicação de treinamento de *NW* em idosos sedentários comparando os efeitos da *NW* com a *CL*, o estudo de Parkatti *et al.* (2012) reportou melhoras nas variáveis da capacidade aeróbica e na força muscular e resistência dos membros superiores dos idosos após 9 semanas de treinamento (60 min, duas vezes por semana). Ainda, os autores salientam que a *NW* pode ser recomendada no treinamento de idosos que sentem insegurança ao se locomover.

Posteriormente outro estudo determinou que o treinamento de *NW* melhora a distancia percorrida no teste de caminhada de 6 minutos, a velocidade de caminhada e também a resistência quando comparada à *CL*. Ainda concluíram que o treinamento de *NW* foi 106% mais eficaz para melhorar a marcha dos idosos do que a caminhada livre, e os autores salientam que a *NW* é uma técnica segura, viável e agradável, recomendando sua utilização para terapeutas com intuito de melhorar também a mobilidade dos idosos (FIGUEIREDO, *et al.*, 2013).

Igualmente, foi confirmado que houve mudanças na composição corporal, na força muscular e no colesterol total após 12 semanas de treino de *NW* (3 vezes por semana de 60 minutos) mulheres idosas (n=67 divididas em três grupos: *NW*, *CL* e controle). Especificamente o grupo *NW* teve maiores melhoras na força muscular dos membros superiores (avaliado com dinamômetro) devido a que o movimento de *NW* utiliza-se de bastões e é realizada a aplicação de força a cada impulso do bastão contra o solo e a caminhada livre não. Os autores salientam a utilização do treinamento de *NW* em pacientes

com artrite e doenças osteomusculares crônicas para avaliar o efeito médico da *NW* como método de reabilitação (SONG *et al.*, 2013).

Posteriormente avaliou-se o efeito de 12 semanas de treinamento de *NW* em idosos frágeis de 70 ou mais anos de idade, comparando com o grupo que praticava exercícios gerais. Após este período foram observadas melhoras no equilíbrio, na força muscular dos membros inferiores, diminuição da fraqueza e depressão. No geral, a *NW* (1 hora de exercício 3 vezes x semana) demonstrou melhora na força muscular dos membros superiores e inferiores, melhora no equilíbrio, diminuição dos níveis de fraqueza muscular e de depressão que o grupo exercício geral (1 hora de exercício 3 vezes x semana, onde eram efetuados exercícios de alongamento e exercícios simples de força com o objetivo de melhorar a força muscular e flexibilidade dos idosos). Deste modo, os autores concluíram que a *NW* mais eficaz na melhora da condição física que a prática de exercícios gerais, e ainda é uma opção mais atrativa de atividade física para melhorar a funcionalidade dos idosos frágeis (LEE, PARK, 2015).

Também os efeitos da *NW* comparada à *CL* e o treino de resistência foram comparados por Takeshima *et al.* (2013) em um ensaio clínico randomizado com 65 idosos divididos em 4 grupos de treinamento (Grupo: *NW*, Grupo *CL*, Grupo Resistencia e Grupo Controle), os quais treinaram 1 hora em cada sessão, 3 vezes por semana durante 12 semanas e após este treinamento foi constatado que o grupo *NW* teve os melhores benefícios e ganhos em relação à melhora da força nos membros superiores, na resistência cardiovascular, e na flexibilidade, sendo assim recomendada a *NW* como um efetivo e eficiente treino concorrente para melhorar a aptidão funcional em idosos. Ainda concluíram que a caminhada nórdica e a caminhada livre são benéficas para os idosos, mas, que a *NW* proporciona benefícios adicionais na força muscular em comparação à *CL*, sendo assim a *NW* é recomendada como uma atividade física adequada para melhorar a capacidade aeróbica, força muscular (força e resistência dos membros superiores) e outros componentes da aptidão funcional (flexibilidade dos músculos da coluna lombar e da região posterior da coxa) de idosos em um curto período de tempo (maiores detalhes no Artigo A da presente tese).

Ainda, um treinamento de 12 semanas de *NW* em mulheres idosas teve um impacto positivo nos parâmetros da caminhada e na melhora do controle postural dos testes funcionais. Também observaram que as mulheres idosas do grupo *NW* apresentaram após o treinamento um aumento no comprimento das passadas (cm), aumento no tempo de contato

(segundos) e diminuição da frequência das passadas (frequência/segundos) comparado ao grupo CL (KOCUR, *et al.*, 2015).

Igualmente foi avaliado o efeito de um programa de treinamento de 12 semanas de *NW* comparado às aulas de dança e ginástica em mulheres pós-menopáusicas, realizando treinamento a 60% da frequência cardíaca máxima. Os resultados demonstraram que após o treinamento os níveis de colesterol de baixa densidade (LDL) no colesterol total diminuíram significativamente, e houve melhoras no colesterol de alta densidade (HDL), sem mudanças nos níveis dos triglicerídeos. Concluindo que 12 semanas de treinamento de atividade física sem mudanças nos hábitos alimentícios contribuíram para uma melhoria no perfil lipídico e um aumento da sensibilidade à insulina, mas não afetou significativamente a composição corporal (PILCH, *et al.*, 2015).

Recentemente um estudo determinou que o treinamento de *NW* contribui com uma redução significativa da massa corporal, o percentual de gordura e o índice de massa corporal em mulheres idosas após seis semanas de treinamento. Ainda, os autores concluem o programa de *NW* de 6 semanas com uma suplementação de vitamina D deveria ser recomendado para a prática de mulheres pós menopáusicas nos meses de menor insolação (PILCH, *et al.*, 2016).

Um estudo recente de revisão sistemática avaliou os efeitos da caminhada nórdica em idosos e as principais conclusões do artigo são: que o treinamento de *NW* é um método eficaz para aumentar a atividade física em idosos com doenças cardiovasculares; em idosos em estágios iniciais de síndrome metabólica, hipertensão arterial, dislipidemia sem diabetes; também para idosos nos estágios iniciais da doença de Parkinson; em idosos com doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC), em idosos com depressão e em mulheres com síndrome de Sjogren, deste modo os autores concluem que a caminhada nórdica promove de modo seguro, fácil e efectivo, uma forma de aumentar a atividade física em idosos, e ainda determinam que faltam ECR que contribuam com outras questões relacionadas à melhora da saúde dos idosos (SKÓRKOWSKA-TELICHOWSKA *et al.*, 2016).

Contudo, observa-se que há lacunas na literatura relacionadas principalmente a uma visão da *NW* de caráter integrativa, visando às melhoras do treinamento na mecânica, energética e nos parâmetros neuromusculares de idosos sedentários. Assim, cabe salientar novamente a falta de ensaios clínicos randomizados metodologicamente fortes e de metanálises que permitam uma visão global dos efeitos do treinamento de *NW* na população de idosos para

prescrição e tomada de decisões relacionadas à exercícios físico mais completos para esta população.

Portanto, especificamente faltam estudos de ensaios clínicos randomizados que analisam o efeito do programa de treinamento de *NW* nos parâmetros mecânicos ( $W_{ext}$ ,  $W_{int}$ ,  $W_{tot}$ ,  $R$ ,  $CP$  e  $FP$ ,  $IRL$ ), energéticos ( $C$ ,  $VAS$ ,) e neuromusculares (Ativação EMG e na Co-contracção) da caminhada de idosos sedentários. Assim, o problema deste trabalho é quais são os efeitos de um programa de treinamento de caminhada livre e caminhada nórdica nos parâmetros mecânicos, energéticos, neuromusculares e na sensação subjetiva de esforço de idosos sedentários?

### 3. JUSTIFICATIVA

Diante de todo o exposto em relação à estado da arte dos efeitos do treinamento da caminhada nórdica em idosos sedentários, principalmente visando a falta de estudos de ensaios clínicos randomizados, justificasse esta tese a necessidade de avaliar e contribuir com a literatura em relação aos “*Efeitos de um programa de treinamento de caminhada livre e caminhada nórdica em idosos sedentários*”.

#### 3.1. OBJETIVOS

##### 3.1.1. Objetivo Geral

Avaliar através de um estudo de revisão sistemática e de um estudo de ensaio clínico randomizado os efeitos de um programa de treinamento de caminhada livre e caminhada nórdica nos parâmetros do equilíbrio estático e dinâmico, na velocidade autoselecionada de caminhada, no índice de reabilitação locomotor e na qualidade de vida, nos parâmetros do mecanismo pendular (trabalho mecânico externo-  $W_{ext}$ , trabalho mecânico interno-  $W_{int}$ , no trabalho mecânico total –  $W_{tot}$ , no recovery –  $R$ , no custo de transporte -  $C$ , na velocidade autoselecionada-  $VAS$ , a frequência cardíaca de exercício –  $FC_{exercício}$ , na sensação subjetiva de esforço-  $RPE$ , e nos parâmetros eletromiográficos (amplitude média do sinal e co-contracção) dos músculos Deltóides Anterior (DA), Tríceps Braquial (TB), Vasto Lateral (VL), Bíceps Femoral (BF), Tibial Anterior (TA) e Gastrocnêmio Medial (GM) de idosos sedentários.

##### 3.1.2. Objetivos Específicos

###### 3.1.2.1. Objetivo Específico do Artigo A

O estudo A da presente tese intitulado *Efeitos do treinamento com caminhada nórdica comparados com caminhada livre sobre componentes da aptidão funcional de idosos sedentários: uma revisão sistemática* teve como objetivo determinar, por meio de revisão sistemática de ensaios clínicos randomizados, se o treinamento sistematizado com caminhada nórdica (NW), comparado à caminhada livre (CL), provoca efeitos benéficos sobre componentes da aptidão funcional de idosos sedentários saudáveis.

### 3.1.2.2. Objetivo Específico do Artigo B

O estudo B da presente tese intitulado *Melhoras na qualidade de vida, nos parâmetros funcionais e na locomoção de idosos sedentários após treinamento de caminhada nórdica e caminhada livre. Um Ensaio Clínico Randomizado Controlado*, teve como objetivo avaliar os efeitos de oito semanas de treinamento de NW e CL na qualidade de vida (QV), no equilíbrio estático, na variabilidade dinâmica, na velocidade autosselecionada de caminhada em esteira ( $VAS_{esteira}$ ) e no índice de reabilitação locomotor (IRL) de idosos sedentários.

### 3.1.2.3. Objetivo Específico do Artigo C

O estudo C da presente tese intitulado *Benefícios do treinamento de caminhada nórdica no mecanismo pendular, na energética e na ativação eletromiográfica de idosos sedentários. Um ensaio clínico randomizado controlado*, teve como objetivo avaliar os benefícios de oito semanas de treinamento de NW e CL nos parâmetros do mecanismo pendular (trabalho mecânico externo-  $W_{ext}$ , trabalho mecânico interno-  $W_{int}$ , no trabalho mecânico total –  $W_{tot}$ , no Recovery –  $R$ , no Custo de transporte, na Velocidade autosselecionada, a frequência cardíaca de exercício –  $FC_{exercício}$ , na sensação subjetiva de esforço-  $RPE$ , e nos parâmetros eletromiográficos dos músculos DA, TB, VL, BF, TA e GM (amplitude média do sinal e co-contracção) de idosos sedentários.

## 4. ARTIGOS CIENTÍFICOS

### 4.1. ARTIGO A

#### EFEITOS DO TREINAMENTO COM CAMINHADA NÓRDICA COMPARADOS COM CAMINHADA LIVRE SOBRE COMPONENTES DA APTIDÃO FUNCIONAL DE IDOSOS SEDENTÁRIOS. UMA REVISÃO SISTEMÁTICA

##### Resumo

**Introdução:** Considerando o rápido aumento da população de idosos e da expectativa de vida desta população, junto com a expansão da caminhada nórdica (NW) como método de treinamento para idosos, é urgente a necessidade de estudos de ECRs de caráter preventivo e de boa qualidade metodológica que permita aos profissionais da saúde a tomada de decisões acertadas relativas ao tipo, volume, intensidade de exercício da NW na promoção da saúde dos idosos sedentários.

**Objetivos:** O objetivo deste estudo foi determinar, por meio de revisão sistemática de ensaios clínicos randomizados, se o treinamento sistematizado com caminhada nórdica (NW), comparado à caminhada livre (CL), produz efeitos benéficos sobre componentes da aptidão funcional de idosos sedentários saudáveis.

**Métodos:** a busca de estudos de ensaios clínicos randomizados comparando os efeitos do treinamento de NW e CL foi realizada nas bases de dados MEDLINE (acessado via Pubmed), Register of Controlled Trials (Cochrane CENTRAL), SPORTDiscuss (acessado via EBSCOhost) e Scopus.

**Resultados:** O grupo NW apresentou melhora significativa da força e resistência dos membros superiores e flexibilidade dos músculos da coluna lombar e da região posterior da coxa comparado ao grupo CL.

**Conclusão:** o treinamento de NW e de CL, promove melhoras nos componentes da aptidão funcional; contudo as diferenças entre as duas intervenções se relacionam ao princípio da especificidade do treinamento e ocorrem apenas nos componentes que receberam mais estímulos impostos pela técnica da caminhada com bastões, especialmente nos membros superiores. Com a presente revisão concluímos que há carência de ECRs que avaliam o efeito de um programa de treinamento sistematizado sobre os componentes da aptidão funcional de idosos sedentários saudáveis.

**Palavras chaves:** Elderly, Training, Nordic Walking, Functional fitness

## INTRODUÇÃO

Aptidão funcional, por definição, é a capacidade física necessária para realizar atividades diárias normais, de forma independente e sem o aparecimento precoce de fadiga (MILANOVIĆ *et al.*, 2013). Portanto a aptidão funcional é uma consequência do estilo de vida, do nível de atividade física e do próprio estado de saúde (RADMILA *et al.*, 2011).

Dentre os componentes que tornam um indivíduo funcionalmente apto, destacam-se a força e resistência muscular, flexibilidade, agilidade, aptidão cardiorrespiratória e

composição corporal. Esses componentes refletem, de forma geral, a capacidade dos sistemas musculoesquelético, cardiorrespiratório e neurológico (LAUREANO *et al.*, 2014).

A manutenção da aptidão funcional ganha maior atenção entre os indivíduos idosos, considerando que o processo de envelhecimento traz consigo perdas funcionais importantes as quais são potenciais fontes de comprometimento da autonomia (DE TARSO *et al.*, 2004). Entre os idosos, quando ocorre comprometimento da capacidade funcional a ponto de impedir o cuidado de si, a carga sobre a família e sobre o sistema de saúde pode ser oneroso (ROSA *et al.*, 2003).

O processo de envelhecimento tende a reduzir a aptidão física em decorrência das adaptações desfavoráveis que ocorrem nos diversos sistemas orgânicos e, conseqüentemente, nos seus componentes, acarretando dificuldades nas atividades de vida diária nos idosos (KIMURA *et al.*, 2012; MILANOVIĆ *et al.*, 2013).

Há tempos o exercício físico sistematizado e planejado tem se revelado como estratégia eficaz para o aprimoramento e manutenção da saúde tanto de adultos como de idosos (HASKELL *et al.*, 2007; NELSON, *et al.*, 2007). Dentre os benefícios do exercício físico para os idosos destaca-se a melhoria da capacidade funcional e preservação da autonomia, podendo ser o exercício físico qualificado como estratégia preventiva de intervenção em prol da saúde nesta população (PAOLI; BIANCO, 2015).

A caminhada nórdica (*NW*- do inglês *Nordic Walking*) é uma modalidade de exercício e definida como a “caminhada com bastões”. Esta modalidade foi proposta inicialmente como treino de verão para os esquiadores, na Finlândia. A *NW* é uma atividade física que visa maior ativação da musculatura dos membros superiores durante a caminhada, sendo uma combinação dos movimentos de caminhada e esqui. Sua popularidade tem aumentado desde o final dos anos 80, e atualmente é mundialmente reconhecida não só como atividade recreativa, mas também como método de reabilitação e de treinamento. O treinamento de *NW* é uma maneira fácil, segura e eficaz para aumentar a atividade física em idosos (SKÓRKOWSKA-TELIĆHOWSKA *et al.*, 2016).

Alguns estudos com idosos utilizaram a *NW* como forma de treinamento, devido que a utilização dos bastões durante o movimento da caminhada ativa a musculatura dos membros superiores, aumenta o comprimento da passada e produzem alterações biomecânicas e fisiológicas que provocam uma melhora da aptidão funcional dos idosos (BENAVENT-CABALLER *et al.*, 2016; PELLEGRINI *et al.*, 2015; DZIUBA *et al.*, 2015; KOCUR; WILK, 2006; PARKATTI; PERTTUNEN; WACKER, 2012; PÉREZ-SORIANO *et al.*, 2014; SONG

et al., 2013). Contudo, pela heterogeneidade das pesquisas em relação aos métodos, testes utilizados e resultados produzidos, faz-se necessário um olhar amplo e integrativo sobre as produções científicas nesse tema a fim de ampliar a evidência dos efeitos da prática da caminhada nórdica; em especial sobre os componentes da aptidão funcional de idosos possibilitando prescrevê-la de forma segura e direcionada. As revisões sistemáticas, por sua vez, se destacam como delineamento metodológico que permite um olhar crítico e abrangente sobre o tema.

Desta forma, sendo a *NW* uma modalidade de exercício que vem ganhando cada vez mais espaço como intervenção para idosos e a ausência de revisões sistemáticas que tenham avaliado os efeitos desta modalidade sobre componentes da aptidão funcional de idosos, justifica-se a realização de um estudo que atenda tal demanda científica. Sendo assim, é em virtude do maior gasto energético da caminhada nórdica devido à maior atividade muscular de membros superiores, aliado à uma percepção subjetiva de esforço semelhante (FIGARD-FABRE, *et al.*, 2010) da caminhada nórdica em relação à caminhada livre, nós hipotetizamos que a caminhada nórdica apresente resultados melhores na aptidão funcional de idosos.

### **Objetivo:**

O objetivo deste estudo foi determinar, por meio de revisão sistemática de ensaios clínicos randomizados, se o treinamento sistematizado com caminhada nórdica, comparado à caminhada livre, produz efeitos benéficos sobre componentes da aptidão funcional de idosos, sendo eles: força e resistência dos membros superiores, força e resistência dos membros inferiores, mobilidade, flexibilidade dos músculos da coluna lombar e da região posterior da coxa, amplitude geral da articulação do ombro, resistência aeróbia e velocidade autosselecionada.

### **MÉTODOS**

Este estudo se caracterizou como Revisão Sistemática de Ensaio Clínicos Randomizados (ECRs). A metodologia seguiu as diretrizes para realização de revisões sistemáticas e metanálises propostas pelo *Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses* (PRISMA) (MOHER *et al.*, 2009).

### **Critérios de elegibilidade**

Estudos do tipo ECRs, cujas amostras foram compostas por idosos com 60 anos ou mais, sem doenças relatadas, submetidos a programas periodizados de caminhada nórdica em terreno plano, com pelo menos oito semanas de treinamento, comparados à caminhada livre, foram incluídos na presente revisão sistemática.

Os desfechos selecionados, os respectivos testes clínicos que os avaliaram e suas unidades de medida foram: a) força e resistência dos membros superiores, Arm Curl Test (repetições em 30 s); b) força e resistência dos membros inferiores, Chair Stand Test (repetições em 30 s); c) mobilidade, Timed Up and Go Test (s); d) flexibilidade dos músculos da coluna lombar e da região posterior da coxa, Sit and Reach Test (cm); e) amplitude geral da articulação do ombro, Back and Scratch Test (cm); resistência aeróbia, Teste de Caminhada de Seis Minutos (TC6) (m); f) velocidade autosselecionada, Teste de Cinco Metros ( $m s^{-1}$ ). Não foram incluídos estudos nos quais se identificou algum dos seguintes critérios de exclusão: estudos com dados incompletos em relação aos desfechos ou aos sujeitos e/ou estudos cujo comparador não tenha sido a caminhada livre. Também foram excluídos artigos com delineamento cruzado (crossover) sem os dados da primeira fase.

Todos os desfechos foram classificados como variáveis contínuas e apresentadas na forma de médias e desvios-padrão.

### **Estratégias de busca**

A pesquisa foi realizada nos bancos de dados eletrônicos descritos a seguir: MEDLINE (acessado via Pubmed), Register of Controlled Trials (Cochrane CENTRAL), SPORTDiscuss (acessado via EBSCOhost) e Scopus. Em complemento também realizamos a busca manual e eletrônica de artigos não cadastrados em bases de dados e também aqueles obtidos a partir de consulta nas referências dos artigos obtidos pelas bases de dados. A busca nos bancos de dados se deu no dia 27 de abril de 2016, sem restrição de idioma, e como estratégia de busca utilizamos os seguintes descritores em inglês combinados por termos booleanos “OR” ou “AND”: “aged”, “aging”, “elderly”, “older”, “elder”, “older people”, “old”, “ageing”, “older adults”, “older adult”, “nordic walking”, “nordic poles”, “pole walking”, “pole striding”, “hiking poles”, “exerstriders”. Em complemento a esses descritores, nós utilizamos uma lista de termos sensíveis para busca de ECRs proposta por Robinson & Dickersin (2002).

A estratégia de busca completa utilizada no Pubmed pode ser observada na Tabela 1.

Tabela 1 – estratégia de busca utilizada no pubmed.

#1	“aged”[mesh] or “aged” or “aging” or “elderly” or “older” or “elder” or “older people” or “old” or “ageing” or “older adults” or “older adult”
#2	“nordic walking” or “nordic poles” or “pole walking” or “pole striding” or “hiking poles” or “exerstriders”
#3	(randomized controlled trial[pt] or controlled clinical trial[pt] or randomized controlled trials[mh] or random allocation[mh] or double-blind method[mh] or single-blind method[mh] or clinical trial[pt] or clinical trials[mh] or ("clinical trial"[tw]) or ((singl*[tw] or doubl*[tw] or trebl*[tw] or tripl*[tw]) and (mask*[tw] or blind*[tw])) or ("latin square"[tw]) or placebos[mh] or placebo*[tw] or random*[tw] or research design[mh:noexp] or follow-up studies[mh] or prospective studies[mh] or cross-over studies[mh] or control*[tw] or prospectiv*[tw] or volunteer*[tw]) not (animal[mh] not human[mh])
#4	#1 AND #2 AND #3

### Seleção dos estudos e extração dos dados

A lista de todos os artigos provenientes da busca segundo a estratégia utilizada, de todas as bases de dados, foi analisada para que fossem excluídas as duplicatas. Como primeiro passo, dois revisores de forma independente avaliaram os títulos e resumos para definir se os estudos atendiam aos critérios de inclusão (tipo de estudo, tipo de participante, tipo e duração da intervenção, desfechos) por meio de um formulário padronizado. Aqueles estudos cujos resumos não continham informações precisas que permitisse a inclusão ou exclusão foram selecionados para a segunda fase na qual se fez a avaliação de textos completos. Na segunda fase os mesmos dois revisores, mantendo-se o sistema de avaliação independente, elegeram os artigos seguinte os mesmos critérios de elegibilidade previamente definidos. As discordâncias entre os revisores foram solucionadas por consenso e, caso o consenso não fosse possível, um terceiro avaliador foi solicitado para determinar a inclusão ou exclusão do artigo.

### Avaliação do risco de viés

Dois revisores realizaram a avaliação da qualidade metodológica dos estudos. Os avaliadores não foram cegados quanto à autoria dos estudos. As avaliações se deram de forma independente e foram cruzadas para verificar a concordância. Os critérios norteadores da avaliação de qualidade metodológica foram: geração da sequência de randomização, sigilo de alocação, cegamento, cegamento dos avaliadores dos desfechos, análise por intenção de

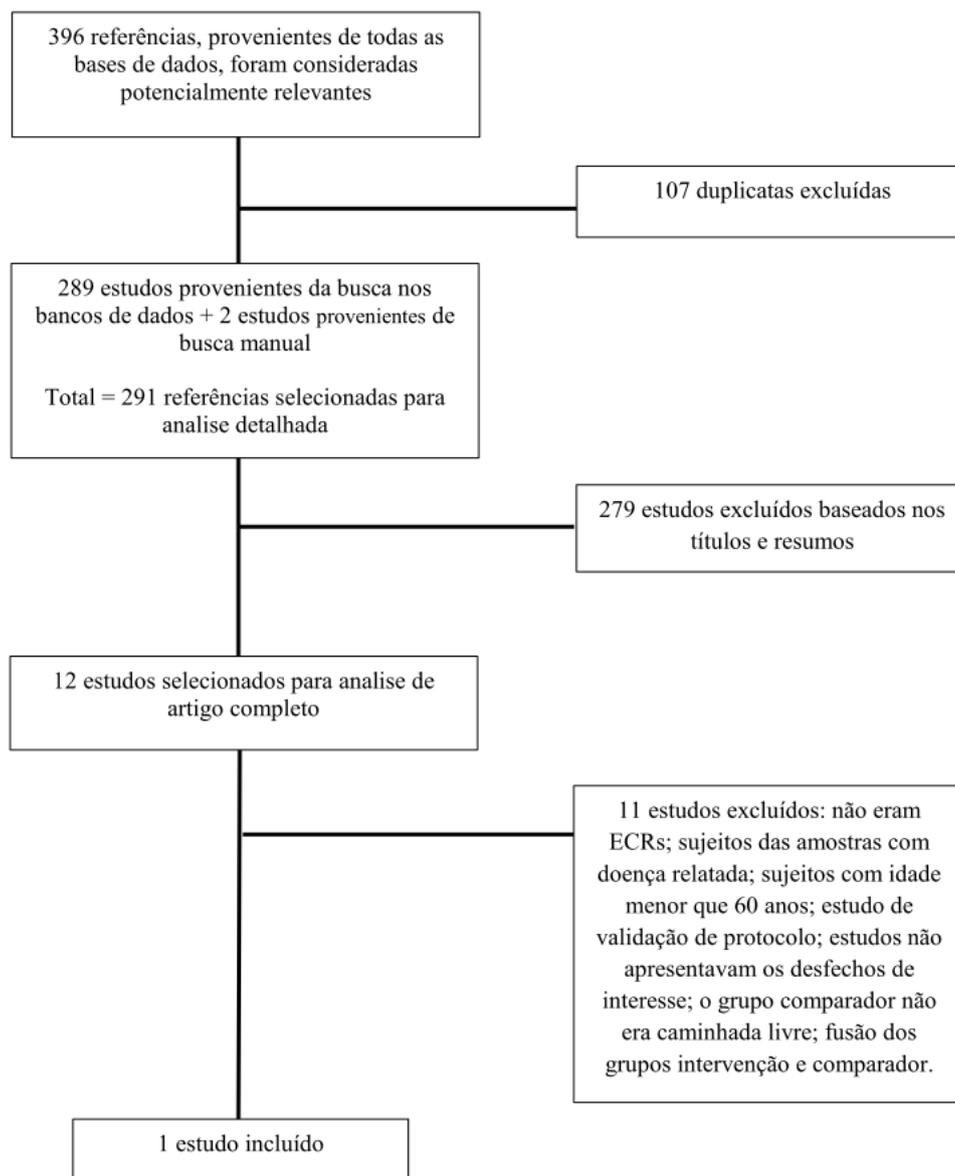
tratar e descrição das perdas e exclusões. Nos estudos em que tais critérios não foram possíveis de serem identificados devido à pobre descrição dessas características, estes foram considerados como não claros ou que não reportavam as mesmas.

## **RESULTADOS**

### **Descrição dos estudos**

A busca nos bancos de dados de acordo com a estratégia de busca previamente definida retornou 396 referências, das quais 107 estavam em duplicatas. Dois estudos foram adicionados aqueles oriundos da busca nos bancos de dados e, desta forma, ao todo, 291 referências foram selecionadas para avaliação dos títulos e resumos sendo que, desses, 12 estudos foram avaliados na fase de artigo completo. Nessa fase 11 estudos foram excluídos pelas seguintes razões: não eram ECRs; sujeitos da amostra com doença relatada; sujeitos com idade menor que 60 anos; estudo de validação de protocolo; estudos não apresentavam os desfechos de interesse; o grupo comparador não era caminhada livre; houve fusão dos grupos de caminhada nórdica e caminhada livre. Apenas 1 estudo atendeu a todos os critérios de elegibilidade.

O fluxograma que detalha todos os procedimentos desde o resultado da busca até a inclusão pode ser visualizado na Figura 1.



**Figura 1:** Fluxograma dos estudos desde de o resultado da busca até a inclusão.  
ECRs = ensaios clínicos randomizados.

As características do estudo incluído são apresentadas na Tabela 2.

**Tabela 2:** Características do estudo incluído.

Estudo, Ano	Participantes (n) NW x CL	Tamanho total da Amostra	Idade	Sexo Feminino/Masculino	Condição Física	Duração da Intervenção (Semanas)	Volume da Intervenção	Intensidade da Intervenção
Takehima et al., 2013	17 / 16	33	70,1 ±5,3 68,0 ±4,9	9 / 8	Idosos Seden-Tários	12 semanas (ambos os grupos)	3 vezes na semana com sessões de 50 a 70 minutos (ambos os grupos)	Moderada/Alta (tendo como parâmetro a frequência cardíaca)

NW= grupo Caminhada nórdica; CL= grupo Caminhada livre.

O referido estudo ainda contou com mais outros dois grupos, sendo um baseado em um treino com resistência elástica (15 sujeitos, com idade de  $68,0 \pm 5$  e com 10 mulheres) e um grupo controle (17 sujeitos, com idade de  $70,0 \pm 7$  e com 10 mulheres). Considerando os 4 grupos o estudo contabilizou um total amostral de 65 voluntários. Porém, como o objetivo do presente estudo se limitou a comparar os efeitos do treinamento entre caminhada nórdica e caminhada livre optamos por não apresentar esses resultados na tabela 2 que descreveu as características do estudo.

O resultado da avaliação metodológica para verificação do risco de viés mostrou que o artigo incluído não atendeu a nenhum dos critérios norteadores. Quanto à randomização, os autores não citaram como a mesma foi realizada nem fizeram menção quanto ao sigilo. Contudo eles descreveram que a randomização não pode ser seguida fielmente já que alguns voluntários tiveram que ser realocados entre os grupos de caminhada nórdica e caminhada livre para possibilitar o cumprimento das escalas de exercícios nos dias e horários propostos. Os autores relataram que os testes que mensuraram os desfechos foram realizados antes do início das intervenções e logo após das 12 semanas, sempre pelo mesmo avaliador, porém não fizeram menção se o avaliador era cegado quanto à alocação ou qualquer outro parâmetro. Embora os autores não tenham relatado análise por intenção de tratar e nem descrito as perdas, que consequentemente afetou a avaliação da qualidade metodológica, deve-se considerar que o texto sugere que todos os sujeitos avaliados no momento pré intervenção cumpriram o programa de treinamento e foram reavaliados no momento pós intervenção.

Para ambos os grupos de intervenção os macrociclos (12 semanas) foram divididos em 3 mesociclos (mesociclo 1 / 1<sup>a</sup>-4<sup>a</sup> semana; mesociclo 2 / 5<sup>a</sup>-8<sup>a</sup> semana; mesociclo 3 / 9<sup>a</sup>-12<sup>a</sup> semana). As sessões foram compostas por um período de aquecimento (10 a 15 minutos),

pela série principal (30 minutos nos mesociclos 1 e 2, 40 minutos no mesociclo 3); por um período de desaquecimento (10 a 15 minutos).

O estudo incluído avaliou os seguintes desfechos de interesse: força e resistência dos membros superiores, força e resistência dos membros inferiores, mobilidade, flexibilidade dos músculos da coluna lombar e da região posterior da coxa, amplitude geral da articulação do ombro. A resistência aeróbia dos voluntários foi avaliada, porém não pelo TC6; por isso não consideramos esse desfecho em nossos resultados. A velocidade autosselecionada não foi avaliada.

Não houve diferença entre os grupos quanto às suas características gerais e antropométricas bem como nos desfechos de interesse na avaliação pré-intervenção. Após a intervenção o grupo caminhada nórdica apresentou melhora significativa, em relação ao grupo caminhada livre, nos seguintes desfechos: força e resistência dos membros superiores e flexibilidade dos músculos da coluna lombar e da região posterior da coxa. Não foram encontradas diferenças para força e resistência dos membros inferiores, amplitude geral da articulação do ombro e mobilidade. Os resultados sumarizados podem ser observados na Tabela 3.

**Tabela 3:** Resultados sumarizados do estudo incluído (TAKESHIMA *et al.*, 2013) apresentando-se: os valores pós intervenção, expressos em média e desvio padrão; o percentual de mudança em relação aos valores pré intervenção; e o p\_valor.

Parâmetro	Teste (unidade)	NW		CL		p_valor
		Média Pós (DP)	Mudança (%)	Média Pós (DP)	Mudança (%)	
Força e resistência dos MMSS	Arm Curl Test (repetições em 30 s)	27,8 (4,4)	11,6	26,6 (3,2)	5,1	< 0,001
Força e resistência dos MMII	Chair Stand Test (repetições em 30 s)	27,8(5,4)	12,6	26,6 (3,9)	9,5	> 0,05
Mobilidade	Timed Up and Go Test (s)	4,1 (0,4)	4,7	4,2 (0,5)	6,7	> 0,05
Flexibilidade dos músculos da coluna lombar e da região posterior da coxa	Sit and Reach Test (cm)	12,1(11,5)	75,3	5,0 (17,3)	61,3	< 0,01
Amplitude geral da articulação do ombro	Back and Scratch Test (cm)	-5,1 (13,6)	44,5	-6,0(13,7)	25	> 0,05

NW = grupo caminhada nórdica; CL = grupo caminhada livre; MMSS = membros superiores; MMII = membros inferiores.

## DISCUSSÃO

A presente revisão sistemática de ensaios clínicos randomizados teve como propósito verificar o efeito do treinamento por caminhada nórdica, em comparação com a caminhada livre, nos diversos componentes da aptidão funcional de idosos saudáveis. Foi encontrado apenas um ensaio clínico randomizado que atendeu aos critérios de inclusão preestabelecidos, o qual concluiu que a caminhada nórdica, quando comparada à caminhada livre, produz ganhos significativos na força e resistência dos membros superiores bem como na flexibilidade da coluna e nos músculos posteriores da coxa.

Sabe-se que o exercício físico adequadamente planejado e ajustado em sua sobrecarga às potencialidades funcionais e fisiológicas do indivíduo é capaz de promover mudanças benéficas em diversos tecidos e sistemas (GOLBIDI; LAHER, 2012; WAGNER, 2012). Em relação ao sistema músculo esquelético, a sobrecarga proveniente do exercício físico é capaz de aprimorar propriedades ativas dos músculos, tais como as relações força-comprimento e força-velocidade, que em última instância aprimora a capacidade do músculo de produzir força. O aumento da força muscular, por sua vez, impacta positivamente a realização das atividades de vida diária; e esse impacto ganha maior proporção entre os idosos porque preserva ou garante a esses sujeitos a manutenção da autonomia funcional.

Em um estudo que comparou de modo agudo o efeito da caminhada nórdica e da caminhada livre, determinou que a caminhada nórdica promoveu aumento da atividade muscular dos membros superiores, a saber, bíceps braquial, tríceps e deltoide porção média. Contudo, os autores não observaram aumento da atividade muscular dos músculos dos membros inferiores (SHIM *et al.*, 2013). Assim, embora naquele único estudo incluído na presente revisão a avaliação da força e resistência muscular tanto de membros superiores quanto de membros inferiores não tenha incluído quantificação da atividade muscular, podemos sugerir, baseados no estudo de Shim e colaboradores (2013), que o aumento da atividade dos músculos dos membros superiores contribuiu para que a força e a resistência desse segmento corporal tenham sido significativamente maiores no grupo caminhada nórdica.

Os resultados de uma revisão sobre os efeitos da NW (PÉREZ-SORIANO *et al.*, 2014) mostraram que, dentre os aspectos fisiológicos, a NW aumentou o consumo de oxigênio e o gasto calórico comparada à caminhada livre justamente pela maior solicitação dos músculos dos membros superiores na execução do movimento por conta dos bastões. Nós especulamos que essa maior demanda energética imposta pela NW, potencializada pela

sistematização do volume e intensidade do estímulo, pudesse se refletir no condicionamento aeróbio dos idosos. Porém não encontramos nenhum estudo que tivesse se enquadrado nos nossos critérios de inclusão que avaliou esse componente.

A biomecânica do movimento dos segmentos superiores na *NW* é particularmente diferente de outras modalidades de exercício. Por isso, explorar as diferenças encontradas na força e resistência dos músculos dos membros superiores pela ótica da biomecânica parece plausível. Entretanto, a maioria dos estudos pesquisados focaram a avaliação biomecânica nos membros inferiores, a saber: Willson *et al.* (2001) - análise cinemática 3D e forças de reação do solo (FRS), Hagen; Hennig; Stieldorf (2007) - FRS e acelerometria, Kleindienst *et al.* (2006) - análise cinemática e FRS, Stief *et al.* (2008) – análise cinemática e FRS com dinâmica inversa.

Alguns estudos sobre caminhada nórdica observaram que esta técnica promove maior dissociação entre as cinturas pélvicas e torácicas (STIEF *et al.*, 2008; SVOBODA *et al.*, 2011), bem como um aumento na amplitude do passo (KNIGHT; CALDWELL, 2000; PÉREZ-SORIANO *et al.*, 2014; STIEF *et al.*, 2008; WILLSON *et al.*, 2001) em consequência do uso dos bastões. Nós especulamos, considerando que esses achados tenham se reproduzido nos sujeitos do estudo incluído na presente revisão, que tais adaptações podem justificar a melhora da flexibilidade tanto dos músculos da coluna quanto dos músculos posteriores da coxa por terem sido exigidos em amplitudes articulares maiores.

Apesar do aumento da flexibilidade dos músculos da coluna e posteriores da coxa, os resultados do estudo incluído não mostraram aumento da amplitude de movimento do ombro. É provável que a diferença neste componente não tenha sido evidenciada em consequência da estrutura do treinamento que controlou a velocidade de caminhada por zona de frequência cardíaca fixa, de 100 a 120 bpm, sem relativizar para a aptidão de cada voluntário. Ao contrário desse achado, observou-se em outros estudos um aumento na amplitude do movimento do ombro induzido pela técnica de *NW*, sendo este aumento positivamente correlacionado à velocidade de caminhada (STRUTZENBERGER; RASP; SCHWAMEDER, 2007), e as diferenças nas amplitudes do ombro entre grupos de caminhada livre e caminhada nórdica foram negativamente correlacionadas com a inclinação do terreno (SVOBODA *et al.*, 2011).

Pelo estudo incluído nesta revisão observamos que tanto a caminhada nórdica quanto a caminhada livre promoveram melhora na mobilidade e na força e resistência muscular dos membros inferiores sem que houvesse, contudo, diferença entre os dois grupos após as

intervenções. O *Timed UP and Go Test*, que foi utilizado para mensurar a mobilidade, é uma forma de mensuração de desempenho funcional amplamente utilizada entre idosos, pois envolve algumas tarefas funcionais básicas necessárias para atender a demanda funcional cotidiana (CAMARA *et al.*, 2008). Este teste é altamente correlacionado com a força dos extensores de joelho (BENAVENT-CABALLER *et al.*, 2016) e o desempenho neste teste é dependente de diversas variáveis tais como tempo de reação, força muscular dos membros inferiores, equilíbrio e facilidade para desenvolver a marcha e também pode ser influenciada pelo treinamento (CAMARA *et al.*, 2008; LAMOUREUX *et al.*, 2003). Assim sendo, a melhora na condição muscular em ambos os grupos pode ter contribuído para que também não sejam observadas diferenças na mobilidade entre os grupos no teste de mobilidade.

Observou-se que as principais diferenças encontradas entre os componentes da aptidão funcional de idosos submetidos à caminhada nórdica e à caminhada livre se deram naqueles componentes relacionados à movimentação dos bastões que é particular da caminhada nórdica. Embora nossa revisão incluiu apenas um estudo, nota-se que os resultados respeitam um dos princípios gerais mais amplos que norteia a periodização do treinamento físico que é a especificidade (REILLY; MORRIS; WHYTE, 2009). Desta forma, aqueles componentes que eram comuns às duas intervenções, embora tenham gerado adaptações favoráveis, não se mostraram diferentes.

Cabe salientar, que embora o estudo incluído atingisse os critérios de inclusão, o mesmo tem várias limitações metodológicas como, por exemplo, os autores não descrevem como foi realizada a randomização, nem se houve sigilo, e após relatam que por questões de conflito de horário do treinamento alguns voluntários tiveram que ser realocados, e assim a randomização não foi respeitada. Os autores também não descreveram se o avaliador dos testes pré e pós-treinamento era cegado quanto à alocação ou qualquer outro parâmetro. Também, não foi relatada a análise por intenção de tratar, nem descreveram as perdas durante o período do estudo, deste modo, considera-se que o estudo sugere que os resultados do artigo representam apenas à análise por protocolo. Diante as falhas metodológicas descritas, a extrapolação dos resultados para a população de idosos é limitada.

Embora a intenção inicial deste trabalho foi de realizar uma revisão da literatura com metanálise, faltam estudos de ensaios clínicos randomizados de boa qualidade metodológica da caminhada nórdica sobre os componentes da aptidão funcional de idosos sedentários saudáveis. Dos 12 estudos avaliados em leitura completa, 11 deles tiveram que ser excluídos

(Motivos da exclusão: não ser ECRs; sujeitos da amostra com doença relatada; sujeitos com idade menor que 60 anos; estudo de validação de protocolo; estudos não apresentavam os desfechos de interesse; o grupo comparador não era caminhada livre; houve fusão dos grupos de caminhada nórdica e caminhada livre).

É importante destacar que embora a literatura sobre caminhada nórdica tenha aumentado nos últimos 10 anos, observamos que até o momento atual há muitos estudos de caminhada nórdica que focaram nos efeitos desta técnica nas diferentes doenças que frequentemente acometem a população de idosos (doenças arterial coronariana, insuficiência cardíaca, hipertensão arterial, hiperlipidemia, doença arterial periférica, diabetes mellitus tipo 2, intolerância a glicose, obesidade, doença de Parkinson, dor lombar, doença pulmonar obstrutiva crônica entre outras (BREYER *et al.*, 2010; COLLINS *et al.*, 2005; VAN EIJKEREN, *et al.*, 2008; FIGARD-FABRE, *et al.*, 2011; FRITZ, *et al.*, 2011; GRAM, *et al.*, 2010; HAGNER *et al.*, 2009; HAGNER-DERENGOWSKA *et al.*, 2015; HARTVIGSEN, *et al.*, 2010; KAWAMOTO *et al.*, 2015; KEAST *et al.*, 2013; KOCUR; WILK, 2006; LANGBEIN, *et al.*, 2002; MIKALACKI; COKORILO; KATIĆ, 2011; MONTEIRO, *et al.*, 2016; PORCARI *et al.*, 1997; REUTER *et al.*, 2011). Outros estudos avaliaram apenas o efeito agudo da caminhada nórdica em relação à caminhada livre (CHURCH; EARNEST; MORSS, 2002; VAN EIJKEREN, *et al.*, 2008; PORCARI *et al.*, 1997; SAUNDERS *et al.*, 2008; SCHIFFER *et al.*, 2006; SCHWAMEDER, *et al.*, 1999; STIEF *et al.*, 2008).

Considerando tanto o rápido aumento da população de idosos quanto da expectativa de vida destes idosos, é urgente a necessidade de estudos de ECRs de caráter preventivo e de boa qualidade metodológica que permita aos profissionais da saúde a tomada de decisões acertadas relativas ao tipo, volume, intensidade de exercício físico na promoção da saúde dos idosos.

## **Conclusão**

Com base no único estudo que atendeu aos critérios de inclusão, observou-se que ambas as intervenções, caminhada nórdica e caminhada livre, quando controlados volume e intensidade, promovem melhorias nos componentes da aptidão funcional; e que as diferenças entre as duas intervenções se relacionam ao princípio da especificidade do treinamento e ocorrem apenas nos componentes que receberam mais estímulos impostos pela técnica do manuseio dos bastões, especialmente nos membros superiores. Com a presente revisão

concluimos que há carência de ECRs que avaliam o efeito de um programa de treinamento sistematizado sobre os componentes da aptidão funcional de idosos sedentários saudáveis.

### **Agradecimentos**

Agradecemos as contribuições do grupo Locomotion da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

## 4.2. ARTIGO B

### MELHORAS NA QUALIDADE DE VIDA, NOS PARÂMETROS FUNCIONAIS E NA LOCOMOÇÃO DE IDOSOS SEDENTÁRIOS COM TREINAMENTO DE CAMINHADA NÓRDICA E CAMINHADA LIVRE. UM ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO CONTROLADO

#### RESUMO

**Introdução:** Recentemente aumentam os estudos de intervenção com treinamento de caminhada nórdica (*NW*) em idosos, visando manter e incrementar os níveis de atividade física e a funcionalidade desta população. A utilização de bastões durante a *NW* permite o recrutamento da musculatura superior do corpo, e assim é ativada até 90% da musculatura corporal, principal diferença com a caminhada sem bastões ou livre (*CL*). Estudos relatam melhoras na saúde, no condicionamento físico, no fitness funcional, no equilíbrio, na força, na velocidade de caminhada e na qualidade de vida com o treinamento de *NW* em idosos sedentários. **Objetivo:** avaliar os efeitos de oito semanas de treinamento de *NW* e *CL* na qualidade de vida (*QV*), no equilíbrio estático, na variabilidade dinâmica, na velocidade autoselecionada de caminhada em esteira ( $VAS_{esteira}$ ) e no índice de reabilitação locomotor (*IRL*) de idosos sedentários. **Métodos:** Trinta e dois idosos sedentários foram randomizados em dois grupos; grupo *NW* ( $n=16$ , idade:  $64,6\pm 4,1$  anos, massa:  $81,5\pm 10,7$  kg e estatura:  $166,3\pm 7,5$  cm); e o grupo *CL* ( $n=16$ , idade:  $68,6\pm 3,9$  anos, massa:  $74,6\pm 14,5$  kg e estatura:  $161,6\pm 10,3$  cm), realizaram treinamento com e sem bastões durante 8 semanas. Foram coletados dados da *QV*, de Equilíbrio estático, variabilidade dinâmica,  $VAS_{esteira}$  e *IRL*, pré e pós treinamento. **Resultados:** houve melhoras no momento pós treinamento no domínio psicológico ( $p=0,009$ ) e participação social ( $<0,001$ ) da *QV* para ambos os grupos. Também, houve efeitos do grupo nos domínios meio ambiente ( $p=0,015$ ) e relações sociais ( $p=0,003$ ), sendo maiores os valores para o grupo *NW* que o grupo *CL*. O equilíbrio estático (*COP*) foi melhor na situação olhos abertos ( $p<0,001$ ) que na situação olhos fechados independente do grupo e momento. As velocidades médias do *COP* diminuíram com o tempo ( $p<0,05$ ) apresentando melhora do equilíbrio no momento pós treinamento para ambos grupos. A estabilidade dinâmica melhorou com acréscimo da velocidade ( $p<0,05$ ), para ambos os grupos. Ainda houve interação do fator tempo\*velocidade ( $p<0,05$ ), para o  $CoV_{FP}$ ,  $CoV_{TB}$  e  $CoV_{TC}$ , tendo melhora no momento pós treino para ambos os grupos. A  $VAS_{esteira}$  e o *IRL* incrementaram com o tempo ( $p<0,05$ ), tendo maiores valores no momento pós treinamento para ambos os grupos. **Conclusão:** a melhora na  $VAS_{esteira}$  aliada à utilização do *IRL*, junto com a preferência dos idosos relatada na literatura, nos permitem concluir que o treinamento de *NW* tem relevância clínica e é recomendado como meio de melhora do condicionamento físico e como método de treinamento de idosos sedentários.

**Palavras-Chaves:** Pole walking, elderly training, Locomotor Rehabilitation Index, Self-selected walking speed.

#### INTRODUÇÃO

Com incremento da população de idosos a nível mundial, cada vez existe mais interesse em manter e incrementar os níveis de atividade física e a funcionalidade desta população, visando a uma melhora na qualidade de vida (*QV*) e também na independência funcional destes idosos e entre as tentativas para manter e melhorar a saúde das pessoas

idosas estão sendo implementados diferentes programas de promoção da saúde (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE *et al.*, 2009; GARBER *et al.*, 2011; SONG *et al.*, 2013; TAKESHIMA *et al.*, 2013).

A caminhada nórdica (*NW*) surge relativamente como uma nova modalidade de treinamento de caminhada, devido à utilização de bastões ergonomicamente desenhados para realização do movimento. A principal propósito da utilização de bastões é o recrutamento da musculatura da parte superior do tronco a cada aplicação de força no bastão ao entrar em contato com o solo. A técnica da *NW* aumenta a intensidade do exercício quando comparada com a caminhada sem bastões, e por isto, a *NW* é uma atividade física recomendada para idosos (FIGUEIREDO, *et al.*, 2013; SONG *et al.*, 2013; TAKESHIMA *et al.*, 2013)

Diferentes estudos relatam a necessidade de um treinamento para idosos que seja de maior intensidade que uma simples caminhada, e deste modo, o treinamento com *NW* tem aumentado nos últimos anos visando cobrir esta necessidade na população de idosos. Recentemente tem sido relatado melhoras na saúde, no condicionamento físico, no aptidão funcional, no equilíbrio, na força, na velocidade de caminhada e na qualidade de vida com o treinamento de *NW* em idosos sedentários (FIGUEIREDO *et al.*, 2013; LEE; PARK, 2015; PARKATTI; PERTTUNEN; WACKER, 2012; SKÓRKOWSKA-TELICHOWSKA *et al.*, 2016; SONG *et al.*, 2013; TAKESHIMA *et al.*, 2013).

Diante do exposto, o objetivo deste ensaio clínico randomizado foi avaliar os efeitos de oito semanas de treinamento de *NW* e *CL* na *QV*, no equilíbrio estático, na variabilidade dinâmica, na velocidade autosselecionada de caminhada em esteira ( $VAS_{\text{esteira}}$ ) e no índice de reabilitação locomotor (*IRL*) de idosos sedentários. Nossa hipótese deste trabalho foi que após oito semanas de treinamento de *CL* e *NW* os idosos sedentários do grupo *NW* apresentariam uma melhora nos índices da *QV*, do equilíbrio estático, na variabilidade dinâmica, da  $VAS_{\text{esteira}}$ , o do *IRL* quando comparados ao grupo *CL*, sendo estes incrementos fundamentados na adaptação à técnica da *NW*.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

### **Amostra**

Todos os participantes leram e assinaram um termo de consentimento livre e informado antes de começar sua participação no estudo (número 878.736). Todas as avaliações e sessões de treinamento foram realizadas na Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), Porto Alegre. Trinta e dois

sedentários foram randomizados em dois grupos; o grupo *NW* realizou treinamento de caminhada com bastões durante 8 semanas ( $n=16$ , idade:  $64,6\pm 4,1$  anos, massa:  $81,5\pm 10,7$  kg e estatura:  $166,3\pm 7,5$  cm); e o grupo *CL* realizou treinamento de caminhada livre ou sem bastões durante o mesmo período ( $n=16$ , idade:  $68,6\pm 3,9$  anos, massa:  $74,6\pm 14,5$  kg e estatura:  $161,6\pm 10,3$  cm). Foram incluídos no estudo os idosos com idades de 60 a 80 anos, não fumantes, e que não apresentavam dor crônica, nem presença de enxaquecas ou náuseas na vida diária, e também não tivessem fatores que podiam impedir o idoso de concluir as sessões e os testes. Foram excluídos das análises (por protocolo) os dados dos idosos com frequência mínima ao treinamento 90%, contudo, os resultados são apresentados as análises por intenção de tratar. Os sujeitos foram alocados nos dois grupos por randomização simples, utilizando um programa de computador que realiza uma lista randômica binária. A ocultação da alocação foi realizada por uma lista sequencialmente, numerada, na qual um avaliador cegado indicava a qual grupo correspondia cada número (sujeito). O pesquisador que realizava a alocação era um avaliador imparcial, não envolvido com o estudo, para manter a confidencialidade da alocação e o cegamento do estudo. O processo de randomização e alocação foi realizado após a conclusão da familiarização à técnica da caminhada nórdica, e o pesquisador que realizava a randomização utilizou um site especializado ([randomization.com](http://randomization.com)).

## **Desenho do Estudo e Procedimentos**

Este estudo foi concebido como ensaio clínico randomizado controlado em paralelo, com índice de alocação de 1: 1. Não houve alterações nos grupos após o início do treinamento. Todos os sujeitos realizaram um período de um mês de familiarização com a técnica da caminhada nórdica (1 sessão semanal de 45 minutos). Posteriormente à familiarização, os sujeitos compareceram ao laboratório para realizar as avaliações do período pré treinamento.

Na primeira visita (dia 1) foram realizadas as avaliações antropométricas, qualidade de vida (WHOQOL-OLD e WHOQOL- ABREVIADO) e também equilíbrio estático em plataforma de força. Na segunda visita (dia 2), os sujeitos realizaram o teste máximo incremental em esteira rolante. Na terceira visita (dia 3) ao laboratório, os sujeitos compareciam para realização da avaliação dos testes de caminhada autosselecionada (VAS) e caminhada em diferentes velocidades submáximas (1, 2, 3, 4 e 5 km h<sup>-1</sup>) em esteira rolante onde foi avaliado a VAS, o IRL e o Equilíbrio dinâmico no momento pré-treinamento.

Depois de concluídas estas avaliações os sujeitos foram randomizados nos grupos *NW* e *CL* e realizaram oito semanas de treinamento. Posteriormente ao período de treinamento os sujeitos voltaram ao laboratório para realizar as mesmas avaliações agora correspondentes ao momento pós-treinamento. Durante todo o período da intervenção os sujeitos foram orientados a continuar com suas medicações prescritas em forma habitual.

### **Familiarização com a Esteira Rolante e a Escala de Borg**

As avaliações antropométricas foram realizadas no primeiro dia de coleta após preenchimento dos questionários de qualidade de vida. Nos momentos pré e pós treinamento, estas variáveis foram coletadas por dois pesquisadores treinados, imparciais e não envolvidos com o estudo e/ou com o treinamento, cegados enquanto à alocação dos grupos. Concluídas as avaliações antropométricas, os sujeitos eram dirigidos à esteira rolante onde eram familiarizados com a mesma, informados do mecanismo de segurança e caminhavam na esteira em diferentes velocidades (com aumentos gradativos de  $0,5 \text{ km h}^{-1}$ ), sendo assim familiarizados aproximadamente por 15 minutos. Nesta ocasião, eram também familiarizados com a Escala de Borg de 1 a 10, indicando o valor do esforço durante as mudanças das velocidades de caminhadas (SWEET *et al.*, 2004) e com a máscara de neoprene que seria utilizada para a coleta do consumo máximo de oxigênio ( $\text{VO}_{2\text{máx}}$ ).

### **Teste de Equilíbrio Estático**

Para coleta de dados do equilíbrio estático, utilizou-se uma plataforma de força (Modelo AMTI OR6-5, Inc., Watertown, MA, EUA) para mensuração das forças e dos momentos em três dimensões ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$  e  $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$ ).

A avaliação foi realizada com o indivíduo em pé sobre a plataforma - apoio bipodal com os pés descalços e unidos - nas situações olhos sem vendas (SV- olhos abertos) e olhos com vendas (CV – olhos fechados). Em ambas as condições os sujeitos utilizavam roupas confortáveis, deveriam manter os braços descansados ao lado do corpo e o olhar fixo num ponto marcado na parede (na altura dos olhos, a aproximadamente 3m de distância). Além disso, o avaliado era instruído a não se mover ou falar durante a coleta de dados (deveria manter a posição estática). Um pesquisador experiente passava essas instruções individualmente aos sujeitos antes de iniciar a avaliação.

As situações SV e CV foram executadas três vezes, com duração de 30 segundos cada e intervalo de um minuto entre as mesmas. A ordem dos testes foi sorteada por um avaliador

após as instruções iniciais. A plataforma era calibrada antes de cada coleta. Foram coletadas três tentativas de 30 segundos de duração para cada sujeito em ambas situações (olhos sem vendas e olhos com vendas), com intervalo de um minuto entre as mesmas. Quando o sujeito encontrava-se adequadamente na posição de teste, iniciava a coleta dos dados.

Os dados de força e momento foram exportados do software Nexus, para posteriormente serem calculados os valores do centro de pressão (COP) no software Matlab®. Os sinais advindos da plataforma de força tinham um ganho de 4000 vezes e foram coletados a 2000 Hz. No processamento dos dados brutos foi utilizada uma rotina matemática (com filtro passa baixa Butterworth de 4ª ordem e com frequência de corte de 10Hz definida pelo método de análise residual). Nas duas situações o equilíbrio estático corporal foi analisado através da amplitude média do deslocamento do COPx e COPy; da amplitude máxima do deslocamento do COPx e COPy; velocidade média do deslocamento do COPx e COPy e velocidade média total do deslocamento do COPx e COPy, e utilizou-se o valor médio das três tentativas para cada situação (CV e SV).

### **Teste máximo em esteira rolante**

Este teste foi realizado no segundo dia de coleta de dados, os sujeitos compareceram ao laboratório com roupas esportivas e tênis adequados para realização do teste de esforço máximo. Prévio ao teste de esforço máximo foi mensurada a pressão arterial sistólica e diastólica em repouso dos sujeitos. Se estivessem com pressão arterial elevada (superior a 90/140) o teste era remarcado para outro dia. Os participantes com pressão arterial normal realizaram o teste de exercício máximo incremental em esteira rolante (modelo ATL Inbrasport, Medgraphics, Ann Arbor, EUA) proposto por Bruce et al. (1973), onde a velocidade e inclinação eram incrementadas progressivamente e a cada dois minutos (incrementos de: 1 km h<sup>-1</sup> na velocidade e de 2% na inclinação, a cada 2 minutos) até que os participantes atingissem esforço máximo. O teste era finalizado quando os participantes atingiam a exaustão e comunicavam isto aos pesquisadores através de sinais visuais. O teste máximo foi considerado válido quando os sujeitos atingiam algum dos seguintes requisitos: atingir a frequência cardíaca máxima predita pela idade, ou atingir o valor de 7 ou mais na escala de Borg Modificada (1 a 10) ou atingir o valor de RER acima de 1.15. Também, foi controlado que o tempo do teste estivesse entre os 8 e 12 minutos de esforço.

Dois pesquisadores treinados cegados quanto à alocação dos sujeitos determinaram independentemente todos os valores do consumo máximo de oxigênio, os limiares e as

frequências cardíacas nestas situações. O valor do consumo de oxigênio no segundo limiar e da FC no segundo limiar ventilatório (2LV) foi utilizado para prescrever e periodizar as oito semanas de treinamento.

### **Teste de Caminhada em Esteira Rolante e Equilíbrio dinâmico**

No terceiro dia de coleta, os sujeitos compareceram ao laboratório para caminhar na esteira rolante na velocidade autosselecionada ( $VAS_{esteira}$ ) e em diferentes velocidades de caminhada submáxima (1,2,3,4, e 5  $km\ h^{-1}$ ). Os sujeitos vestiam roupas esportivas escuras e sapatos adequados para realização de atividade física. Antes do início da coleta de dados cinemáticos os sujeitos eram preparados por pesquisadores treinados, os quais posicionavam marcadores refletivos nos locais anatômicos de interesse seguindo o modelo Plug-in-Gait Full-Body do software Nexus 1.8.5 para coleta do sistema de cinemetria 3D Vicon Motion Capture System (Oxford, Reino Unido), com 6 câmeras modelo Bonita. Foi realizada a calibração do volume de espaço da coleta, conforme as orientações do manual do fabricante antes do início da coleta e, se fosse necessária, a calibração era repetida a qualquer momento.

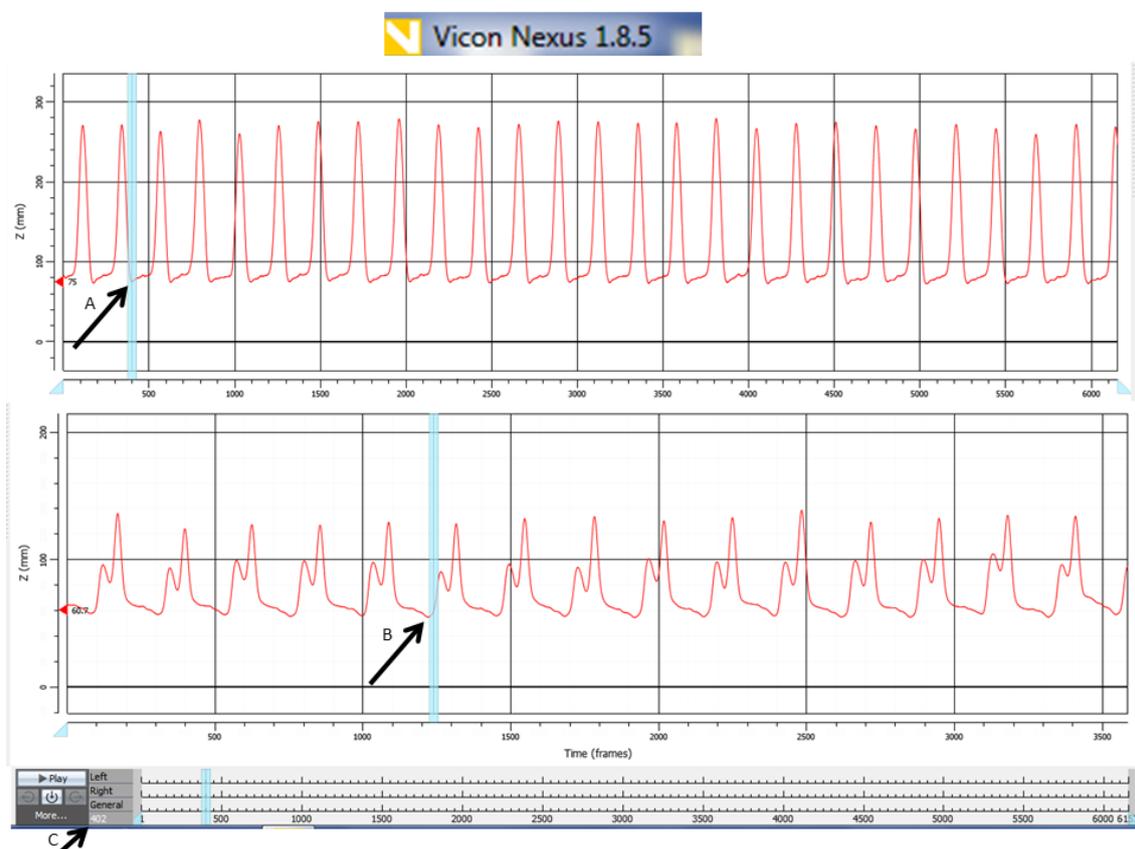
Após colocação dos marcadores reflexivos, o sujeito subia na esteira rolante desligada (modelo ATL Inbrasport, Medgraphics, Ann Arbor, EUA) e realizava-se a coleta estática do sujeito para a posterior reconstrução imagens. Após isso, os sujeitos realizavam mais um tempo (5 a 10 minutos) de familiarização com a esteira rolante, e somente após isto, foi mensurada a  $VAS_{esteira}$ .

Um avaliador treinado dava as indicações para que o sujeito determine sua VAS na esteira rolante (neste procedimento, o painel indicador da velocidade da esteira é coberto e a pessoa não sabe a qual velocidade está caminhando, assim, o pesquisador dá o comando ao sujeito que deve caminhar na velocidade mais confortável para ele mesmo, representando assim a velocidade de caminhada que poderia sustentar por muito tempo), a velocidade da esteira era diminuída ou aumentada gradativamente em 0,5  $km\ h^{-1}$  várias vezes, até o sujeito ter certeza de que aquela velocidade era sua velocidade de caminhada mais confortável ( $VAS_{esteira}$ ), e somente após essa constatação, o painel da esteira rolante era descoberto, e mais uma vez para perguntava-se ao sujeito se essa era sua VAS, após essa última confirmação essa VAS da pessoa era registrada.

Posteriormente, as diferentes velocidades de caminhada submáximas em esteira rolante eram sorteadas, os sujeitos efetuaram os testes de caminhada em esteira rolante 5 minutos em cada uma dessas velocidades (1,2,3,4, e 5  $km\ h^{-1}$ ) alternando com 5 minutos

descanso entre as mesmas. A frequência de amostragem da coleta no sistema de cinemetria 3D foi de 200 Hz. Os dados cinemáticos foram gravados no minuto quatro de cada teste de caminhada, com duração de 30 segundos.

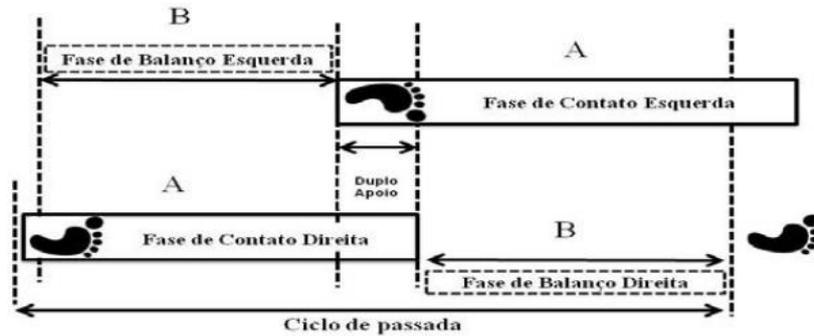
O processamento dos dados cinemáticos foi realizado por um pesquisador experiente e cego em relação aos grupos experimentais. Os dados correspondentes a 10 passadas foram digitalizados no software Nexus para obtenção dos momentos de contato (*touch down*, TD) e de despegue (*take off*, TO) do pé com o solo. TD foi determinado de forma manual a partir da visualização do valor mínimo no gráfico de deslocamento vertical de cada passada do ponto localizado no calcâneo, enquanto que TO foi determinado de forma manual a partir da visualização do valor do primeiro deslocamento positivo do ponto da base do terceiro metatarso de cada passada no eixo vertical (Figura 1).



**Figura 1:** Ilustração referente aos critérios de determinação dos frames considerados para o "touch down", considerado o deslocamento vertical do marcador reflexivo localizado no calcâneo (A) e o "take off", considerado o deslocamento vertical do marcador reflexivo localizado no terceiro metatarso (B). C indica a determinação do frame selecionado.

Após, foi realizada a determinação das variáveis correspondentes ao ciclo de passada (Tempo de Contato (TC, s), Tempo de Balanço (TB, s), e Frequência de Passada (FP, Hz)) (Figura 2), a partir da transformação da quantidade de frames de cada fase da passada para

dados de tempo, multiplicando a quantidade de frames pelo  $dt$  ( $dt = 1/f$ ), onde  $f$  é a frequência de amostragem da aquisição das imagens. Para obtenção do Comprimento da Passada (CP, m), utilizou-se a equação  $V = CP \times FP$ , onde  $V$  é a velocidade da esteira e  $FP$  é o inverso do período (1/s) do tempo de passada.



**Figura 2:** Definição de um ciclo de Passada. A fase de contato ou Tempo de Contato (TC) é o tempo, durante do ciclo de passada, em que o pé (esquerdo ou direito) está em contato com o solo (A). A fase de balanço ou Tempo de Balanço (TB) é o tempo, durante o ciclo de passada, em que o pé (esquerdo ou direito) não está em contato com o solo (B). Adaptado de Oliveira et al., 2013.

Para determinação das variáveis do equilíbrio dinâmico ( $CoV_{TC}$ ,  $CoV_{TB}$ ,  $CoV_{CP}$ ,  $CoV_{FP}$ ), o Coeficiente de Variação foi então obtido com a divisão dos valores médios ( $\bar{x}$ ) de cada variável pelo respectivo desvio padrão ( $dp$ ) multiplicados por 100, utilizando a seguinte equação  $CoV = [(dp/\bar{x}) \times 100]$  (Beauchet et al., 2009; Danion et al., 2003; Oliveira et al., 2013).

Em relação à utilização do Índice de Reabilitação Locomotor (IRL), que é um método que permite a determinação de quão próxima é a VAS em comparação com a velocidade ótima de caminhada ( $OPT$ ). Para calcular a velocidade ótima teórica dos idosos ( $OPT_T$ ) foi utilizado um modelo matemático descrito em Equação 1:

$$OPT_T = \sqrt{0,25 \times 9,81 \times CMI} \quad \text{Equação 1}$$

Onde a  $OPT_T$  é a velocidade na qual os sujeitos gastam menos energia metabólica por metro de distancia percorrido, 0,25 representa a velocidade ótima de caminhada determinada pelo numero de Froude, 9,81 é a força gravitacional e o CMI é o comprimento do membro inferior (em metros). Após, para quantificar o índice de reabilitação locomotor (IRL) é necessário saber a VAS e a  $OPT_T$ . A razão entre a VAS e a  $OPT_T$  multiplicado 100 indica o IRL, conforme Equação 2.

$$IRL = \frac{VAS}{OPT_T} \times 100$$

Equação 2

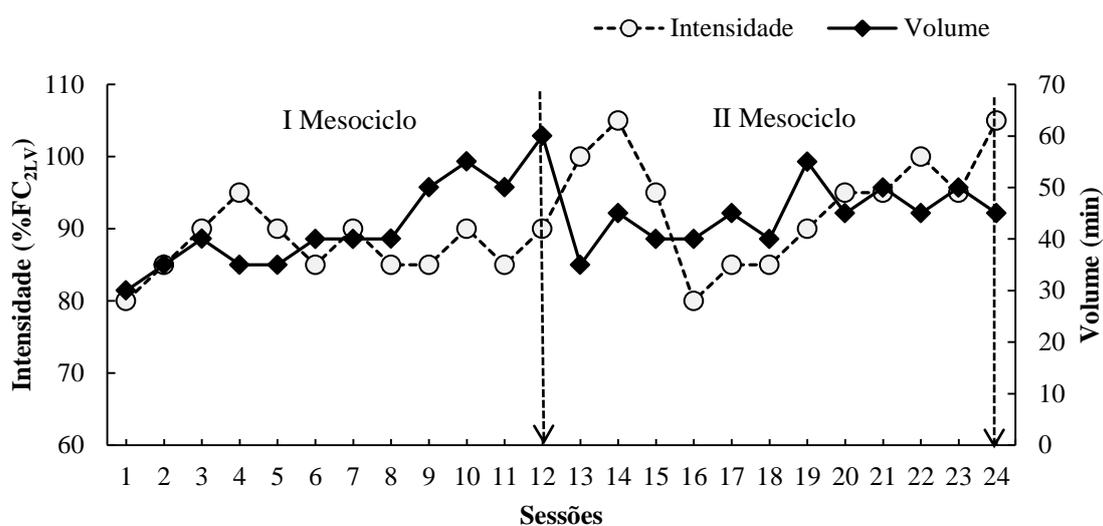
Deste modo, quando o valor do IRL é mais próximo de 100, indica que os sujeitos estão mais próximos da sua velocidade OPT (FIGUEIREDO *et al.*, 2013).

### Treinamento

O início do período de treinamento foi realizado após realização do período de familiarização com a técnica da NW (4 semanas), onde todos os sujeitos realizaram 1 sessão semanal de 30-45 minutos aprender a técnica da caminhada com bastões de forma geral, e também após da realização dos testes iniciais correspondentes ao período pré-treinamento.

O período de treinamento teve duração de oito semanas, sendo realizadas três sessões semanais (24 sessões em total), o volume (tempo em minutos da aula) e a intensidade (percentual da FC a atingir durante a aula pelos sujeitos) eram iguais para ambos os grupos, correspondentes ao percentual da frequência cardíaca no segundo limiar ventilatório (FC<sub>2LV</sub>) controlada por monitor cardíaco (POLAR, modelo S 610, Finlândia) durante as sessões de treinamento, com os grupos diferindo apenas na utilização (ou não) do bastão de NW.

A periodização do treino nas diferentes sessões (S=sessão) é descrito a continuação: **Aquecimento:** todas as aulas iniciavam com 5 minutos de aquecimento. **Parte principal:** com o tempo acatando aos objetivos de volume e intensidade da aula (Ver Figura 3, Periodização do Treinamento). **Volta à calma:** todas as sessões finalizavam com 5 minutos de volta à calma e posteriormente era efetuado alongamento em grupos.



**Figura 3:** Periodização da parte principal da aula do treinamento dos Grupos CL e NW por volume x intensidades do treinamento. As Intensidades de cada sessão de treinamento são representadas pelos círculos

cor cinza, e foi selecionada pelo percentual da  $FC_{2LV}$ , e o Volume de treino foi selecionado pelo tempo de cada sessão (em minutos).

### **Estatística**

O tamanho da amostra foi determinado utilizando o programa *GPower* (versão 3.1) adotando-se uma significância de  $\alpha = 0,05$  e um poder de 90 (basado nos estudos de ABE; MURAKI; YASUKOUCHI, 2008; ANDERS et al., 2007; CHURCH; EARNEST; MORSS, 2002; FOISSAC; MILLET, 2008; PERREY; FABRE, 2008; SAUNDERS et al., 2008; SCHIFFER et al., 2011). Este cálculo mostrou a necessidade de 14 indivíduos em cada grupo.

As comparações estatísticas entre os grupos foram realizadas em análise por intenção de tratar (ITT) e por protocolo (PP), sendo apresentadas apenas os resultados da análise por ITT. Estatística descritiva (média  $\pm$  erro padrão) foi utilizado para apresentar os resultados na análise por intenção de tratar (ITT). Os dados de caracterização da amostra (na linha de base) de ambos grupos (*NW* e *FW*) foram comparados por Teste-T Independente (para variáveis escalares) e o Teste Qui-quadrado (para variáveis categóricas) entre os grupos, os momentos, e as velocidades com post-hoc de Bonferroni e  $\alpha = 0,05$ . O índice de significância adotado foi de  $\alpha=0,05$ .

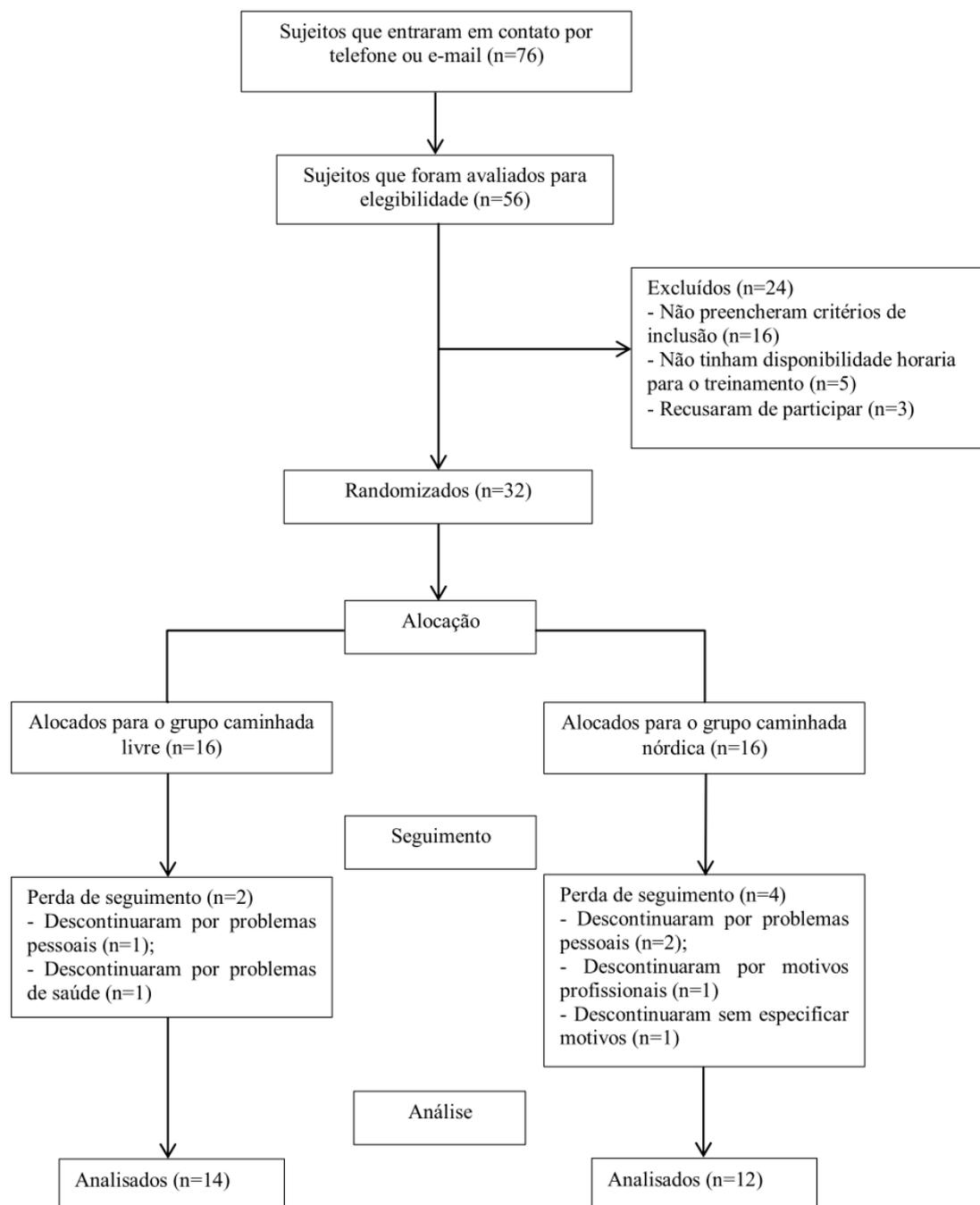
Equações de Estimativas Generalizadas (GEE) foi utilizada para a comparação entre os grupos, os momentos, e as velocidades com teste post-hoc de Bonferroni e  $\alpha = 0,05$ . O índice de significância adotado foi de  $\alpha=0,05$ .

Também, o Efeito de tamanho (Cohen's *d*) foi calculado nas diferenças dos valores pós-treinamento entre os grupos *NW* e *FW*, os mesmos foram classificados de efeitos pequeno (entre 0,2 e 0,5), moderado (entre 0,5 e 0,8) e grande (0,8 ou mais; COHEN, 1988). Estes resultados são apresentados por média e intervalo de confiança de 95%. O nível de significância adotado foi de  $\alpha=0,05$  para todos os testes. Todo processamento estatístico foi realizado por um pesquisador altamente treinado e cegado aos sujeitos, utilizando o software SPSS (Statistical Package for Social Sciences for Mac, version 22.0).

### **RESULTADOS**

As variáveis de caracterização da amostra no início do treinamento não apresentaram diferenças entre os grupos, conforme exposto na Tabela 1. De modo geral, 32 pessoas foram randomizadas nos dois grupos, nomeadamente, CL ( $n=16$ ) e *NW* ( $n=16$ ). Seis participantes saíram do estudo durante o período de treinamento [Dois sujeitos do grupo CL (1 por motivo pessoal, e outro por motivos de saúde) e quatro sujeitos do grupo *NW* (2 por motivos

peçoais, 1 por motivos de saúde, e 1 sujeito não declarou motivos)], representando 18,75% de perda amostral. Deste modo, 26 participantes finalizaram a intervenção e completaram as avaliações (NW=12 e CL=14). Os participantes que completaram a intervenção obtiveram uma frequência de 90%, demonstrando aderência ao treinamento, e embora a estatística foi realizada nas duas análises a saber, por ITT e PP, os resultados apresentados são da análise por ITT. Ver Fluxograma da Figura 4.



**Figura 4:** Fluxograma de participantes do ensaio.

**Tabela 1:** Caracterização da amostra na análise por intenção de tratar, apresentando à média e o intervalo de confiança (IC de 95%) dos dados de idade, estatura, massa corporal (MC), percentual de gordura (Perc Gord), índice de massa corporal (IMC), relação cintura/quadril (CINT/QUAD), somatório de dobras cutâneas ( $\Sigma$ DC), comprimento de membros inferiores (CMI) e medicações das participantes dos grupos.

Variável	Grupo CL (n=14)	Grupo NW (n=15)	p- valor
	Média (IC 95%)	Média (IC 95%)	
Idade (anos)	68 (66-70)	64 (62-66)	<b>0,006</b>
Estatura (cm)	162 (157-167)	165 (162-169)	0,237
Homens, n (%)	4 (44,4)	5 (55,6)	0,686
MC (kg)	74 (66-81)	81 (74-85)	0,210
Perc Gord (%)	31 (27-35)	32 (27-37)	0,918
IMC (kg.m <sup>-2</sup> )	28 (26-30)	29 (27-31)	0,694
CINT/QUAD	0,87 (0,82-0,90)	0,91 (0,84-0,93)	0,472
$\Sigma$ DC (mm)	132 (113-134)	132 (108-146)	0,740
CMI <sub>dir</sub> (cm)	83 (80-86)	85 (83-88)	0,301
CMI <sub>esq</sub> (cm)	83 (80-86)	86 (83-89)	0,175
Medicamentos (n indivíduos medicados)			
Hipoglicemiantes	3	4	0,663
Anti-herternsivos	5	7	0,445
Hipolepemiantes	8	7	0,705
Diuréticos	3	1	0,280
Hipotireoidismo	1	3	0,280
Humor	4	4	1,000

Na análise por intenção de tratar do questionário de avaliação da qualidade de vida, foram observados efeitos tempo significativos, no domínio psicológico do WHOQOL-Breve ( $p=0,009$ ) e participação social do WHOQOL-OLD ( $<0,001$ ). Houve efeitos significativos do grupo nos domínios meio ambiente ( $p=0,015$ ) e relações sociais do WHOQOL-Breve ( $p=0,003$ ). Nenhuma interação Grupo\*Tempo foi identificada (Tabela 2).

**Tabela 2:** Resultados dos Testes de efeitos de modelo da GEE para as variáveis do teste de Qualidade de vida WHOQOL-Breve e WHOQOL-OLD nos diferentes domínios. Símbolo \* representa diferenças significativas no fator tempo (pré e pós treinamento), e as letras maiúsculas diferentes representam diferenças significativas no fator grupo (caminhada livre, CL; e caminhada nórdica, NW).

Qualidade de vida (QV)	Intervenção	Pré Treino	Pós Treino	p – valor		
		Média ±EP	Média ±EP	Grupo	Tempo	Tempo*Grupo
BREVE - QV geral	CL	65,38 ±4,11	67,85 ±4,32	0,106	0,258	0,677
	NW	72,32 ±5,38	77,67 ±3,61			
BREVE - Físico	CL	60,39 ±4,57	64,56 ±4,84	0,218	0,074	0,600
	NW	65,05 ±4,36	72,66 ±3,45			
BREVE - Psicológico	CL	66,02 ±4,52*	71,42 ±4,64*	0,896	<b>0,009</b>	0,387
	NW	63,98 ±4,91*	74,79 ±2,26*			
BREVE- Meio Ambiente	CL	61,29 ±3,39 <sup>A</sup>	60,65 ±4,36 <sup>A</sup>	<b>0,015</b>	0,810	0,918
	NW	73,66 ±3,75 <sup>B</sup>	73,40 ±3,92 <sup>B</sup>			
BREVE - Relação social	CL	62,82 ±3,58 <sup>A</sup>	60,71 ±5,61 <sup>A</sup>	<b>0,003</b>	0,520	0,157
	NW	70,83 ±4,27 <sup>B</sup>	76,38 ±3,37 <sup>B</sup>			
OLD - Total	CL	65,62 ±3,63	70,65 ±3,93	0,379	0,357	0,096
	NW	72,75 ±3,47	71,30 ±2,43			
OLD - Participação social	CL	60,09 ±5,41*	77,40 ±5,02*	0,385	<b>&lt;0,001</b>	0,088
	NW	70,41 ±4,30*	77,08 ±3,55*			
OLD - Habilidades sensoriais	CL	75,00 ±2,94	70,53 ±4,78	0,332	0,251	0,779
	NW	78,75 ±2,75	76,04 ±5,09			
OLD - Atividades passadas, presentes e futuras	CL	68,22 ±6,22	72,76 ±4,57	0,548	0,570	0,341
	NW	74,58 ±3,19	73,43 ±4,04			
OLD - Intimidade	CL	64,28 ±7,18	65,62 ±7,16	0,468	0,319	0,190
	NW	76,52 ±5,17	66,66 ±8,63			
OLD - Morte e morrer	CL	63,83 ±6,41	62,50 ±5,54	0,654	0,731	0,492
	NW	64,16 ±5,57	68,18 ±4,13			
OLD - Autonomia	CL	66,34 ±3,63	64,42 ±4,87	0,232	0,800	0,216
	NW	70,00 ±3,18	72,91 ±3,48			

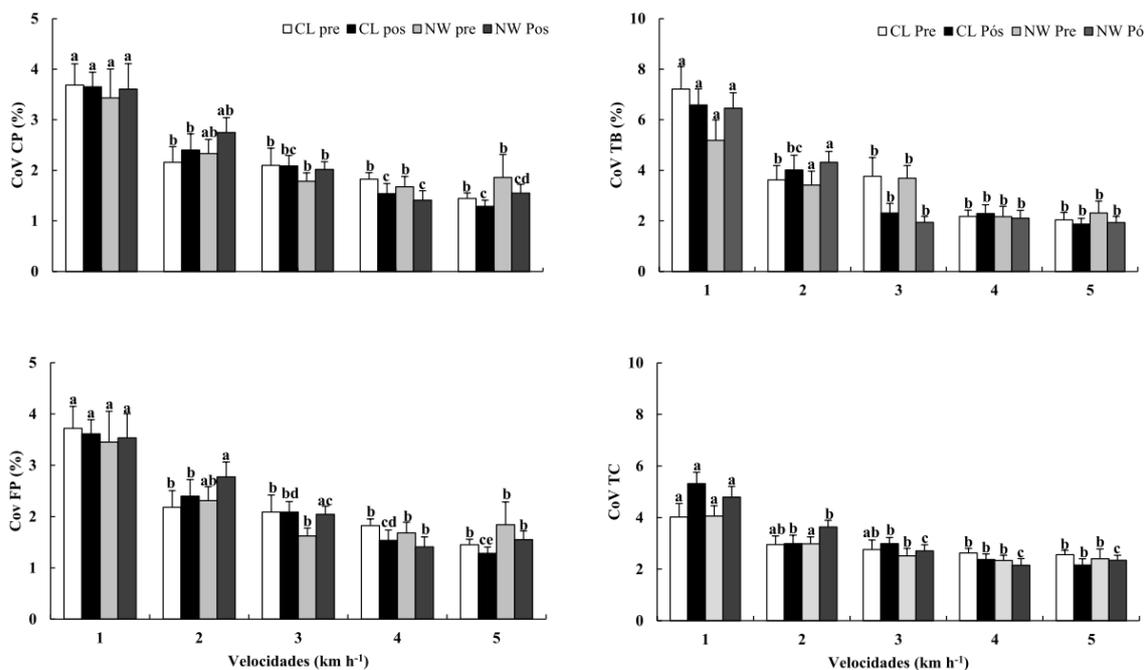
Os resultados do equilíbrio estático avaliado em plataforma de força nas situações SV (olho abertos) e CV (olhos fechados) são observados na Tabela 3. Todas as variáveis do equilíbrio estático (a saber: Amplitude Máxima COP<sub>X</sub> e COP<sub>Y</sub>, Amplitude Média COP<sub>X</sub> e COP<sub>Y</sub>, Velocidade Média COP<sub>X</sub> e COP<sub>Y</sub>, e Velocidade Média COP<sub>TOTAL</sub>) foram modificadas pela situação SV vs CV (p<0,001), apresentando menores valores na situação olhos abertos (SV) quando comparada à situação olhos fechados (CV) para ambos os grupos e momentos. As velocidades médias do COP foram modificadas pelo fator tempo, sendo Velocidade Média COP<sub>X</sub> (p=0,004), Velocidade Média COP<sub>Y</sub> (p=0,025) e Velocidade Média COP<sub>TOTAL</sub> (p=0,008) apresentando menores valores no momento pós-treino quando comparados ao momento pré para ambos os grupos e situações (CV e SV).

**Tabela 3:** Resultados dos Testes de efeitos de modelo da GEE para as variáveis do equilíbrio estático em plataforma de força. Resultados apresentados em média e EP. Símbolo \* representa que houve diferença da situação com e sem venda na relação inter grupo (dentro de cada grupo). Letras maiúsculas diferentes representam diferenças significativas do fator tempo (pré e pós treino).

Variável	Grupo/Situação	Pré Média± EP	Pós Média± EP	Grupo	Tempo	Situação (CV/SV)	Grupo* Tempo	Grupo* Situação	Tempo* Situação	Grupo* Tempo* Situação
<i>p</i>										
<b>AM<sub>ax</sub> COP<sub>X</sub> (mm)</b>	CL <sub>CV</sub>	28,11±1,68	27,49±1,21*	0,465	0,214	<0,001	0,836	<b>0,012</b>	0,322	0,314
	CL <sub>SV</sub>	24,41±1,42	27,84±3,54							
	NW <sub>CV</sub>	31,00±1,19*	32,01±2,33*							
	NW <sub>SV</sub>	25,10±1,24	26,09±1,48							
<b>AM<sub>ax</sub> COP<sub>Y</sub> (mm)</b>	CL <sub>CV</sub>	36,25±2,66*	34,75±2,92*	0,171	0,212	<0,001	0,461	0,937	0,385	0,115
	CL <sub>SV</sub>	29,46±1,71	32,10±3,08							
	NW <sub>CV</sub>	30,56±1,78*	33,32±1,96*							
	NW <sub>SV</sub>	26,65±1,66	28,16±1,21							
<b>AM<sub>edia</sub> COP<sub>X</sub> (mm)</b>	CL <sub>CV</sub>	4,21±0,26	4,15±0,17*	0,071	0,451	<0,001	0,091	0,052	0,920	0,585
	CL <sub>SV</sub>	4,00±0,30	3,81±0,30							
	NW <sub>CV</sub>	4,77±0,20*	5,02±0,36							
	NW <sub>SV</sub>	4,00±0,22	4,42±0,23							
<b>AM<sub>edia</sub> COP<sub>Y</sub> (mm)</b>	CL <sub>CV</sub>	5,52±0,37*	5,33 ±0,53*	0,256	0,515	<b>0,001</b>	0,310	0,235	0,984	0,390
	CL <sub>SV</sub>	4,56±0,32	4,61±0,38							
	NW <sub>CV</sub>	4,55±0,25*	4,98±0,29*							
	NW <sub>SV</sub>	4,26 ±0,30	4,46±0,21							
<b>VelM<sub>edia</sub> COP<sub>X</sub> (mm/s)</b>	CL <sub>CV</sub>	14,77±1,6 <sup>*A</sup>	12,47±1,66 <sup>*B</sup>	0,803	<b>0,004</b>	<b>0,001</b>	0,627	0,767	0,326	0,208
	CL <sub>SV</sub>	10,55±0,73 <sup>A</sup>	9,42±0,90 <sup>B</sup>							
	NW <sub>CV</sub>	14,68±1,15 <sup>*A</sup>	13,52±1,17 <sup>*B</sup>							
	NW <sub>SV</sub>	10,82±0,70 <sup>A</sup>	9,52±0,73 <sup>B</sup>							
<b>VelM<sub>edia</sub> COP<sub>Y</sub> (mm/s)</b>	CL <sub>CV</sub>	19,03±1,92 <sup>*A</sup>	16,08±1,4 <sup>*B</sup>	0,528	<b>0,025</b>	<0,001	0,051	0,800	0,510	0,786
	CL <sub>SV</sub>	13,62±1,13 <sup>A</sup>	11,19±0,87 <sup>B</sup>							
	NW <sub>CV</sub>	16,69±1,68 <sup>*A</sup>	16,40±1,39 <sup>*B</sup>							
	NW <sub>SV</sub>	11,72 ±0,83 <sup>A</sup>	11,65 ±0,88 <sup>B</sup>							
<b>VelM<sub>edia</sub> COP<sub>Total</sub> (mm/s)</b>	CL <sub>CV</sub>	26,72±2,69 <sup>*A</sup>	22,54±1,90 <sup>*B</sup>	0,830	<b>0,008</b>	<0,001	0,169	0,977	0,323	0,429
	CL <sub>SV</sub>	19,07±1,39 <sup>A</sup>	16,25±1,32 <sup>B</sup>							
	NW <sub>CV</sub>	24,74±2,03 <sup>*A</sup>	23,55±1,88 <sup>*B</sup>							
	NW <sub>SV</sub>	17,64±1,03 <sup>A</sup>	16,71 ±1,15 <sup>B</sup>							

Os resultados do teste de efeitos do modelo da estabilidade dinâmica referentes ao coeficiente de variação (CoV) do CP demonstraram que o  $CoV_{CP}$  mudou significativamente com o fator velocidade ( $p < 0,001$ ), e não houve modificações do fator grupo ( $p = 0,909$ ), fator tempo ( $p = 0,998$ ), fator grupo\*tempo ( $p = 0,723$ ), fator grupo\*velocidade ( $p = 0,175$ ), fator tempo\*velocidade ( $p = 0,098$ ), fator grupo\*tempo\*velocidade ( $p = 0,951$ ). Em relação ao  $CoV_{FP}$  foi observado que houve mudança significativa com o fator velocidade ( $p < 0,001$ ) e houve interação do fator tempo\*velocidade ( $p = 0,030$ ). Esta variável não foi afetada pelo fator grupo ( $p = 0,986$ ), pelo tempo ( $p = 0,966$ ), pela interação grupo\*tempo ( $p = 0,602$ ), grupo\*velocidade ( $p = 0,129$ ) e nem pela interação grupo\*tempo\*velocidade ( $p = 0,823$ ). Os valores são observados na Figura 5 (Painel Esquerdo).

Ainda em relação aos resultados do equilíbrio dinâmico correspondente ao do CoV do Tempo de balanço (TB) demonstraram que foram também afetados pela velocidade de caminhada ( $p < 0,001$ ) e houve interação tempo\*velocidade ( $p = 0,004$ ). Os outros fatores não tiveram influência significativa nesta variável, a saber, o fator grupo ( $p = 0,465$ ), o fator tempo ( $p = 0,479$ ), nem nas interações grupo\*tempo ( $p = 0,485$ ), grupo\*velocidade ( $p = 0,578$ ), grupo\*tempo\*velocidade ( $p = 0,508$ ). Em relação ao Cov do Tempo de contato (TC) foi observado que foi modificado pela velocidade ( $p < 0,001$ ) e também houve interação do fator tempo\*velocidade ( $p = 0,004$ ). Os outros fatores não afetaram o  $CoV_{TC}$ , a saber: fator grupo ( $p = 0,702$ ), fator tempo ( $p = 0,144$ ), fator grupo\*tempo ( $p = 0,787$ ), fator grupo\*velocidade ( $p = 0,160$ ), fator grupo\*tempo\*velocidade ( $p = 0,327$ ). Os resultados de ambas variáveis nas diferentes velocidades de caminhada podem ser observados na Figura 5 (Painel direito).

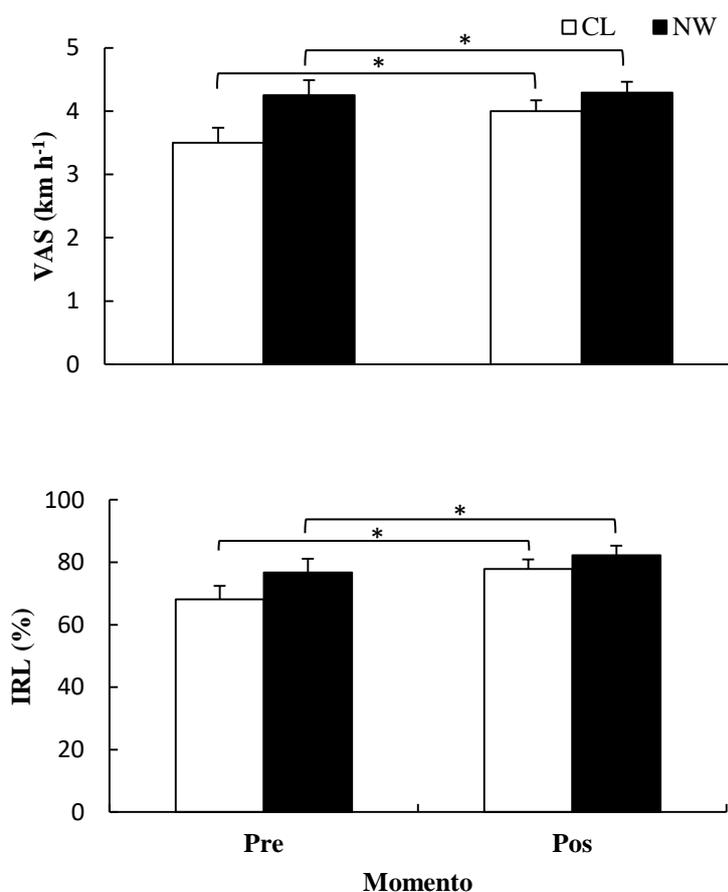


**Figura 5:** Resultados do CoV. Lado Esquerdo da figura, CoVCP (painel superior) e do CoV da FP (painel inferior) e no Lado Direito o CoV TB (painel superior) e do CoV TC (painel inferior). Resultados do Grupo CL do momento pré e pós treinamento são observados nas colunas brancas e pretas, respectivamente. Resultados do Grupo NW do momento pré e pós treinamento são observados nas colunas cinza claro e cinza escuro, respectivamente. Dados apresentados em média e EP. Letras minúsculas diferentes representam diferenças significativas ( $p < 0,001$ ) entre as velocidades.

Nos resultados da  $VAS_{esteira}$  os testes de efeitos de modelo na análise por intenção de tratar (ITT) demonstraram que a  $VAS_{esteira}$  teve influência apenas no fator tempo ( $p = 0,011$ ), onde determinou-se um aumento da  $VAS_{esteira}$  tanto no grupo CL no momento pré treino 3,50 km h<sup>-1</sup> para o pós 4,00 km h<sup>-1</sup>, quanto no grupo NW de 4,00 km h<sup>-1</sup> no momento pré treino

para  $4,29 \text{ km h}^{-1}$  no momento pós (Figura 5, painel superior). Não houve diferenças no fator grupo (0,085), e na interação grupo\*tempo (0,505).

O IRL mostrou que houve incrementos significativos apenas no fator tempo ( $p=0,013$ ) para ambos os grupos, sendo que o grupo CL aumentou de 68,08% no pré treino para 77,85% no pós treino; e no grupo NW de 76,73% para 82,26% no momento pós treinamento (Figura 6, painel inferior). Não houve diferenças no fator grupo ( $p=0,135$ ) nem na interação grupo\*tempo ( $p=0,490$ ).



**Figura 6:** Resultados da velocidade autosselecionada de caminhada na esteira ( $VAS_{esteira}$ , painel superior) e do índice de reabilitação locomotora (IRL, painel inferior) do grupo caminhada livre (CL, coluna branca) e do grupo caminhada nórdica (NW, coluna preta) no momento pré e pós treino. Médias e erro padrão. Símbolo asterísco representa diferenças significativas no fator tempo ( $p=0,011$  e  $p=0,013$ , respectivamente).

Os resultados dos tamanhos de efeitos do teste de qualidade de vida, dos parâmetros do equilíbrio estático, da  $VAS_{esteira}$  e do IRL podem ser observados na Tabela 4.

**Tabela 4:** Valores médios e limites inferiores e superiores (IC95%) do tamanho do efeito calculado para as comparações dos resultados pós-intervenção do grupo do teste de Qualidade de vida (QV), parâmetros do equilíbrio estático, velocidade autosseleccionada de caminhada na esteira ( $VAS_{esteira}$ ) e índice de reabilitação locomotora (IRL).

<b>Variáveis:</b>	<b>NW vs CL Média (IC 95%)</b>	<b>CL vs NW Média (IC 95%)</b>
<b>- Domínios QV:</b>		
QV_físico	0,50 (-0,28 a 1,29)	
QV_psicológico	0,25 (-0,53 a 1,02)	
QV_meio ambiente	0,79 (-0,01 a 1,59)	
QV_relação social	0,90 (0,09 a 1,71)	
QV_geral	0,64 (-0,15 a 1,43)	
QV_old_total	0,05 (-0,72 a 0,82)	
QV_old_participação social		0,02 (-0,75 a 0,79)
QV_old_habilidades sensoriais	0,28 (-0,49 a 1,06)	
QV_old_atividades passadas, presentes e futuras	0,04 (-0,73 a 0,81)	
QV_old_intimidade	0,03 (-0,74 a 0,80)	
QV_old_morte e morrer	0,30 (-0,47 a 1,08)	
QV_old_autonomia	0,53 (-0,26 a 1,31)	
<b>- Parâmetros Equilíbrio Estático:</b>		
AMáx COP <sub>X</sub> CV		0,60 (-0,16 a 1,36)
AMáx COP <sub>X</sub> SV	0,16 (-0,58 a 0,90)	
AMáx COP <sub>Y</sub> CV	0,14 (-0,60 a 0,88)	
AMáx COP <sub>Y</sub> SV	0,41 (-0,33 a 1,16)	
AMédia COP <sub>X</sub> CV		0,75 (-0,02 a 1,51)
A Média COP <sub>X</sub> SV		0,69 (-0,07 a 1,45)
A Média COP <sub>Y</sub> CV	0,20 (-0,54 a 0,94)	
A Média COP <sub>Y</sub> SV	0,12 (-0,62 a 0,86)	
Vel Méd COP <sub>X</sub> CV		0,22 (-0,52 a 0,96)
Vel Méd COP <sub>X</sub> SV		0,03 (-0,71 a 0,77)
Vel Méd COP <sub>Y</sub> CV		0,06 (-0,68 a 0,80)
Vel Méd COP <sub>Y</sub> SV		0,13 (-0,61 a 0,87)
Vel Média <sub>TOTAL</sub> CV		0,13 (-0,61 a 0,87)
Vel Média <sub>TOTAL</sub> SV		0,09 (-0,65 a 0,83)
<b><math>VAS_{esteira}</math></b>	0,42 (-0,31 a 1,16)	
<b>IRL</b>		0,36 (-0,39 a 1,10)

Nota: AMáx= amplitude linear máxima; COPx= centro de pressão antero-posterior; CV= coeficiente de variação; SV=condição sem venda; CV= condição com venda; A Média= amplitude média; Vel Méd= velocidade média; Vel Méd<sub>TOTAL</sub>= velocidade média total. NW vs CL= representa que a NW teve um efeito superior na variável indicada, e CL vs NW= representa que a CL teve maior efeito na variável correspondente.

E o resultados dos tamanhos de efeitos para os parâmetros do equilíbrio dinâmico podem ser observados na Tabela 5.

**Tabela 5:** Valores médios e limites inferiores e superiores (IC95%) do tamanho do efeito (ES) calculado para as comparações dos resultados pós-intervenção dos grupos nos parâmetros do teste de Equilíbrio dinâmico da NW vs CL.

Variáveis	Velocidades				
	1 km h <sup>-1</sup> ES (IC 95%)	2 km h <sup>-1</sup> ES (IC 95%)	3 km h <sup>-1</sup> ES (IC 95%)	4 km h <sup>-1</sup> ES (IC 95%)	5 km h <sup>-1</sup> ES (IC 95%)
CoV <sub>CP</sub>	0,03 (-0,71 a 0,77)	0,28 (-0,46 a 1,03)	0,10 (-0,65 a 0,84)	0,16 (-0,58 a 0,90)	0,43 (-0,32 a 1,18)
CoV <sub>FP</sub>	0,05 (-0,69 a 0,79)	0,30 (-0,45 a 1,04)	0,06 (-0,68 a 0,80)	0,16 (-0,58 a 0,90)	0,45 (-0,30 a 1,20)
CoV <sub>TB</sub>	0,05 (-0,69 a 0,79)	0,15 (-0,60 a 0,89)	0,29 (-0,45 a 1,04)	0,14 (-0,61 a 0,88)	0,06 (-0,68 a 0,81)
CoV <sub>TC</sub>	0,31 (-0,44 a 1,05)	0,54 (-0,22 a 1,29)	0,29 (-0,46 a 1,06)	0,24 (-0,51 a 0,98)	0,20 (-0,54 a 0,94)

Nota: CoV<sub>CP</sub>= coeficiente de variação interpassadas de comprimento de passada; CoV<sub>FP</sub>= coeficiente de variação interpassadas de frequência de passada; CoV<sub>TB</sub>= coeficiente de variação interpassadas de tempo de balanço; CoV<sub>CP</sub>= coeficiente de variação interpassadas de tempo de contato.

## DISCUSSÃO:

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito de oito semanas de caminhada nórdica e caminhada livre em idosos sedentários. Rejeitamos a nossa hipótese principal, pois após oito semanas de treinamento de NW e CL, ambos os grupos de idosos sedentários apresentaram melhoras nos índices da QV, do Equilíbrio estático e dinâmico, da VAS<sub>esteira</sub>, o do IRL sem constatação do efeito grupo. As alterações mecânicas (SCHWAMEDER *et al.*, 1999; STIEF *et al.*, 2008) e energéticas (PORCARI *et al.*, 1997; PELLEGRINI *et al.*, 2015, 2016) entre caminhar com ou sem bastões observadas em estudos observacionais, parecem não induzir a longo prazo em diferenças na qualidade de vida e nas adaptações de equilíbrio estático e dinâmico de locomoção entre os dois modos de treinamento.

É bem estabelecido na literatura, uma vantagem relacionada à NW em comparação à CL, pois o custo metabólico de caminhar com bastões ser maior do que caminhar sem bastões, mas com uma percepção subjetiva ao esforço igual ou menor (HANSEN; SMITH, 2009; FIGARD-FABRE *et al.*, 2010). Este atributo fisiológico-perceptivo, embora interessante, após 8 semanas de treinamento parece não ser suficiente para acrescentar ganhos relacionados à qualidade de vida em relação à caminhada normal.

O presente estudo identificou melhoras da qualidade de vida nos domínios psicológico e participação social. Estes resultados corroboram estudos prévios que identificaram benefícios do exercício nesses domínios em idosos e outras populações em condições clínicas (GILL *et al.*, 2013; SCHUCH, *et al.*, 2016; TAVARES *et al.*, 2014). As melhoras ocorreram independentemente do tipo de caminhada. Cabe ressaltar que as melhoras foram encontradas em um período breve de 8 semanas de treinamento. Diversos fatores podem explicar a melhora da qualidade de vida no domínio psicológico da qualidade

de vida, como melhora na cognição, nas funções auto-relatadas e diminuição dos sintomas depressivos (McAULEY; MORRIS, 2007; SCHUCH et al., 2014).

Outros estudos que aplicaram treinamento de *NW* em idosos frágeis com idade acima de 70 anos (3 sessões por semana, por 12 semanas, de 60 minutos), e compararam com exercícios gerais reportaram que houve uma diminuição significativa nos níveis de depressão (versão Coreana do teste Short Geriatric Depression Scale) após a intervenção no grupo *NW* (LEE; PARK, 2015). Contudo, constatamos que ainda faltam ECR que sustentem estes achados e que permitam concluir acerca de qual método de treinamento (*NW* ou *CL*) reportará melhoras na *QV* no menor espaço de tempo.

Os resultados do presente estudo demonstraram que tanto o treinamento de *NW* quanto de *CL* foram efetivos para melhora do equilíbrio estático de indivíduos idosos após oito semanas de intervenção. Essa melhora foi constatada pela redução da velocidade média do COP durante o teste em apoio bipodal, nas situações com e sem venda. No entanto, as variáveis referentes à amplitude do COP não apresentaram modificações significativas após as intervenções. Além disso, os resultados demonstraram valores significativamente maiores nas avaliações com venda em comparação à situação sem venda. A análise da oscilação postural através de variáveis relacionadas ao COP é amplamente indicada para mensurar o equilíbrio corporal de idosos em condições estáticas (GRANACHER; MUEHLBAUER; GRUBER, 2012), e uma diminuição nos valores de amplitude e de velocidade do COP indicam uma maior estabilidade postural nessas situações (PALMIERI *et al.*, 2002).

Dessa forma, a redução na velocidade média  $COP_x$ ,  $COP_y$  e  $COP_{Total}$  observada após o treinamento de *NW* e *CL*, indica que ambas as intervenções foram efetivas para ocasionar a melhora do controle postural dos sujeitos idosos avaliados. Cabe salientar que esse resultado ocorreu em ambos os grupos, sem diferença significativa entre os mesmos. Esses achados corroboram outros estudos que também observaram melhora no equilíbrio estático de idosos após uma intervenção com *NW* (KOCUR, *et al.*, 2015; LEE; PARK, 2015) ou efeitos semelhantes entre *NW* e *CL* sobre essa variável (FIGUEIREDO, *et al.*, 2013; TAKESHIMA *et al.*, 2013). No entanto, esses autores avaliaram o equilíbrio estático através do tempo em apoio unipodal (LEE; PARK, 2015), teste de alcance funcional (KOCUR, *et al.*, 2015; TAKESHIMA *et al.*, 2013) e escala de Berg (FIGUEIREDO, *et al.*, 2013).

Além disso, não foram encontrados na literatura pesquisada estudos que utilizassem a velocidade do COP como parâmetro de avaliação do equilíbrio estático, dificultando uma análise mais aprofundada do comportamento dessa variável em resposta ao treinamento na

*NW* e *CL*. Mais semelhante ao presente estudo, Takeshima et al. (2013) avaliaram a oscilação postural de idosos através da velocidade angular do centro de gravidade (COG) em quatro situações estáticas (superfície estável e instável com olhos abertos e fechados), coletadas em uma plataforma com um sistema específico para mensurar equilíbrio. Porém, os autores não observaram diminuição na velocidade do COG após 12 semanas de treinamento na *NW* e *CL*.

Em contrapartida, em ambos os grupos as variáveis relacionadas à amplitude de deslocamento do COP não apresentaram diferença significativa após o período de treinamento. Esse resultado corrobora Kocur et al. (2009), que não observaram redução na amplitude máxima do COP durante os testes de alcance funcional e alcance para cima, após 12 semanas de treinamento na *NW* com mulheres idosas. Porém, esses mesmos autores verificaram um aumento significativo na distância alcançada em ambos os testes após a intervenção, indicando melhora no controle postural.

Diversos estudos vêm utilizando a avaliação bipodal nas situações com e sem venda nos olhos a fim de avaliar o equilíbrio estático (ELBAR *et al.*, 2013; KATSURA *et al.*, 2010; LEE; KO; CHO, 2010). O propósito de realizar estas duas avaliações se deve ao fato de o equilíbrio estar muito relacionado ao estímulo visual, sendo este, responsável por 85% das informações que o sistema nervoso central recebe do meio externo, tornando-se a principal fonte de entrada de informações para a manutenção do equilíbrio estático (BUCHANAN; HORAK, 2003; KLEINER; CAMARGO SCHLITTLER, ROSÁRIO SÁNCHEZ-ARIAS, 2011; OLIVEIRA ; BARRETO, 2005). Assim, sem a entrada da informação visual dificulta a manutenção do equilíbrio postural adequado e as oscilações do corpo podem aumentar mais que o dobro (KLEINER; CAMARGO SCHLITTLER, ROSÁRIO SÁNCHEZ-ARIAS, 2011) o que justifica os maiores valores encontrados para a situação com venda nos olhos.

Por fim, salientamos que a melhora do equilíbrio estático confere ao idoso uma melhora da estabilidade postural, podendo refletir na redução de risco de quedas que é um dos principais fatores que causam dependência, e tendo em vista que o envelhecimento gera prejuízos no equilíbrio estático, e conseqüentemente no controle postural, é de suma importância que sujeitos idosos engajem-se em programas de treinamento que promovam benefícios nesses parâmetros. Dessa forma, ambos os treinamentos realizados no presente estudo são adequados e efetivos para a melhora do equilíbrio estático dessa população. Além disso, o alto índice de quedas na população idosa está associado às alterações do equilíbrio, evidenciando ainda mais a importância de nossos resultados. Além disso, cabe salientar que tem sido estabelecido que os idosos experimentam mais segurança ao realizar o treino de

caminhada com bastões (SKÓRKOWSKA-TElichowska *et al.*, 2016). Portanto, os presentes achados indicam que o treinamento de *NW* é capaz de melhorar o controle postural de idosos, com um nível de segurança maior do que a *CL*.

Os resultados referentes à estabilidade dinâmica demonstraram não haver influência dos fatores tempo (treinamento) e grupo (*CL* vs *NW*), contudo houve interação no fator velocidade, no qual se verificou uma relação inversa entre a variabilidade espaço-temporal e a velocidade, representando um aumento da estabilidade dinâmica nas maiores velocidades analisadas. Assim como a  $VAS_{esteira}$ , o IRL apresentaram incrementos significativos para ambos os grupos, sem interação grupo\*tempo. A estabilidade dinâmica maior em velocidades maiores de caminhada, antes e após 8 semanas de treinamento aeróbico, estendem os achados similares anteriores em estudo observacional (OLIVEIRA, 2013).

Em uma revisão sistemática com meta-análise, Bohannon & Andrews (2011) estabeleceram valores normativos de  $VAS$  em função da média de idade para pessoas livres de doenças entre 20 e 99 anos, agrupados por décadas. Os estudos selecionados deveriam descrever a  $VAS$  ou equivalente, no solo, com distância mínima de três metros e máxima de 30,5, desconsiderando as fases de aceleração e desaceleração. Nós consideramos a média entre os valores para homens e mulheres em função da faixa etária, considerando a amostra do nosso estudo. Os resultados da meta-análise para a faixa de idade entre 60-69 anos ( $n = 941$ ), considerando a média entre os valores para homens e mulheres, indicam o valor de  $4,64 \text{ km h}^{-1}$  como normativo para esta faixa etária de idosos saudáveis. Nossos resultados para o grupo *CL* pré e pós-treinamento foram  $3,50$  e  $4,00 \text{ km h}^{-1}$  ( $p = 0,011$ ) respectivamente e para o grupo *NW* pré e pós treinamento foram  $4,00$  e  $4,29 \text{ km h}^{-1}$  respectivamente. Deste modo, as melhoras encontradas com o treinamento em ambos os grupos, aproximaram os valores de  $VAS$  do valor considerado normativo para a faixa etária analisada. O aumento da  $VAS$  possui uma grande relevância clínica em idosos e está relacionado a uma diminuição de até 58% e de até 17% nos riscos relativo e absoluto de morte, respectivamente, inclusive considerando um *follow-up* de oito anos para a manutenção dos benefícios adquiridos com o incremento da  $VAS$  (HARDY *et al.*, 2007).

A diminuição do  $CoV$  das variáveis espaço-temporais em resposta ao aumento da velocidade corrobora com os achados de Oliveira *et al.* (2013) em um estudo com metodologia semelhante para a determinação do  $CoV$  e amostra composta por idosos saudáveis e hemiparéticos. O grupo de idosos saudáveis, nas velocidades usuais de caminhada ( $3 - 4 \text{ km/h}$ ) apresentaram valores próximos ao do presente estudo, variando entre

3,24 - 2,77% para o  $CoV_{TC}$  e 6,01 e 3,79% para o  $CoV_{TB}$ . Outro estudo avaliou o CoV de idosos saudáveis caminhando apenas na VAS ( $4,13 \text{ km h}^{-1}$ ) e também encontrou valores semelhantes aos do presente estudo na velocidade de  $4,0 \text{ km h}^{-1}$ , sendo 3,5 e 4,3% para  $CoV_{TC}$  e  $CoV_{TB}$ , respectivamente ( $CoV_{TC}$  do grupo CL foi de 2,63 no pré para 2,38% no pós, e no grupo NW foi de 2,34% no pré para 2,15% no pós; e o  $CoV_{TB}$  do grupo CL foi de 2,18% no pré para 2,19 no pós e no grupo NW foi de 2,17% no pré para 2,11% no pós, na velocidade de  $4,0 \text{ km h}^{-1}$ ). Além disso, no mesmo estudo, o  $CoV_{CP}$  foi de 2,3%, valor que corrobora com os encontrados no presente estudo ( $CoV_{CP}$  do grupo CL foi de 1,83% no pré para 1,54% no pós, e no grupo NW foi de 1,67% no pré para 1,41% no pós, na velocidade de  $4,0 \text{ km h}^{-1}$ ).

Nas maiores velocidades, para ambos os grupos e independentemente do fator treinamento, a caminhada foi considerada mais estável e segura, devido a menor variabilidade, representando um menor risco de quedas (BEAUCHET *et al.*, 2009; HAUSDORFF, 2005; MAKI, 1997; BIANCHI *et al.*, 2013), sendo assim, corroboramos mais um achado de grande relevância clínica para o treinamento e reabilitação de idosos agora em relação ao equilíbrio dinâmico da caminhada.

Em relação à  $VAS_{esteira}$  ambos os grupos aumentaram sua velocidade de caminhada na esteira com o tempo (grupo CL foi de  $3,50 \text{ km h}^{-1}$  para o pós  $4,00 \text{ km h}^{-1}$ ; grupo NW de  $4,00 \text{ km h}^{-1}$  no momento pré treino para  $4,29 \text{ km h}^{-1}$ , Figura 5). Estes achados concordam com Monteiro *et al.* (2016) em relação ao incremento da VAS no fator tempo nos grupos CL e NW após 6 semanas de treinamento, e também em relação aos valores de velocidades de caminhada maiores reportados no grupo NW, contudo, discorda em relação às melhoras relacionadas ao fator grupo com nosso estudo, provavelmente devido a que os pacientes idosos com Doença de Parkinson são mais sensíveis à utilização dos bastões e as adaptações produzidas pela NW nesta população estão também relacionadas à fatores neurais, contudo, nossos idosos sedentários relataram outras melhoras na condição física (como por exemplo: aumento da força muscular dos membros superiores e diminuição da dor muscular) e após término da intervenção, vários idosos de ambos os grupos continuaram praticando caminhada com bastões, indicando a aderência à prática da NW e também reconhecendo os benefícios para à saúde e para o condicionamento físico dos idosos saudáveis.

Igualmente, foi relatado por Figueiredo *et al.* (2013b) um aumento na velocidade de caminhada dos idosos sedentários, sendo a NW de 106% mais eficiente que a caminhada sem bastões para melhorar a velocidade de caminhada dos idosos, contudo, cabe salientar que esta velocidade de caminhada foi avaliada por meio do teste de 6 minutos (realizado em pista), e,

a diferença desse teste, os idosos de presente estudo estavam sujeitos aos incrementos da esteira rolante ( $0,5 \text{ km h}^{-1}$ ) para determinação da VAS, e após declarar sua  $VAS_{\text{esteira}}$ , essa velocidade era registrada, e não haviam trocas ou aumentos na velocidade como pode acontecer nos testes de campo com o intuito de fazer mais distancia em menos tempo. Contudo, cabe salientar que concordamos com os achados de Takeshima et al. (2013), que também não encontrou diferenças na velocidade de caminhada de idosos sedentários após 12 semanas de treinamento (50-70 minutos por dia, 3 vezes por semana) quando comparada à CL, contudo os autores indicam que a *NW* aporta benefícios adicionais na força muscular quando comparada à caminhada sem bastões, proporcionando também melhoras na capacidade aeróbica, na força muscular e em outros componentes do fitness funcional em um curto período de tempo, e destacam que tudo isto é realizado em menos tempo dedicado ao de treino em cada sessão e com menos material (só um par de bastões), pois para obter os mesmos ganhos na melhora do condicionamento físico realizando a caminhada sem bastões, seria necessário adicionar um treino de força em dias separados, e isto é mais dispendioso em relação ao tempo por sessão e também mais custoso financeiramente.

O índice de reabilitação locomotora (IRL) representa um mecanismo integrativo que minimiza o trabalho muscular e o custo metabólico da caminhada. No presente estudo, o aumento significativo da IRL para ambos os grupos, com maiores valores no grupo caminhada nórdica pode estar associado ao aumento da velocidade autosselecionada em resposta à utilização dos bastões e do maior comprimento da passada, resultando em uma otimização das trocas das energias do centro de massa reduzindo o trabalho mecânico total (PEYRÉ-TARTARUGA; MONTEIRO; 2016).

Analisando nossos resultados do IRL do presente estudo, houve incrementos significativos no fator tempo ( $p=0,013$ ) para ambos os grupos (Grupo CL foi de 68,08% para 77,85%; e o grupo *NW* foi de 76,73% para 82,26% do pré para o pós-treinamento, respectivamente). Estes achados são interessantes, pois em idosos sedentários houve uma aproximação maior do IRL com a velocidade ótima de caminhada teórica, e espera-se que estes ganhos ou melhoras no IRL fiquem iguais ou muito próximos de 100% após um maior período de intervenção. Contudo, não houve efeito de grupo, ambos melhoraram seus IRL após 8 semanas de treinamento, sendo este um resultado muito relevante para ser aplicado na área de treinamento, na clínica e reabilitação dos idosos sedentários. Ainda, destacamos mais uma vez a aplicabilidade do IRL a outras populações, como no estudo de Monteiro et al. onde foram constatadas maiores melhoras no índice no grupo *NW* que no grupo CL de idosos com

DP, demonstrando assim uma maior sensibilidade desta população especial à adaptação do treinamento com bastões, devido à uma melhora a coordenação, no equilíbrio e na mobilidade funcional quando comparada com a CL. Ainda, destacamos que a utilidade do IRL vai além da aplicabilidade na reabilitação dos idosos, pois também dá informação relacionada com o consumo de energia da caminhada (FIGUEIREDO et al., 2013), assim gradualmente durante os programas de intervenção, os sujeitos caminham mais rápido, e o IRL mostra percentualmente quão próximo se encontra esse paciente da sua velocidade ótima de caminhada (aquela na qual se consome menos energia metabólica por distância percorrida). Recentemente, foi reforçada à utilização do IRL como uma nova proposta para avaliar a funcionalidade da caminhada, sendo extremamente promissora e indicando sua estimulação em estudos que examinam os efeitos de terapias sobre a funcionalidade da marcha em doenças degenerativas (PEYRÉ-TARTARUGA; MONTEIRO; 2016), ainda salientamos neste estudo considerando os aspectos degenerativos relacionados ao avanço da idade, o IRL tem também um caráter preventivo e motivacional no condicionamento físico dos idosos e aliados aos benefícios da técnica da *NW* acreditamos que a médio e longo prazo os ganhos no condicionamento físico dos idosos, serão de grande importância.

Contudo, ressalta-se que embora ambos os treinamentos tenham reportado melhoras em relação ao tempo, sem diferenças entre os grupos, a utilização de bastões de *NW* durante o treino tem sido relatada em vários estudos que apresenta maior aderência por parte dos idosos, devido principalmente à questão de segurança dos apoios do bastão no solo durante o movimento da caminhada, ainda, destacamos que a caminhada nórdica proporciona ganhos a nível cardiovascular, na força muscular dos membros superiores e no fitness funcional entre outros (BENAVENT-CABALLER *et al.*, 2016; FIGUEIREDO, *et al.*, 2013; SHIM *et al.*, 2013; SKÓRKOWSKA-TELICHOWSKA *et al.*, 2016; SONG *et al.*, 2013; TAKESHIMA *et al.*, 2013), salientando que na *NW* a intensidade do exercício é maior que uma simples caminhada e ainda com menor impacto do que na corrida, deste modo, é recomendada sua utilização como melhora da condição física e reabilitação de idosos sedentários e também salientamos sua utilização que seja estudada em outras populações (como idosos com DP, idosos com fragilidade, pacientes do DPOC entre outros).

## CONCLUSÃO

Tendo em consideração os resultados expostos, concluímos que houve melhoras na qualidade de vida, nos parâmetros funcionais e na locomoção de idosos sedentários após

treinamento de oitos semanas de caminhada nórdica e caminhada livre. Estas melhoras aconteceram em ambos os grupos de intervenção, contudo destacamos que: i) em relação à qualidade de vida, houve maiores melhoras nos domínios meio ambiente e relações sociais do teste de qualidade de vida no grupo *NW* quando comparada à *CL*, e nos domínios psicológico e participação social ambos os grupos melhoram do momento pré para o pós treinamento; ii) o equilíbrio estático apresentou melhoras em ambos os grupos de intervenção; iii) a variabilidade dinâmica melhorou com o tempo e com incremento da velocidade em ambos os grupos; iv) a  $VAS_{esteira}$  melhorou com o tempo sendo de  $3,50 \text{ km h}^{-1}$  para o pós  $4,00 \text{ km h}^{-1}$  e de  $4,00 \text{ km h}^{-1}$  no momento pré treino para  $4,29 \text{ km h}^{-1}$  nos grupos *CL* e *NW*, respectivamente; v) o IRL aumento com o tempo, sendo de 68,08% para 77,85%; e de 76,73% para 82,26% nos grupos *CL* e *NW*, respectivamente. Assim, a melhora na  $VAS_{esteira}$  aliada à utilização do IRL, junto com a preferência dos idosos relatada na literatura, nos permitem concluir que o treinamento de *NW* tem relevância clínica tanto quanto o treino de *CL* e é recomendado como método de melhora do condicionamento físico e como método de reabilitação de idosos sedentários. Ainda, salientamos que faltam mais ECR para reforçar estes achados.

### **Limitações do estudo**

Cabe destacar, não foi possível realizar a coleta de dados durante a caminhada com bastões em esteira rolante, cuidando a integridade física dos idosos, contudo, ao realizar a coletas sem bastões, foi possível avaliar em situações similares à suas atividades da vida diária.

### **Perspectivas de futuros estudos**

Acreditamos que a intervenção com a caminhada nórdica ainda pode ser muito explorada, e faltam ECR para geram consenso na comunidade científica e nos profissionais da educação e treinamento físico e na reabilitação de idosos acerca da periodização, intensidade e volume da *NW* a ser aplicada tendo em consideração o objetivo de melhora do condicionamento físico e/ou reabilitação do idosos. Igualmente, salientamos que faltam estudos de intervenção em outras populações como DPOC, claudicação intermitente, pacientes com doenças cardíacas e até transplantados cardíacos, e ainda a aplicação do treinamento e monitoramento da condição física de mulheres grávidas ao longo do treinamento de *NW* durante a gravidez.

**Agradecimentos**

Este estudo não teria sido possível sem a assistência da bolsa da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior CAPES/Brasil. Agradecemos ao Grupo Locomotion da Universidade Federal do Rio Grande do Sul-Brasil por suas sugestões e comentários, e também estamos muito gratos aos nossos Alunos e Pacientes do Programa de Pesquisa e Extensão da Caminhada Nórdica para Idosos da Universidade Federal do Rio Grande do Sul-Brasil.

### 4.3. ARTIGO C

#### BENEFÍCIOS DO TREINAMENTO DE CAMINHADA NÓRDICA NO MECANISMO PENDULAR, NA ENERGÉTICA E NA ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DE IDOSOS SEDENTÁRIOS. UM ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO CONTROLADO

##### Resumo

**Introdução** Treinamentos controlados e periodizados de resistência são necessários para melhorar ou manter bons níveis da aptidão física, saúde e qualidade de vida. Recentemente intervenções com treinamento de Caminhada Nórdica (NW) tem aumentado visando atingir esse objetivo na população de idosos. A literatura relata melhoras na saúde, no condicionamento físico, na aptidão funcional, no equilíbrio, na força, na velocidade de caminhada e na qualidade de vida com o treinamento de NW em idosos sedentários, contudo, ainda faltam estudos que avaliem os efeitos do treinamento de caminhada com bastões e as adaptações nos parâmetros do mecanismo pendular e na ativação eletromiográfica em diferentes velocidades de caminhada de idosos sedentários. **Objetivo:** avaliar por meio de um ensaio clínico randomizado os benefícios de oito semanas de treinamento de NW e CL no trabalho mecânico (externo-  $W_{ext}$ , trabalho mecânico interno-  $W_{int}$ , no trabalho mecânico total –  $W_{tot}$ ), no mecanismo pendular ( $R$ ), no Custo de transporte ( $C$ ), na Velocidade autosseleccionada ( $VAS$ ), a frequência cardíaca de exercício ( $FC_{exercício}$ ), na sensação subjetiva de esforço ( $RPE$ ), e nos parâmetros eletromiográficos (amplitude média do sinal e co-contração) dos músculos: deltoides anterior ( $DA$ ), tríceps braquial ( $TB$ ), vasto lateral ( $VL$ ), bíceps femoral ( $BF$ ), tibial anterior ( $TA$ ) e gastrocnêmio medial ( $GM$ ) de idosos sedentários. **Métodos:** Trinta e dois idosos sedentários foram randomizados em dois grupos; grupo NW ( $n=16$ , idade:  $64,6 \pm 4,1$  anos, massa:  $81,5 \pm 10,7$  kg e estatura:  $166,3 \pm 7,5$  cm); e o grupo FW ( $n=16$ , idade:  $68,6 \pm 3,9$  anos, massa:  $74,6 \pm 14,5$  kg e estatura:  $161,6 \pm 10,3$  cm), realizaram treinamento com e sem bastões durante 8 semanas, e realizaram testes de caminhada em velocidade submáximas, onde foram analisadas os parâmetros do mecanismo pendular, parâmetros neuromusculares e variáveis bioenergéticas em diferentes velocidades de caminhada ( $1,2,3,4$ , e  $5$  km  $h^{-1}$ ) no momento pré e pós-treinamento. **Resultados:** A  $FC_{exercício}$  diminuiu no tempo ( $p=0,016$ ) para ambos os grupos em todas as velocidades de caminhada. O Borg diminuiu com o tempo ( $p=0,002$ ) para ambos os grupos e foi menor ( $p=0,001$ ) no grupo NW que no grupo CL independente do momento e velocidade de caminhada. Os parâmetros do mecanismo pendular:  $W_{ext}$ ,  $W_{int}$ ,  $W_{int\_Tronco}$ ,  $W_{int\_Pernas}$ ,  $W_{int\_Braços}$ ,  $W_{tot}$ ,  $R$ , e  $C$  foram afetadas pela velocidade de caminhada ( $p<0,001$ ), incrementando todas com acréscimo da velocidade exceto o  $C$  que diminuiu com aumento da velocidade. Houve interação grupo\*tempo para o  $W_{ext}$  ( $p=0,049$ ) apresentando menores valores do  $W_{ext}$  no pós treino do grupo NW e para o  $W_{int\_Braços}$  ( $p=0,032$ ) tendo maiores valores no  $W_{int\_Braços}$  no pós treino do grupo NW quando comparado ao grupo CL. Os parâmetros neuromusculares: Amplitude média  $DA$ , Amplitude média  $TB$ , Amplitude média  $VL$ , Amplitude média  $BF$ , Amplitude média  $TA$ , Amplitude média  $GM$  foram modificadas com o incremento da velocidade de caminhada ( $p<0,001$ ), aumentando em forma diretamente proporcional a amplitude do sinal. A amplitude média do  $BF$  teve efeito de grupo ( $p=0,045$ ) tendo menores valores na amplitude do sinal EMG para o grupo NW quando comparado ao grupo CL, independente do momento e das velocidades de caminhada. A Co-contração dos músculos  $DA/TB$  diminuiu com o tempo ( $p<0,022$ ) para ambos os grupos e independente da velocidade de caminhada. A Co-contração dos músculos  $TA/GM$  diminuiu com incremento da velocidade ( $p<0,001$ ) para ambos os grupos, e houve interação grupo\*velocidade ( $p=0,012$ ) apresentando menores valores de co-contração do  $TA/GM$  para o grupo NW, independente do momento e da velocidade de caminhada. **Conclusão:** O treinamento de NW para idosos sedentários apresentou resultados satisfatórios do ponto de vista funcional e fisiológico (melhora da  $VAS$  e economia metabólica), semelhantes aos do treinamento de CL. A mecânica de marcha e co-contração de membros inferiores não se modificaram, com diminuição da co-contração de membros superiores nos dois grupos de treinamento. A  $VAS$  melhorada é um indicador que os idosos realizam suas atividades locomotoras no dia-a-dia com menor dispêndio energético devido à adaptações do sistema oxidativo bem como devido ao melhorado mecanismo pendular.

**Palavras-chaves:** Caminhada com bastões, Recovery, Custo de transporte, velocidade autosseleccionada, consumo de oxigênio, Co-ativação EMG.

## INTRODUÇÃO

Estudos demonstram que a escolha dos idosos pela velocidade de caminhada mais lenta pode estar associada à diminuição dos movimentos articulares e da cinética articular, mudanças biomecânicas e escolha da estratégia de caminhada mais segura (CHUNG; WANG, 2010). Ainda, na terceira idade acontecem mudanças no padrão e controle neuromuscular da locomoção, que podem resultar em alterações da trajetória do centro de massa corporal (BCoM) e dos centros de massa segmentares, acarretando assim um incremento do trabalho mecânico. Mian e colaboradores (2006) encontraram que a co-ativação muscular está relacionada com um maior custo metabólico de caminhada em idosos do que em jovens. Portanto sugere-se que um treinamento aeróbico possa trazer benefícios através da redução na ativação de músculos antagonistas propulsores de membros inferiores. Porém, estudos controlados com treinamento aeróbico testando essa hipótese não têm sido encontrados.

Além disso, padrões de movimento que repercutam em ajustes do comportamento das energias mecânicas do COM (energias potencial e cinética), são importantes para detectar as alterações da marcha dos idosos. Estas possíveis adaptações decorrentes de uma intervenção com treinamento de caminhada, poderiam indicar se a sugerida melhora na economia metabólica de caminhada é acompanhada de um mecanismo pendular otimizado devido, por exemplo, a um aumento na velocidade autosselecionada de idosos.

Está bem estabelecido que na terceira idade há aumentos na variabilidade motora e essa variabilidade motora, particularmente na caminhada, estão associados com eventos adversos na idade avançada, incluindo aumento do risco de quedas, e incapacidade de mobilidade futura (SHIM *et al.*, 2013). Para evitar esses eventos adversos e os problemas decorrentes do sedentarismo nos idosos, surgem cada vez mais programas de intervenção com exercício físico nesta população. Vários programas de intervenção demonstraram que a falta de aptidão física é um forte preditor de mortalidade, e que indivíduos com alta aptidão física podem ter maior massa muscular e qualidade de vida, bem como, maior capacidade de resistir à fadiga. Espera-se que os idosos por meio da atividade física adequada melhorem sua mobilidade e aumentem suas atividades da vida diária (KIMURA *et al.*, 2012).

Dentre as intervenções com treinamento em idosos, surgem cada vez mais estudos com aplicação de treinamentos com Caminhada nórdica (NW) em idosos (FIGUEIREDO *et al.*, 2013; KOCUR *et al.*, 2009, 2015; LEE; KO; CHO, 2010; PARKATTI; PERTTUNEN; WACKER, 2012; SKÓRKOWSKA-TELIĆHOWSKA *et al.*, 2016; SONG *et al.*, 2013;

TAKESHIMA *et al.*, 2013). A NW é definida como a caminhada com bastões. Além de ser uma forma espontânea de locomoção em regiões montanhosas, também é considerada como uma atividade física para adultos e idosos da Europa e do mundo todo (SEVENSSON, 2009; SKÓRKOWSKA-TELICHOWSKA *et al.*, 2016). Utilizando os bastões, os músculos da parte superior do tronco são mais ativados do que sem bastões, o comprimento da passada é aumentado e isto resulta em um aumento da velocidade de caminhada (PELLEGRINI *et al.*, 2015, 2017).

Deste modo, a NW proporciona um aumento da velocidade de caminhada (FIGUEIREDO, *et al.*, 2013; PELLEGRINI *et al.*, 2017), da frequência cardíaca (KOCUR, *et al.*, 2009; SUGIYAMA *et al.*, 2013; TSCHENTSCHER; NIEDERSEER; NIEBAUER, 2013), do consumo de oxigênio (SUGIYAMA *et al.*, 2013) e da ativação eletromiográfica (SHIM *et al.*, 2013; SUGIYAMA *et al.*, 2013), fatores todos que contribuem para uma melhora da aptidão funcional nos idosos (SKÓRKOWSKA-TELICHOWSKA *et al.*, 2016). Contudo, possíveis alterações em trabalho mecânico interno e externo, nem ajustes no mecanismo pendular foram estudados como um resultado de treinamento aeróbico de caminhada com ou sem bastões em idosos.

O objetivo do presente trabalho foi avaliar por meio de um ensaio clínico randomizado os efeitos de oito semanas de treinamento de NW e CL no trabalho mecânico (externo-  $W_{ext}$ , trabalho mecânico interno-  $W_{int}$ , no trabalho mecânico total –  $W_{tot}$ ), no mecanismo pendular, no Custo de transporte (C), na Velocidade autosselecionada (VAS), a frequência cardíaca de exercício –  $FC_{exercício}$ , na sensação subjetiva de esforço- *RPE*, e nos parâmetros eletromiográficos (amplitude média do sinal e co-contração) dos músculos: deltoides anterior (DA), tríceps braquial (TB), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) de idosos sedentários. Nossa hipótese afirma que a diminuição do C após o treinamento será maior no grupo NW do que no grupo CL devido ao recrutamento muscular maior de membros superiores com o uso de bastões. Nós sugerimos também que o trabalho mecânico total não será diferente, portanto a eficiência mecânica provavelmente aumentará, e a co-contração muscular diminuirá nos dois grupos após o período de treinamento de 8 semanas.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

### **Amostra**

Antes do início do estudo todos os participantes leram e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (número 878.736). As avaliações do presente estudo e as sessões de treinamento aconteceram na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) de Porto Alegre. Após o período de seleção da amostra, e seguindo os critérios de inclusão, trinta e dois idosos sedentários foram randomizados em dois grupos. O grupo intervenção realizou treinamento de caminhada com bastões (NW) e o grupo controle efetuou treinamento de caminhada sem bastões (FW), ambos durante 8 semanas de treinamento. Os participantes foram divididos em grupo NW (n=16 idosos, idade: 64,6±4,1 anos, massa: 81,5±10,7 kg e estatura: 166,3±7,5 cm) e o grupo FW (n=16 idosos, idade: 68,6±3,9 anos, massa: 74,6±14,5 kg e estatura: 161,6±10,3 cm). Os critérios de inclusão do estudo foram: idosos sedentários ou sem atividade física sistematizada pelo menos há 6 meses, com idades de 60 a 80 anos, não apresentar dor crônica, nem presença de enxaquecas ou náuseas na vida diária, sem histórico de labirintite, não fumantes, e também sem fatores que impedissem o idoso de concluir as sessões de treinamento e os testes. Foram excluídos das análises os dados dos idosos que não atingissem a frequência ao treinamento de 90%.

A randomização dos participantes alocados foi simples, utilizou-se um programa de computador que realiza uma lista randômica binária. Um avaliador cegado (pesquisador imparcial, não envolvido com o estudo, para manter a confidencialidade da alocação e o cegamento do mesmo) realizou a ocultação da alocação através de uma lista sequencial, numerada na qual cada número correspondia à um sujeito e assim indicava a qual grupo esse sujeito pertenceria. Este processo de randomização e alocação dos participantes do estudo foi realizado somente após a conclusão da familiarização com a técnica da caminhada nórdica e antes de dar início ao período de treinamento.

### **Desenho Experimental e Procedimentos**

Este estudo foi idealizado como ensaio clínico randomizado controlado em paralelo, com índice de alocação de 1:1, seguindo as recomendações da CONSORT (MOHER *et al.*, 2005). Após o início do treinamento não ocorreram alterações nos grupos. Inicialmente todos os idosos realizaram um período de um mês de familiarização com a técnica da caminhada nórdica (1 sessão semanal de 30-45 minutos) e somente após a realização da familiarização,

os participantes compareceram ao laboratório para executar as avaliações correspondentes ao período pré-treinamento.

No primeiro dia dos participantes ao laboratório (visita 1) foram realizadas as avaliações antropométricas, a familiarização com a esteira rolante, a máscara de neoprene e foram explicados os procedimentos para a coleta de dados cinemáticos e eletromiográficos. Tanto no momento pré como no momento pós-treinamento, as avaliações antropométricas foram coletadas por dois pesquisadores treinados, imparciais e não envolvidos com o estudo e/ou com o treinamento, cegados quanto à alocação dos grupos.

No segundo dia ao laboratório (visita 2), os idosos realizaram o teste máximo incremental em esteira rolante.

No terceiro dia ao laboratório (visita 3) ao laboratório, os sujeitos compareceram para realização da avaliação dos testes de caminhada autosselecionada (VAS) e caminhada em diferentes velocidades submáximas (1, 2, 3, 4 e 5 km h<sup>-1</sup>) em esteira rolante onde foi realizada a coleta de dados cinemáticos (3D) dados eletromiográficos de forma simultânea, correspondentes ao momento pré-treinamento.

Após conclusão das avaliações pré-treinamento os sujeitos foram randomizados nos grupos NW e CL e executaram o período de treinamento de 8 semanas. Logo e seguido o término do treinamento, os idosos voltaram ao laboratório para realizas as mesmas avaliações no momento pós-treino. Ao longo de todo o período de intervenção foi orientado aos participantes do estudo a continuar com suas medicações prescritas e seus hábitos alimentícios de forma habitual.

### **Familiarização com a Esteira Rolante e a Escala de Borg**

Na primeira visita ao laboratório os idosos também subiam à esteira rolante onde foram familiarizados com a mesma, informados do mecanismo de segurança e caminhavam na esteira em diferentes velocidades (com aumentos gradativos de 0,5 km h<sup>-1</sup>), sendo assim familiarizados aproximadamente por 15 minutos. Ainda nesta visita, os participantes foram familiarizados com a Escala de Borg de 1 a 10 (BORG, 1982; SWEET *et al.*, 2004), indicando o valor da sensação do esforço durante as mudanças das velocidades de caminhadas. Também foram familiarizados com a máscara de neoprene que seria utilizada para a coleta do consumo máximo de oxigênio (VO<sub>2máx</sub>), e com os procedimentos a realizar para a coleta de dados cinemáticos e eletromiográficos.

### **Teste máximo incremental em esteira rolante**

Na segunda visita ao laboratório para coleta de dados, os sujeitos usavam roupas esportivas e tênis adequados para realização do teste de esforço máximo.

Ao entrar no laboratório os sujeitos ficavam sentados, e realizava-se a mensuração da pressão arterial sistólica e diastólica em repouso dos sujeitos. Se estivessem com pressão arterial elevada (superior a 140 mm/Hg e 90 mm/Hg para a PAS e a PAD, respectivamente) o teste era remarcado para outro dia, os sujeitos que tivessem com pressão arterial normal no momento prévio ao teste eram conduzidos à esteira rolante (modelo ATL Inbrasport, Medgraphics, Ann Arbor, EUA) para realização do teste de exercício máximo incremental com protocolo proposto por Bruce et al. (1973), onde a velocidade e inclinação eram incrementadas progressivamente a cada dois minutos, com incrementos de 1 km/h na velocidade e 2% na inclinação até que os participantes atingissem o esforço máximo. O teste finalizava somente quando os participantes comunicavam a necessidade de parar o teste aos pesquisadores através de sinais visuais porque atingiram o estado de exaustão, e todos foram encorajados verbalmente para atingir seu máximo. O teste máximo foi considerado válido quando os sujeitos atingiam algum dos seguintes requisitos: atingir a frequência cardíaca máxima predita pela idade, ou atingir o valor de 7 ou mais na escala de Borg Modificada (1 a 10) ou atingir o valor de RER acima de 1.15. Também, foi controlado que o tempo do teste estivesse entre os 8 e 12 minutos de esforço.

Posteriormente, dois avaliadores treinados e cegados quanto à alocação dos sujeitos determinaram independentemente todos os valores do consumo máximo de oxigênio, os limiares ventilatórios e as frequências cardíacas nestas situações. O valor da frequência cardíaca no segundo limiar ventilatório ( $FC_{2LV}$ ) foi utilizado para prescrever e periodizar as oito semanas de treinamento de ambos os grupos.

### **Mensuração durante Teste de Caminhada em Esteira Rolante**

No terceiro dia de coleta, os sujeitos compareceram ao laboratório para caminhar na esteira rolante na velocidade autoselecionada ( $VAS_{esteira}$ ) e em diferentes velocidades de caminhada submáxima (1,2,3,4, e 5 km h<sup>-1</sup>) onde foi realizada a coleta de dados eletromiográficos (de seis músculos todos do lado direito do corpo) e de dados cinemáticos 3D e dados da calorimetria indireta de forma simultânea. Os sujeitos vestiam roupas esportivas escuras e sapatos adequados para a prática de atividade física.

Para a coleta de dados eletromiográficos (EMG), os sujeitos inicialmente eram preparados para a realização da coleta por dois pesquisadores experientes. Neste momento era realizada a localização dos músculos de interesse e após isto, foi efetuada a tricotomia e assepsia da pele com álcool e algodão, por abrasão na região para diminuir a impedância da pele, os eletrodos pré-amplificados, com configuração bipolar foram fixados longitudinalmente nos músculos, de acordo com a direção das fibras musculares, com distancia de 20 mm entre eles. Um eletrodo de referência foi fixado na tuberosidade do punho.

O nível de resistência entre os eletrodos e a pele foi mantido abaixo de 3.000 Ohms, sendo este avaliado por um multímetro (modelo DT-830, SMART). Após isto, os idosos estavam prontos para a realização das contrações voluntárias máximas (CVM) de cada um dos músculos de interesse, e executaram 3 tentativas de 10 segundos de duração cada, com intervalos de 2 minutos de descanso entre cada nova repetição da CVM.

Nas coletas EMG foram utilizados dois eletromiógrafos da marca Miotec (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, Brasil), modelo Miotool 400, cada um com um sistema composto por quatro canais, sendo utilizada a frequência de amostragem de 2000 Hz para cada canal. Foram avaliados os músculos: deltoide anterior (DA), tríceps braquial (TB), bíceps femoral (BF), vasto lateral (VL), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GAS), todos do lado direito do corpo (PELLEGRINI *et al.*, 2015). Foram utilizados eletrodos bipolares de superfície, descartáveis, da marca Kendall (Meditrace – 100; Ag/AgCl; diâmetro de 10 mm com adesivo de fixação). Para a fixação dos eletrodos, foram obedecidas as recomendações da SENIAM – Surface Electromyography for the No-Invasive Assessment of Muscle–BIOMEDII, União Europeia (**ver Anexo B**). Uma vez posicionados os eletrodos, os sujeitos realizaram as CVMs, três tentativas para cada músculo que foram executadas com resistência manual dos pesquisadores.

Após termino da gravação das CVMs os sujeitos eram preparados para a coleta de dados cinemáticos por pesquisadores treinados, os quais posicionavam os 36 marcadores reflexivos (14 mm, *Vicon Biomechanics Marker Accessories*) nos pontos anatômicos de interesse seguindo o modelo *Plug-in-Gait Full-Body* (software Nexus 1.8.5) do sistema de cinematria 3D Vicon Motion Capture System (Vicon Motion Capture System - Oxford - USA, com 6 câmeras modelo Bonita).

Foi realizada a calibração do espaço da coleta, conforme as orientações do manual do fabricante antes do início da coleta e, se fosse necessária, a calibração era repetida a qualquer momento.

As medidas antropométricas utilizadas como dados de entrada para a construção do modelo são: massa, estatura, diâmetro do ombro, diâmetro do cotovelo, diâmetro do punho, largura da mão, diâmetro do joelho e diâmetro do tornozelo. Após a reconstrução dos dados da captura dinâmica, o sistema fornece uma matriz de 132 colunas, três para cada ponto de referência, sendo a primeira o deslocamento no eixo x, a segunda no eixo y e a terceira ao eixo z de cada marcador. Uma vez posicionados os marcadores reflexivos, os participantes subiam na esteira rolante desligada (modelo ATL Inbrasport, Medgraphics, Ann Arbor, EUA) e realizava-se a coleta estática dos sujeitos para a posterior reconstrução das imagens.

Depois, os sujeitos executavam uma caminhada de familiarização na esteira rolante (5 a 10 minutos) para finalmente mensurar a  $VAS_{\text{esteira}}$ . Neste procedimento, o painel indicador da velocidade da esteira era coberto, e o avaliador treinado realizava várias mudanças gradativas na velocidade em  $0,5 \text{ km h}^{-1}$  (incrementos e decrementos) até encontrar a velocidade mais confortável para o sujeito, aquela na qual o sujeito poderia sustentar a caminhada por muito tempo. Após escolha da velocidade de caminhada pelo sujeito, eram realizados mais uma vez um incremento ou decremento da velocidade para constatar a velocidade escolhida, e finalmente após essa última confirmação do sujeito, o painel da esteira rolante era descoberto, e a VAS da pessoa era registrada.

Em seguida, dava-se início aos testes de caminhada sub-máxima em esteira rolante, onde as diferentes velocidades de caminhada eram sorteadas, os sujeitos realizaram testes de caminhada de 5 minutos em diferentes velocidades ( $1,2,3,4$ , e  $5 \text{ km h}^{-1}$ ) alternando com 5 minutos descanso entre as mesmas. A frequência de amostragem da coleta no sistema de cinemetria 3D foi de 200hz. Os dados cinemáticos foram gravados no minuto quatro de cada teste de caminhada, com duração de 30 segundos.

Para mensuração simultânea do sistema de cinemetria e EMG, utilizou-se uma câmera extra com frequência de amostragem de 120 hz, posicionada perpendicular à esteira rolante, a qual filmava um sinal luminoso (*led*) que era ativado como alinhamento (canal Sinc do Miotool) junto com o início das gravações da EMG, simultaneamente com a gravação do sistema de cinemetria, no minuto quatro de cada teste de caminhada, e a gravação da EMG tinha uma duração de 30 segundos.

A coleta do consumo de oxigênio ( $VO_2$ ) e da produção de dióxido de carbono ( $CO_2$ ) foi realizada através da calorimetria indireta (VO2000, Medgraphics, St Paul, Minnesota, USA). No mínimo trinta minutos antes da chegada dos sujeitos ao laboratório era ligado o analisador de gases portátil e também era realizada a calibração do aparelho.

Antes do início dos testes de caminhada, foi coletado o  $VO_2$  de repouso na posição ortostática durante 6 minutos. E durante o exercício, o registro do consumo de  $VO_2$  foi gravado de início ao fim de cada teste de caminhada (com frequência de amostragem de a cada 10 segundos). Durante os testes de exercícios foi mensurada a FC da caminhada por monitores cardíacos (POLAR, modelo S 610, Kempele, Finlândia) e também foi registrada a sensação subjetiva de esforço utilizando a escala de Borg modificada de 1:10 (SWEET *et al.*, 2004).

Por questões de segurança dos idosos, os sujeitos caminharam na esteira rolante sem bastões nas avaliações pré e pós-teste a fim de testá-los em condições mais próximas às do dia-a-dia e evitar quedas.

### **Teste de Caminhada Com e Sem Bastões no Corredor**

Após término dos testes de caminhada em esteira rolante, os sujeitos realizaram mais um teste de caminhada no corredor do laboratório, onde foi possível realizar o teste de caminhada no corredor com (NW) e sem bastões (CL), e foi coletado o tempo para percorrer a distancia demarcada e o sinal EMG dos 6 músculos analisados na VAS pré e pós-treino.

### **Processamento do Sinal**

No processamento dos dados eletromiográficos, os sinais emitidos dos eletrodos foram transmitidos por cabos conectados a um Notebook (Samsung, Notebook Samsung Essentials), que foram armazenados no software Miograph para análise posterior. Os dados brutos coletados no Miotool foram exportados do software Miograph em arquivos .txt para posterior análise no software SAD32 (.sad; Sistema de Aquisição de Dados 32 bits, desenvolvido pela Escola de Engenharia – UFRGS, Porto Alegre, Brasil). Nesta análise no software SAD32 foram realizados os recortes correspondentes a cinco passadas (com o tempo obtido pela cinemática dos momentos de contato e despregue). Foi usado o critério da cinemática para determinação dos eventos de contato e despregue por possuir um erro menor de 5% e por ser usado extensivamente em estudos de locomoção (2% em CAPPELLINI *et al.*, 2006).

Após a finalização da coleta de EMG do momento pré treinamento, foram utilizados papel filme e caneta piloto para marcar o local exato do posicionamento dos eletrodos para utilizar a mesma localização nas coletas da EMG do pós-treinamento (NARICI, *et al.*, 1989).

Posteriormente, os dados EMG's recortados foram exportados em arquivos de texto (.prn) para posterior análise em uma rotina matemática criada no software *LabVIEW* (*National Instruments, Austin, USA, 2013*), onde os dados foram numericamente retificados, foram filtrados com filtro tipo *Butterworth* passa-banda 50-400 Hz, de 4ª ordem e também foram suavizados utilizando o janelamento móvel do tipo Hamming.

Para fins de comparação dos valores da EMG no momento pré e pós-treinamento, os dados das caminhadas em cada uma das cinco velocidades (1,2,3,4 e 5 km h<sup>-1</sup>) foram normalizados pelo percentual da ativação da CVM's correspondentes aos momentos pré e pós-treinamento, respectivamente na rotina em *LabVIEW*.

Nesta rotina, foi calculada a média e dp do sinal EMG (average  $\pm$ dp), a integral EMG (IEMG) e a co-contração entre os músculos DA/TB, VL/BF e TA/GAS, sempre normalizada pelo percentual da CVM do momento pré e pós, respectivamente e também normalizada pelo da ciclo da passada. A co-contração foi quantificada temporariamente como a porcentagem da passada durante a qual os músculos antagonistas foram ativados simultaneamente (conforme proposto por YANG; STEPHENS; VISHRAM, 1998).

No processamento dos dados cinemáticos, os arquivos correspondentes à 10 passadas da caminhada em cada uma das diferentes velocidades foram digitalizados e reconstruídos tridimensionalmente no sistema Nexus, após isto, os arquivos foram exportados do sistema Vicon, em arquivos formato .txt, para após serem analisados em uma rotina matemática criada no software Matlab® onde foram calculados os parâmetros do mecanismo pendular.

Nessa rotina matemática foi calculada a posição do centro de massa corporal (BCoM), os centros de massa e massas segmentares, seguindo as tabelas antropométricas para idosos de Pavol (PAVOL; OWINGS; GRABINER, 2002). A Energia cinética ( $EK = 0,5 M v_{COM}^2$ ) e a energia potencial gravitacional ( $EP = M g h_{COM}$ ) do BCoM foram determinadas calculando a  $v_{COM}$  (a velocidade instantânea do BCoM no plano sagital com respeito à esteira rolante),  $h_{COM}$  (a altura do COM na direção vertical em relação à altura da cinta da esteira rolante), e a  $M$  é a massa corporal dos sujeitos e  $g$  é a aceleração gravitacional (9,81 m s<sup>-2</sup>).

O trabalho necessário para sustentar as variações da EK e da EP era estimado calculando respectivamente a soma de incrementos positivos da EK e da EP. A energia total

do COM devido ao movimento no plano sagital,  $E_{TOT}$  foi calculado através da soma instantânea da EP e da EK, conforme anteriormente realizado em Gomeñuka et al. (2014).

O trabalho mecânico externo ( $W_{ext}$ ) ou o trabalho necessário para elevar e acelerar o COM em relação ao ambiente é a soma dos incrementos positivos da  $E_{TOT}$  (CAVAGNA, G A; THYS; ZAMBONI, 1976; CAVAGNA, Giovanni A; KANEKO, 1977; MINETTI, A E; SAIBENE, F, 1992). As mudanças negativas da energia mecânica não foram contabilizadas, considerando que o custo do trabalho mecânico negativo é mínimo em relação ao trabalho positivo.

$$W_{ext} = \Delta E_{ext} \quad \text{Equação 1}$$

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 EK da cada centro de massa segmentar em relação ao COM,  $E_{K_i}$  que é obtida a partir da soma das energias rotacional e translacional, seguindo a Equação 3:

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

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 calcular 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).

$$W_{int} = \Delta E_{int} \quad \text{Equação 3}$$

Para contabilizar separadamente a contribuição do tronco, dos braços e das pernas, foi calculado separadamente o  $W_{int\_Tronco}$ , o  $W_{int\_Braços}$ , e o  $W_{int\_Pernas}$ , entendido como a soma dos incrementos de energia nas curvas do tronco, dos braços e das pernas, respectivamente conforme Pellegrini et al. (2015).

Deste modo, o trabalho mecânico total,  $W_{tot}$ , é a soma dos módulos do  $|W_{int}|$  e  $|W_{ext}|$ .

Também foi calculado o intercambio de energia mecânica do BCoM, a EP e a EK foi quantificado pelo cálculo do percentual de reconversão de energia mecânica, denominado *Recovery (R)*, que contabiliza a forma que a energia mecânica é salva através do mecanismo pendular da locomoção, conforme Equação 4 (CAVAGNA; THYS; ZAMBONI, 1976; CAVAGNA; KANEKO, 1977; GOMEÑUKA, et al., 2016)

$$R\% = \frac{W_v + W_f + W_{ext}}{W_v + W_f} \times 100 \quad \text{Equação 4}$$

onde  $W_v$  é o valor absoluto do trabalho externo vertical calculado pelas variações na EP, e  $W_f$  é o valor absoluto do trabalho mecânico externo horizontal calculado pelas variações na EK, e  $W_{ext}$  é o valor absoluto do trabalho externo.

Também foi calculado o percentual de reconversão instantânea no ciclo da passada  $R(t)$  conforme proposto por Cavagna et al. (2002) como na Equação 5:

$$R(t) = \frac{|W_{EP}(t)| + |W_{EK}(t)| - |W_{ext}|}{|W_{EP}(t)| + |W_{EK}(t)|} \times 100 \quad \text{Equação 5}$$

O Custo de transporte (C) da caminhada foi calculado subtraindo o consumo de oxigênio ( $O_2$ ) do repouso na posição ortostática do consumo de  $O_2$  durante o exercício. Este valor inicialmente foi obtido da potência metabólica de exercício em mL  $O_2$ /kg/min. Após isto, a unidade de tempo utilizada para descrever a potencia metabólica foi transformada de minutos para segundos (mL  $O_2$ /kg/s), e o valor foi logo multiplicado pelo equivalente respiratório de 20,1 J/mL, resultando assim o valor do C em J/kg/s, e após, este valor foi dividido pela velocidade de caminhada em m/s e o resultado do C é em J/kg/m (GOMEÑUKA, *et al.*, 2014; SAIBENE; MINETTI, 2003).

## Treinamento

Após realização do período de familiarização com a técnica da NW de 4 semanas e da realização dos testes iniciais correspondentes ao período pré-treinamento teve início o período de treinamento por ambos grupos. Conforme detalhado na Tabela 1 o período de treinamento teve oito semanas de duração, com frequência de 3 vezes por semana. O Volume (tempo em minutos da aula) e a intensidade (percentual da  $FC_{2LV}$  a atingir durante a aula) foram iguais para ambos os grupos, variando apenas na utilização (NW) ou não do bastão (CL) durante as caminhadas. A FC foi controlada por monitor cardíaco (POLAR, modelo S 610, Finlândia) durante as sessões de treinamento. A periodização do treino nas diferentes sessões é descrita no Tabela 1, realizando em cada sessão a Parte Inicial ou aquecimento, a Parte Principal e Parte Final ou volta à calma de cada sessão. Os sujeitos não podiam ter duas faltas consecutivas no treinamento, e as aulas que foram suspendidas por motivos climáticas foram recuperadas nos finais de semana.

**Tabela 1:** Periodização do treinamento de Caminhada Nórdica e caminhada livre, 24 sessões de treino ao longo de 8 semanas. Parte Inicial (PI), Parte Principal (PP) e Parte final (PF) significam da sessão de treino. Ritmo leve (~70% do 2LV), moderado (~80% do 2LV) ou forte (de 80% a 105% do 2LV) era indicado verbalmente aos alunos, durante a sessão da parte principal do treino. Os treinos intervalados são indicados pelo tempo de descanso na micro pausa em cada sessão.

<b>MACROCICLO</b>		
<b>MESOCICLO I</b>		
<b>Sessão 1</b>	<b>Sessão 2</b>	<b>Sessão 3</b>
<b>PI:</b> 5´ 70% <b>PP:</b> 2x10´, 80% descansa 2´ <b>PF:</b> 5´ 70%  <b>Volume Total:</b> 30 min	<b>PI:</b> 5´ 70% <b>PP:</b> 5x (4´ 85% + 1´ 75%) descansa 2´  <b>PF:</b> 5´ 75% <b>Volume Total:</b> 35 min	<b>PI:</b> 10´ 70% <b>PP:</b> 25´ 90% <b>PF:</b> 5´ 70%  <b>Volume Total:</b> 40 min
<b>Sessão 4</b>	<b>Sessão 5</b>	<b>Sessão 6</b>
<b>PI:</b> 5´ 75% <b>PP:</b> 5x (3´ 95% + 2´ 70%) descansa 2´ <b>PF:</b> 5´ 75%  <b>Volume Total:</b> 35 min	<b>PI:</b> 10´ 70%; <b>PP:</b> 2x (8´ 80% + 2´ 95%) descansa 2´  <b>PF:</b> 5´ 70% <b>Volume Total:</b> 35 min	<b>PI:</b> 5´ 75% <b>PP:</b> 3x (5´ 90% + 5´ 80%) descansa 2´  <b>PF:</b> 5´ 75% <b>Volume Total:</b> 40 min
<b>Sessão 7</b>	<b>Sessão 8</b>	<b>Sessão 9</b>
<b>PI:</b> 5´ 70% <b>PP:</b> 2x (10´ 95% + 5´ 85%) descansa 2´ <b>PF:</b> 5´ 70% <b>Volume Total:</b> 40 min	<b>PI:</b> 10´ 80% <b>PP:</b> 5x (4´ 95% + 1´ 80%) <b>PF:</b> 5´ 75%  <b>Volume Total:</b> 40 min	<b>PI:</b> 5´ 70% <b>PP:</b> 2x (20´ 85%) descansa 2´ <b>PF:</b> 5´ 75%  <b>Volume Total:</b> 50 min
<b>Sessão 10</b>	<b>Sessão 11</b>	<b>Sessão 12</b>
<b>PI:</b> 10´ 70% <b>PP:</b> 2x (10´ 95% + 10´ 85%) descansa 2´ <b>PF:</b> 5´ 70% <b>Volume Total:</b> 55 min	<b>PI:</b> 10´ 80% <b>PP:</b> 2x (15´ 85% + 5´ 70%) <b>PF:</b> 10´ 70%  <b>Volume Total:</b> 50 min	<b>PI:</b> 5´ 70% <b>PP:</b> 2x (20´ 80% + 5´ 95%) descansa 2´ <b>PF:</b> 5´ 75% <b>Volume Total:</b> 60 min
<b>MESOCICLO II</b>		
<b>Sessão 13</b>	<b>Sessão 14</b>	<b>Sessão 15</b>
<b>PI:</b> 5´ 80% <b>PP:</b> 5x (3´ 100% + 2´ 75%) descansa 2´ <b>PF:</b> 5´ 75% <b>Volume Total:</b> 35 min	<b>PI:</b> 5´ 70% <b>PP:</b> 6x (2´ 105% + 3´ 70%) descansa 2´ <b>PF:</b> 10´ 80% <b>Volume Total:</b> 45 min	<b>PI:</b> 10´ 80% <b>PP:</b> 3x (10´ 95%) descansa 2´ <b>PF:</b> 10´ 75%  <b>Volume Total:</b> 50 min
<b>Sessão 16</b>	<b>Sessão 17</b>	<b>Sessão 18</b>
<b>PI:</b> 10´ 70% <b>PP:</b> 5x (3´ 80% + 2´ 70%) <b>PF:</b> 5´ 70% <b>Volume Total:</b> 40 min	<b>PI:</b> 10´ 70% <b>PP:</b> 2x (15´ 85%) descansa 2´ <b>PF:</b> 5´ 70% <b>Volume Total:</b> 45 min	<b>PI:</b> 5´ 75% <b>PP:</b> 3x (10´ 85%) descansa 3´ <b>PF:</b> 5´ 75% <b>Volume Total:</b> 40 min
<b>Sessão 19</b>	<b>Sessão 20</b>	<b>Sessão 21</b>
<b>PI:</b> 5´ 75% <b>PP:</b> 3x (10´ 90% + 5´ 75%) <b>PF:</b> 5´ 70%  <b>Volume Total:</b> 45 min	<b>PI:</b> 5´ 70% <b>PP:</b> 6x (4´ 90% + 1´ 100%) descansa 2´ <b>PF:</b> 10´ 80% <b>Volume Total:</b> 45 min	<b>PI:</b> 10´ 75% <b>PP:</b> 2x (15´ 95%) descansa 3´ <b>PF:</b> 1x (5´ 80% + 5´ 70%)  <b>Volume Total:</b> 50 min
<b>Sessão 22</b>	<b>Sessão 22</b>	<b>Sessão 24</b>
<b>PI:</b> 10´ 80% <b>PP:</b> 5x (3´ 100% + 2´ 85%) descansa 2´ <b>PF:</b> 10´ 80% <b>Volume Total:</b> 45 min	<b>PI:</b> 10´ 75% <b>PP:</b> 3x (10´ 95%) com descanso 2´ <b>PF:</b> 10´ 75%  <b>Volume Total:</b> 50 min	<b>PI:</b> 5´ 80% <b>PP:</b> 3x (5´ 85% + 5´ 105%) <b>PF:</b> 10´ 70%  <b>Volume Total:</b> 45 min

## **Análise Estatístico**

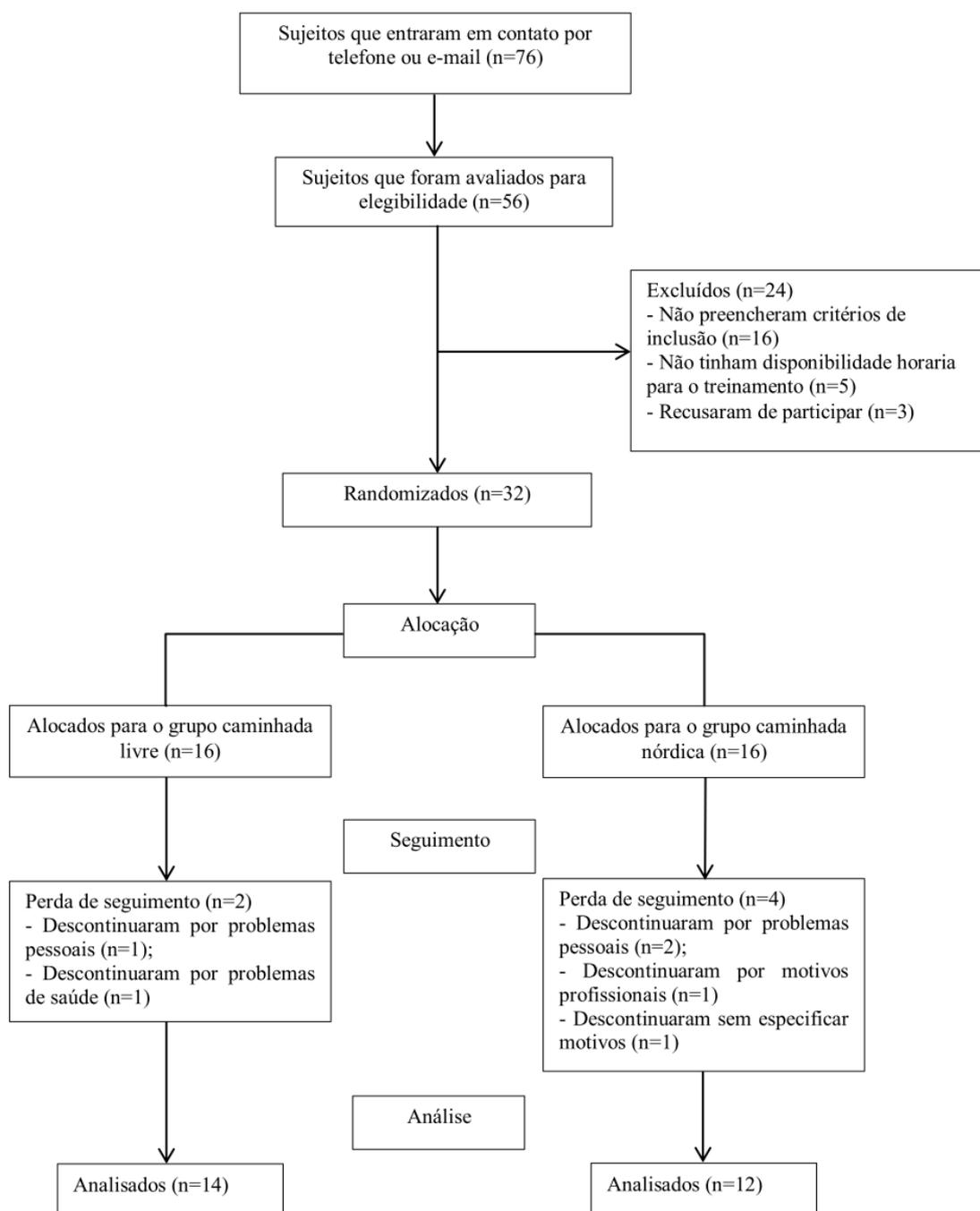
O tamanho da amostra foi determinado utilizando o programa *GPower* (versão 3.1) adotando-se uma significância de  $\alpha = 0,05$  e um poder de 90 (basado nos estudos de ABE; MURAKI; YASUKOUCHI, 2008; ANDERS et al., 2007; CHURCH; EARNEST; MORSS, 2002; FOISSAC; MILLET, 2008; PERREY; FABRE, 2008; SAUNDERS et al., 2008; SCHIFFER et al., 2011). Este cálculo mostrou a necessidade de 14 indivíduos em cada grupo. Na análise estatística foi utilizada Equações de Estimativas Generalizadas (GEE) para a comparação entre os grupos, os momentos, e as velocidades com post-hoc de Bonferroni e  $\alpha = 0,05$ . O índice de significância adotado foi de  $\alpha=0,05$  e processados no pacote estatístico SPSS versão 23.0.

As comparações estatísticas entre os grupos foram realizadas em análise por intenção de tratar (ITT) e por protocolo (PP), sendo apresentadas apenas os resultados da análise por ITT. Estatística descritiva (média  $\pm$  erro padrão) foi utilizado para apresentar os resultados na análise por intenção de tratar (ITT). Os dados de caracterização da amostra (na linha de base) de ambos grupos (NW e FW) foram comparados por Teste-T Independente (para variáveis escalares) e o Teste Qui-quadrado (para variáveis categóricas). Equações Estimadas Generalizadas (GEE) e teste post hoc de Bonferroni foram utilizados para comparar as médias de todas as variáveis dependentes (em análises de intenção de tratar). Também, o Efeito de tamanho (Cohen's d) foi calculado nas diferenças dos valores pós-treinamento entre os grupos NW e FW, os mesmos foram classificados de efeitos pequeno (entre 0,2 e 0,5), moderado (entre 0,5 e 0,8) e grande (0,8 ou mais; COHEN, 1988). Estes resultados são apresentados por média e intervalo de confiança de 95%. O nível de significância adotado foi de  $\alpha=0,05$  para todos os testes. Todo processamento estatístico foi realizado por um pesquisador altamente treinado e cegado aos sujeitos, utilizando o software SPSS (Statistical Package for Social Sciences for Mac, version 22.0).

## **RESULTADOS**

O presente trabalho avaliou os benefícios de oito semanas de caminhada nórdica e caminhada livre em idosos sedentários. Embora a amostra inicial incluía 32 idosos que foram randomizadas em grupo CL (n=16) e grupo NW (n=16), seis participantes desistiram do ensaio no período de treinamento, a descrição pode ser observada na Fluxograma da Figura 1. Os idosos que finalizaram a intervenção demonstraram sua aderência ao treinamento cumprindo uma frequência de no mínimo 90%.

A análise por intenção de tratar (ITT) das características da amostra não apresentavam diferenças entre os grupos no início do treinamento. As mesmas serão apresentadas em média e intervalo de confiança, e com o valor p entre parêntesis a seguir, para o grupo CL (n=16) e para o grupo NW (n=16): Idade (p=0,006) com 66 anos (IC de 95% de 66 a 70 anos) e 64 anos (IC de 95% de 62 a 66 anos); Estatura (p=0,237) com 162 centímetros (IC de 95% de 157 a 167 cm) e 165 centímetros (IC de 95% de 162 a 169 cm); Massa corporal (p=0,210) de 74 kg (IC de 95% de 66 a 81 kg) e de 81 kg (IC de 95% de 74 a 85 kg); Percentual de gordura (p=0,918) de 31% (IC de 95% de 27 a 35%) e de 31% (IC de 95% de 27 a 37%); Índice de massa corporal (p=0,694) de 28 kg.m<sup>-2</sup> (IC de 95% de 26 a 36 kg.m<sup>-2</sup>) e de 29 kg.m<sup>-2</sup> (IC de 95% de 27 a 31 kg.m<sup>-2</sup>); Relação Cintura/Quadril (p=0,472) de 0,87 (IC de 95% de 0,82 a 0,90) e de 0,91 (IC de 95% de 0,84 a 0,93); Somatório de Dobras Cutâneas (p=0,740) de 132 mm (IC de 95% de 113 a 134 mm) e de 132 mm (IC de 95% de 108 a 146 mm); Comprimento do Membro Inferior Direito (p=0,740) de 83 cm (IC de 95% de 80 a 86 cm) e de 85 cm (IC de 95% de 83 a 88 cm); Percentual indivíduos de Sexo Masculino por grupo (p=0,686) de 4% e 5% para os grupos CL e NW, respectivamente. Os medicamentos utilizados foram não significativos entre os grupos, a saber: Hipoglicemiantes (p=0,663); Anti-hipertensivos (p=0,445); Hipolepêmiantes (p=0,705); Diuréticos (p=0,280); Hipotireoidismo (p=0,280).



**Figura 1:** Fluxograma de participantes do ensaio.

A apresentação dos resultados da análise por ITT serão subdivididos a continuação: 1) Alterações mecânicas e bioenergéticas devido ao uso de bastões em idosos; 2) Efeitos do treinamento de caminhada nórdica nos parâmetros neuromusculares de idosos.

### 1) Alterações energéticas e mecânicas devido ao uso de bastões em idosos

Em relação aos resultados estatísticos da frequência cardíaca durante o exercício ( $FC_{\text{exercício}}$ ) durante os testes submáximos de caminhada em esteira rolante, foi observado que a mesma diminuiu em ambos os grupos com o fator tempo ( $p=0,016$ ) e aumentou com incremento da velocidade ( $p<0,001$ ) de caminhada. Não houve modificações no fator grupo ( $p=0,573$ ), nem nas interações grupo\*tempo ( $p=0,443$ ), grupo\*velocidade ( $p=0,659$ ), tempo\*velocidade ( $p=0,525$ ), grupo\*tempo\*velocidade ( $p=0,699$ ), ver Tabela 2.

Os resultados da sensação percebida de esforço durante o exercício foi mensurado pela escala de Borg, demonstra que foi afetado pelo fator grupo ( $p=0,001$ ) sendo em média menor no grupo NW que no grupo CL, pelo tempo ( $p=0,002$ ) diminuiu do momento pré para o pós-treino em ambos os grupos, pela velocidade ( $p<0,001$ ) aumentando com incremento da velocidade de caminhada em ambos os grupos, e também pelas interações grupo\*velocidade ( $p=0,035$ ), tempo\*velocidade ( $p=0,022$ ), grupo\*tempo\*velocidade ( $p=0,038$ ). Somente não houve interação grupo\*tempo ( $p=0,280$ ), ver Tabela 2.

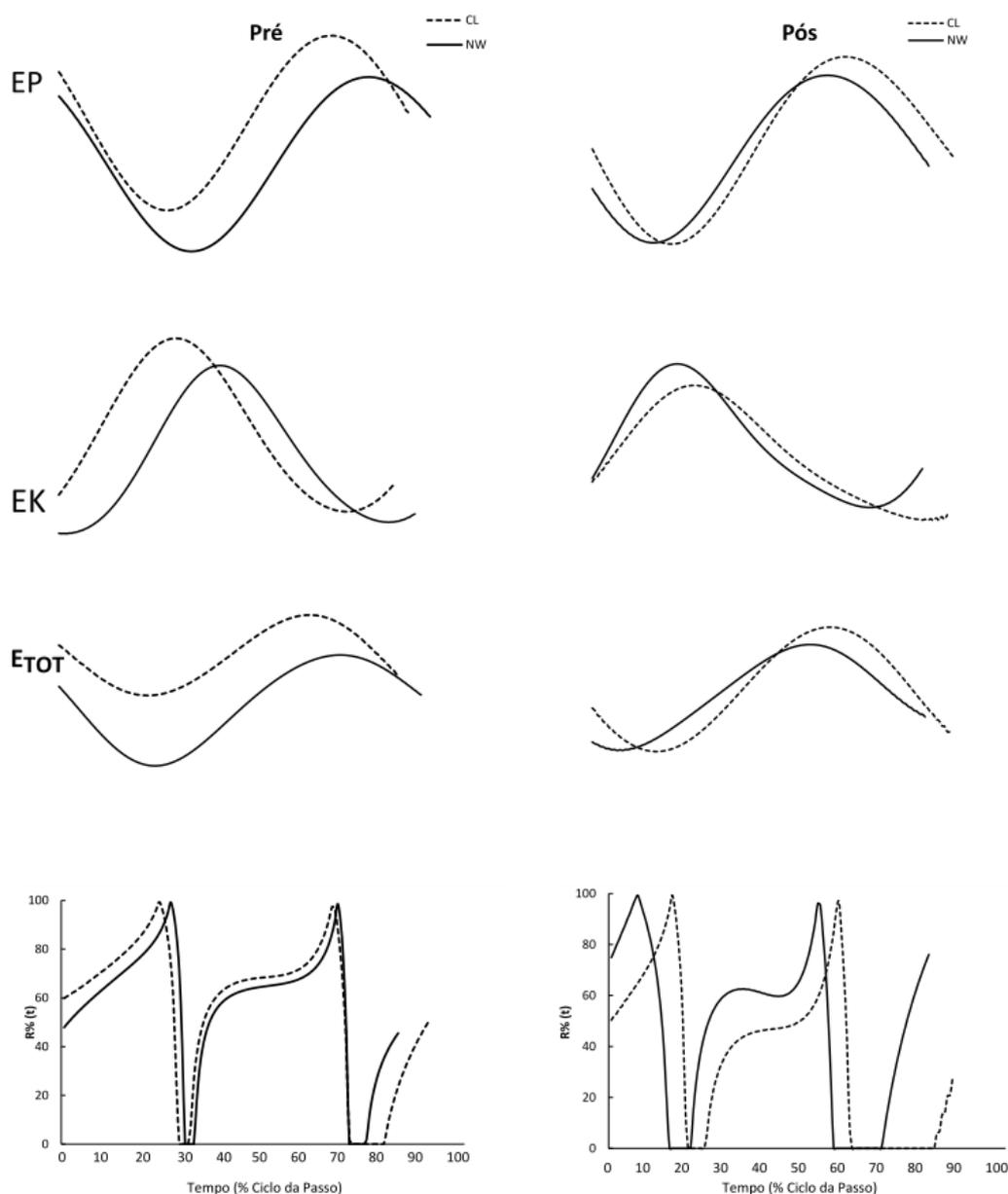
**Tabela 2:** Resultados da FC e do Borg durante o exercício, apresentados em média e EP. Letras minúsculas diferentes representam diferenças significativas entre as velocidades, e símbolo € representa diferenças significativas do fator tempo (pré e pós-treino) dentro de cada grupo. Símbolo \* representa diferenças significativas entre os grupos NW e CL (no momento pré e pós-treino).

Variável	Velocidade	CL Pré Média± EP	CL Pós Média± EP	NW Pré Média± EP	NW Pós Média± EP	Grupo	Tempo	Velocidade	Grupo* Tempo	Grupo* Velocidade	Tempo* Velocidade	Grupo* Tempo* Velocidade
<i>p</i>												
<b>FC<sub>exe</sub> (bpm)</b>	1km.h <sup>-1</sup>	€85,25±3,09 <sup>a</sup>	80,44± 2,35 <sup>a</sup>	€83,45±3,85 <sup>a</sup>	80,47±3,80 <sup>a</sup>	0,573	<b>0,016</b>	<b>&lt;0,001</b>	0,443	0,659	0,525	0,699
	2km.h <sup>-1</sup>	€90,26±3,03 <sup>b</sup>	84,87± 2,88 <sup>b</sup>	€85,79±3,53 <sup>b</sup>	84,26±3,77 <sup>a</sup>							
	3km.h <sup>-1</sup>	€92,65±3,16 <sup>b</sup>	87,88± 2,99 <sup>b</sup>	€89,25±3,48 <sup>c</sup>	87,53±3,79 <sup>b</sup>							
	4km.h <sup>-1</sup>	€99,05±2,95 <sup>c</sup>	92,58± 3,04 <sup>c</sup>	€94,13±3,78 <sup>d</sup>	91,30±3,65 <sup>c</sup>							
	5km.h <sup>-1</sup>	€107,97±4,03 <sup>d</sup>	102,65±3,67 <sup>d</sup>	€103,68±4,55 <sup>e</sup>	98,86±3,72 <sup>d</sup>							
<b>Borg</b>	1km.h <sup>-1</sup>	€1,71±0,23 <sup>ab</sup>	1,50±0,16 <sup>ab</sup>	€1,33±0,12 <sup>ab</sup>	1,08±0,08 <sup>ab</sup>	<b>0,001</b>	<b>0,002</b>	<b>&lt;0,001</b>	0,280	<b>0,035</b>	<b>0,022</b>	<b>0,038</b>
	2km.h <sup>-1</sup>	1,93±0,18 <sup>ab</sup>	1,93±0,18 <sup>ab</sup>	€1,33±0,12 <sup>ab</sup>	1,17±0,10 <sup>ab</sup>							
	3km.h <sup>-1</sup>	€2,07±0,18 <sup>ab</sup>	1,86±0,13 <sup>ab</sup>	€1,67±0,18 <sup>ab</sup>	1,42±0,14 <sup>ab</sup>							
	4km.h <sup>-1</sup>	€2,71±0,15 <sup>b</sup>	2,14±0,13 <sup>b</sup>	€2,07±0,14 <sup>b</sup>	2,00±0,11 <sup>b</sup>							
	5km.h <sup>-1</sup>	€3,79±0,23 <sup>c</sup>	2,86±0,17 <sup>c</sup>	€2,80±0,19 <sup>c</sup>	2,58±0,14 <sup>c</sup>							

Nota:  $FC_{\text{exe}}$  representa a FC de exercício durante a caminhada em esteira rolante, Borg representa o resultado da escala da sensação subjetiva do esforço, *p* representa o resultado do teste estatístico.

Os resultados estatísticos do trabalho mecânico externo ( $W_{\text{ext}}$ ) demonstram que foi afetado pelo fator velocidade ( $p<0,001$ ), aumentando com o acréscimo da velocidade até atingir os 3km.h<sup>-1</sup> e depois diminuindo até os 5 km.h<sup>-1</sup> em ambos os grupos. Também foi modificado pela interação grupo\*tempo ( $p=0,049$ ), apresentando um  $W_{\text{ext}}$  maior nas velocidades de caminhada de 2,3,4 e 5 km h<sup>-1</sup> no momento pós-treino do grupo NW, quando comparado ao grupo CL (Tabela 2). Não houve diferença no fator grupo ( $p=0,354$ ), no fator tempo ( $p=0,837$ ), nem na interação grupo\*velocidade ( $p=0,950$ ), tempo\*velocidade

( $p=0,259$ ), e grupo\*tempo\*velocidade ( $p=0,721$ ), ainda o comportamento das EP e EK pode ser observado na Figura 2.



**Figura 2:** Exemplo do comportamento das energias do BCoM durante a caminhada em esteira rolante (sem bastões) a  $3\text{ km h}^{-1}$ , no momento pré e pós-treino. Painel superior EP e EK, e a  $E_{tot} = EP + EK$ , painel inferior  $R\%(t)$  indicando o percentual de reconversão do mecanismo pendular durante ciclo de tempo da passada. Linhas pontilhadas grupo CL e linhas contínuas grupo NW, lado esquerdo e direito da figura representam o momento pré e pós-treino, respectivamente.

O trabalho mecânico interno ( $W_{int}$ ) foi afetado apenas pela velocidade de caminhada ( $p < 0,001$ ), aumentando com incremento da velocidade (Tabela 3). Não apresentou diferenças no fator grupo ( $p = 0,234$ ), no fator tempo ( $p = 0,383$ ), nem nas interações grupo\*tempo

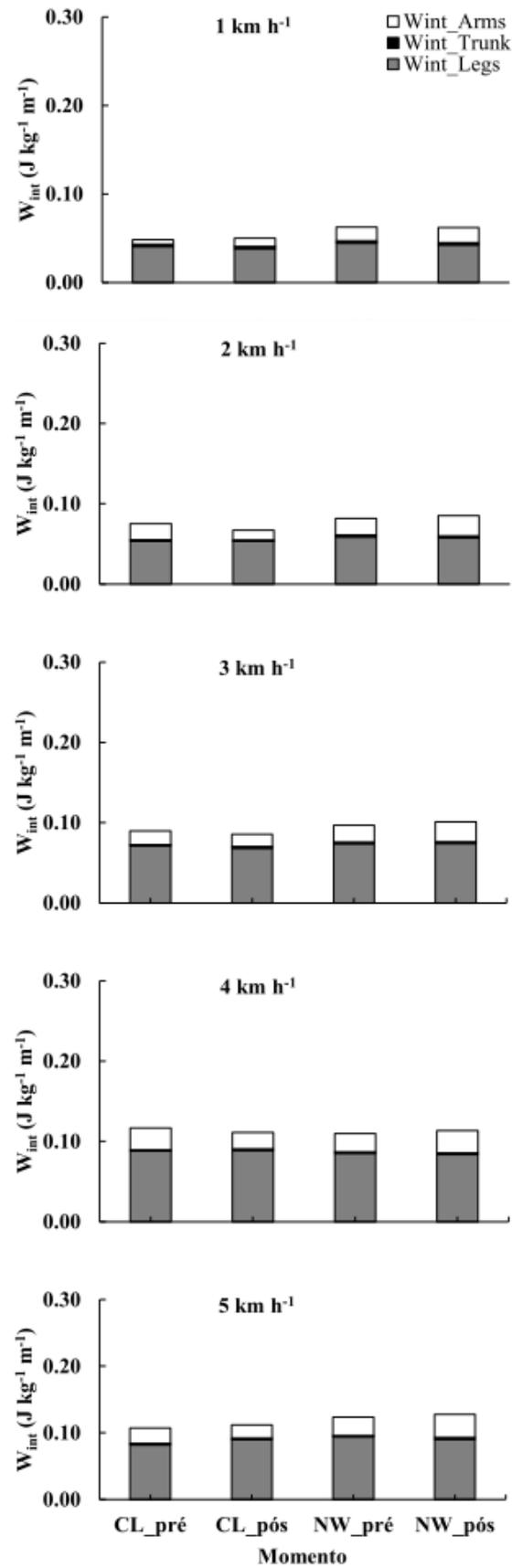
( $p=0,383$ ), grupo\*velocidade ( $p=0,421$ ), tempo\*velocidade ( $p=0,385$ ), e grupo\*tempo\*velocidade ( $p=0,579$ ). Ainda, o trabalho mecânico interno do tronco ( $W_{int\_Tronco}$ ) foi afetado apenas pela velocidade de caminhada ( $p<0,001$ ) e pela interação grupo\*tempo\*velocidade ( $p=0,024$ ; Tabela 3 e Figura 3). Não apresentou diferenças no fator grupo ( $p=0,217$ ), no fator tempo ( $p=0,204$ ), nem nas interações grupo\*tempo ( $p=0,329$ ), grupo\*velocidade ( $p=0,301$ ), tempo\*velocidade ( $p=0,547$ ). Igualmente, o trabalho mecânico interno das pernas ( $W_{int\_Pernas}$ ) foi afetado apenas pela velocidade de caminhada ( $p<0,001$ ) aumentando com incremento da velocidade em ambos os grupos (Tabela 3 e Figura 3). Não apresentou diferenças no fator grupo ( $p=0,234$ ), no fator tempo ( $p=0,384$ ), nem nas interações grupo\*tempo ( $p=0,383$ ), grupo\*velocidade ( $p=0,536$ ), tempo\*velocidade ( $p=0,468$ ), e pela interação grupo\*tempo\*velocidade ( $p=0,409$ ). Mas, analisando o trabalho mecânico interno dos braços ( $W_{int\_Braços}$ ) foi afetado pela velocidade de caminhada ( $p<0,001$ ), aumentando com incremento da velocidade, e também pela interação grupo\*tempo ( $p=0,032$ ), representado um  $W_{int\_Braços}$  maior no grupo NW no momento pós-treino quando comparado ao pós do grupo CL, e na interação grupo\*velocidade ( $p=0,023$ ) diminuindo os valores do momento pré para o pós no grupo CL e aumentando os valores do pré para o pós no grupo NW (Tabela 3 e Figura 3). Não houve mudanças no fator grupo ( $p=0,181$ ), no fator tempo ( $p=0,865$ ), nem nas interações tempo\*velocidade ( $p=0,436$ ), nem grupo\*tempo\*velocidade ( $p=0,874$ ).

O trabalho mecânico Total ( $W_{tot}$ ) foi afetado apenas pela velocidade de caminhada ( $p<0,001$ ). Não apresentou diferenças no fator grupo ( $p=0,233$ ), no fator tempo ( $p=0,384$ ), nem nas interações grupo\*tempo ( $p=0,382$ ), grupo\*velocidade ( $p=0,582$ ), tempo\*velocidade ( $p=0,333$ ), e grupo\*tempo\*velocidade ( $p=0,390$ ).

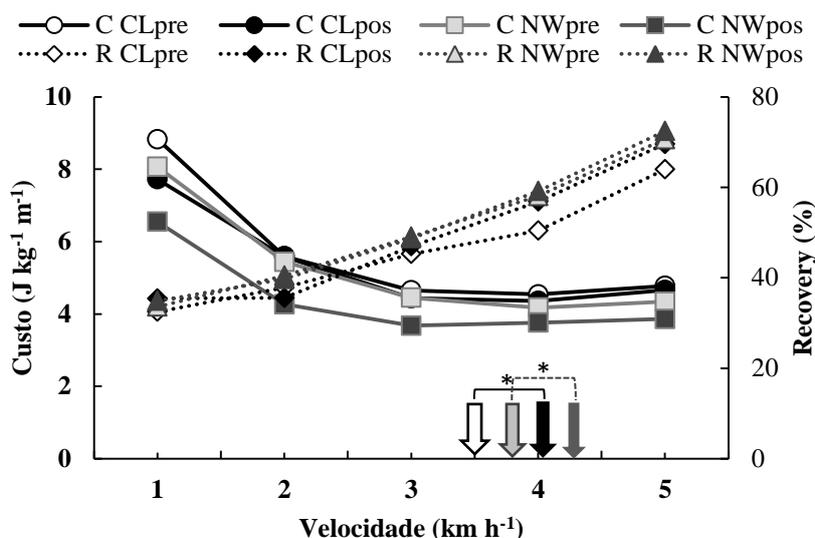
Os resultados estatísticos do *Recovery* ( $R$ ) demonstram que houve diferença significativa apenas no fator velocidade ( $p<0,001$ ). Não houve mudanças no fator grupo ( $p=0,288$ ), no fator tempo ( $p=0,086$ ), nem nas interações grupo\*tempo ( $p=0,267$ ), grupo\*velocidade ( $p=0,702$ ), tempo\*velocidade ( $p=0,065$ ), e grupo\*tempo\*velocidade ( $p=0,671$ ). Os valores dos resultados do  $C$  e do  $R$  podem ser observados na Figura 4 (painel superior e inferior, respectivamente), ver Tabela 3 e Figura 4.

**Tabela 3:** Resultados dos Testes de efeitos de modelo da GEE para as variáveis Trabalho Mecânico e Custo de Transporte. Resultados apresentados em média e EP. Letras minúsculas diferentes representa que houve diferença entre as velocidades. Símbolo \* representa que houve diferença entre os grupos NW e CL nos diferentes momentos. Símbolo € representa que houve diferenças entre os momentos pré e pós dentro de cada grupo.

Variável	Velocidade	CL Pré		CL Pós		NW Pré		NW Pós		Grupo		P	
		Média±EP	Média±EP	Média±EP	Média±EP	Média±EP	Média±EP	Tempo	Velocidade	Tempo	Velocidade	Tempo	Velocidade
$W_{ext}$ (J.kg <sup>-1</sup> .m <sup>-1</sup> )	1km.h <sup>-1</sup>	0.192 ± 0.12 <sup>a</sup>	*0.193 ± 0.12 <sup>a</sup>	0.188 ± 0.18 <sup>a</sup>	*0.176 ± 0.13 <sup>a</sup>	0.354	0,857	<0,001	0,049	0,950	0,259	0,721	
	2km.h <sup>-1</sup>	0.212 ± 0.11 <sup>a</sup>	*0.196 ± 0.07 <sup>a</sup>	0.215 ± 0.04 <sup>a</sup>	*0.220 ± 0.18 <sup>a</sup>								
	3km.h <sup>-1</sup>	0.216 ± 0.12 <sup>a</sup>	*0.205 ± 0.13 <sup>a</sup>	0.216 ± 0.11 <sup>a</sup>	*0.216 ± 0.08 <sup>a</sup>								
	4km.h <sup>-1</sup>	0.208 ± 0.16 <sup>a</sup>	*0.178 ± 0.11 <sup>a</sup>	0.195 ± 0.10 <sup>a</sup>	*0.201 ± 0.07 <sup>a</sup>								
	5km.h <sup>-1</sup>	0.181 ± 0.18 <sup>a</sup>	*0.151 ± 0.15 <sup>b</sup>	0.160 ± 0.14 <sup>b</sup>	*0.155 ± 0.13 <sup>b</sup>								
$W_{int}$ (J.kg <sup>-1</sup> .m <sup>-1</sup> )	1km.h <sup>-1</sup>	0.048 ± 0.04 <sup>a</sup>	0.050 ± 0.04 <sup>a</sup>	0.062 ± 0.04 <sup>a</sup>	0.062 ± 0.04 <sup>a</sup>	0,234	0,383	<0,001	0,383	0,421	0,385	0,579	
	2km.h <sup>-1</sup>	0.075 ± 0.04 <sup>a</sup>	0.067 ± 0.06 <sup>a</sup>	0.081 ± 0.05 <sup>bc</sup>	0.085 ± 0.01 <sup>b</sup>								
	3km.h <sup>-1</sup>	0.089 ± 0.05 <sup>b</sup>	0.085 ± 0.06 <sup>c</sup>	0.096 ± 0.04 <sup>c</sup>	0.101 ± 0.04 <sup>c</sup>								
	4km.h <sup>-1</sup>	0.116 ± 0.04 <sup>c</sup>	0.110 ± 0.05 <sup>d</sup>	0.109 ± 0.01 <sup>d</sup>	0.113 ± 0.06 <sup>d</sup>								
	5km.h <sup>-1</sup>	0.117 ± 0.01 <sup>c</sup>	0.111 ± 0.05 <sup>d</sup>	0.123 ± 0.05 <sup>c</sup>	0.122 ± 0.05 <sup>d</sup>								
$W_{int\_Tronco}$ (J.kg <sup>-1</sup> .m <sup>-1</sup> )	1km.h <sup>-1</sup>	0.268 ± 0.15 <sup>a</sup>	0.258 ± 0.13 <sup>a</sup>	0.275 ± 0.21 <sup>a</sup>	0.254 ± 0.16 <sup>a</sup>	0,233	0,384	<0,001	0,382	0,582	0,333	0,390	
	2km.h <sup>-1</sup>	0.309 ± 0.13 <sup>b</sup>	0.310 ± 0.11 <sup>b</sup>	0.303 ± 0.07 <sup>a</sup>	0.329 ± 0.28 <sup>ab</sup>								
	3km.h <sup>-1</sup>	0.340 ± 0.12 <sup>b</sup>	0.490 ± 0.63 <sup>bc</sup>	0.339 ± 0.12 <sup>a</sup>	0.347 ± 0.07 <sup>b</sup>								
	4km.h <sup>-1</sup>	0.459 ± 0.44 <sup>c</sup>	0.367 ± 0.13 <sup>b</sup>	0.349 ± 0.19 <sup>ab</sup>	0.382 ± 0.09 <sup>bc</sup>								
	5km.h <sup>-1</sup>	0.404 ± 0.13 <sup>bc</sup>	0.386 ± 0.95 <sup>b</sup>	0.386 ± 0.16 <sup>b</sup>	0.391 ± 0.14 <sup>c</sup>								
$W_{int\_Braços}$ (J.kg <sup>-1</sup> .m <sup>-1</sup> )	1km.h <sup>-1</sup>	0.0027±0.001 <sup>a</sup>	0.0024±0.001 <sup>a</sup>	0.0026±0.002 <sup>a</sup>	0.0026±0.001 <sup>ab</sup>	0,217	0,204	<0,001	0,329	0,301	0,547	0,024	
	2km.h <sup>-1</sup>	0.0017±0.001 <sup>a</sup>	0.0018±0.001 <sup>b</sup>	0.0022±0.001 <sup>ab</sup>	0.0027±0.002 <sup>ab</sup>								
	3km.h <sup>-1</sup>	0.0015±0.001 <sup>ab</sup>	0.0021±0.002 <sup>ab</sup>	0.0021±0.003 <sup>ab</sup>	0.0021±0.001 <sup>a</sup>								
	4km.h <sup>-1</sup>	0.0016±0.002 <sup>ab</sup>	0.0019±0.001 <sup>b</sup>	0.0017±0.001 <sup>c</sup>	0.0020±0.001 <sup>a</sup>								
	5km.h <sup>-1</sup>	0.0022±0.001 <sup>a</sup>	0.0022±0.001 <sup>ab</sup>	0.0023±0.001 <sup>a</sup>	0.0024±0.001 <sup>b</sup>								
$W_{int\_Pernas}$ (J.kg <sup>-1</sup> .m <sup>-1</sup> )	1km.h <sup>-1</sup>	€0.005±0.071 <sup>a</sup>	€0.009±0.019 <sup>a</sup>	€0.015±0.030 <sup>a</sup>	€0.017±0.013 <sup>a</sup>	0,181	0,865	<0,001	0,032	0,023	0,436	0,874	
	2km.h <sup>-1</sup>	€0.019±0.038 <sup>b</sup>	€0.012±0.046 <sup>a</sup>	€0.020±0.037 <sup>b</sup>	€0.025±0.070 <sup>ab</sup>								
	3km.h <sup>-1</sup>	€0.017±0.030 <sup>b</sup>	€0.015±0.033 <sup>a</sup>	€0.021±0.036 <sup>b</sup>	€0.024±0.052 <sup>ab</sup>								
	4km.h <sup>-1</sup>	€0.027±0.049 <sup>c</sup>	€0.020±0.036 <sup>b</sup>	€0.022±0.040 <sup>b</sup>	€0.027±0.052 <sup>ab</sup>								
	5km.h <sup>-1</sup>	€0.023±0.032 <sup>c</sup>	€0.019±0.027 <sup>b</sup>	€0.027±0.045 <sup>c</sup>	€0.034±0.058 <sup>c</sup>								
$R$ (%)	1km.h <sup>-1</sup>	0.040±0.019 <sup>a</sup>	0.038±0.021 <sup>a</sup>	0.044±0.021 <sup>a</sup>	0.043±0.020 <sup>a</sup>	0,234	0,384	<0,001	0,383	0,536	0,468	0,469	
	2km.h <sup>-1</sup>	0.053±0.023 <sup>b</sup>	0.053±0.029 <sup>b</sup>	0.058±0.020 <sup>b</sup>	0.057±0.054 <sup>b</sup>								
	3km.h <sup>-1</sup>	0.071±0.021 <sup>c</sup>	0.068±0.036 <sup>c</sup>	0.073±0.019 <sup>c</sup>	0.074±0.015 <sup>c</sup>								
	4km.h <sup>-1</sup>	0.087±0.025 <sup>d</sup>	0.088±0.024 <sup>d</sup>	0.085±0.065 <sup>d</sup>	0.083±0.021 <sup>d</sup>								
	5km.h <sup>-1</sup>	0.081±0.063 <sup>d</sup>	0.089±0.024 <sup>d</sup>	0.093±0.023 <sup>c</sup>	0.090±0.024 <sup>e</sup>								
$C$ (J.kg <sup>-1</sup> .m <sup>-1</sup> )	1km.h <sup>-1</sup>	32.46 ± 3.07 <sup>a</sup>	35.40 ± 2.45 <sup>a</sup>	33.59 ± 4.07 <sup>a</sup>	34.89 ± 4.41 <sup>a</sup>	0,288	0,085	<0,001	0,267	0,702	0,065	0,671	
	2km.h <sup>-1</sup>	37.85 ± 2.26 <sup>a</sup>	35.54 ± 2.38 <sup>a</sup>	40.45 ± 3.36 <sup>a</sup>	39.73 ± 4.02 <sup>a</sup>								
	3km.h <sup>-1</sup>	45.26 ± 3.44 <sup>b</sup>	46.95 ± 2.42 <sup>b</sup>	49.08 ± 2.73 <sup>bc</sup>	48.72 ± 3.05 <sup>bc</sup>								
	4km.h <sup>-1</sup>	50.39 ± 3.42 <sup>b</sup>	56.83 ± 2.70 <sup>c</sup>	58.07 ± 3.35 <sup>d</sup>	59.16 ± 2.10 <sup>d</sup>								
	5km.h <sup>-1</sup>	63.97 ± 4.45 <sup>c</sup>	69.57 ± 1.62 <sup>d</sup>	70.65 ± 2.68 <sup>e</sup>	72.43 ± 2.46 <sup>e</sup>								
$C$ (J.kg <sup>-1</sup> .m <sup>-1</sup> )	1km.h <sup>-1</sup>	8.83 ± 0.50 <sup>a</sup>	7.72 ± 0.64 <sup>a</sup>	8.07 ± 0.58 <sup>a</sup>	6.55 ± 0.69 <sup>a</sup>	0,056	0,014	<0,001	0,261	0,536	0,029	0,256	
	2km.h <sup>-1</sup>	5.60 ± 0.26 <sup>bc</sup>	5.59 ± 0.37 <sup>bc</sup>	5.44 ± 0.41 <sup>bc</sup>	4.27 ± 0.28 <sup>bc</sup>								
	3km.h <sup>-1</sup>	4.65 ± 0.25 <sup>bd</sup>	4.44 ± 0.26 <sup>bd</sup>	4.45 ± 0.29 <sup>bd</sup>	3.68 ± 0.31 <sup>bd</sup>								
	4km.h <sup>-1</sup>	4.54 ± 0.20 <sup>b</sup>	4.36 ± 0.22 <sup>b</sup>	4.18 ± 0.24 <sup>b</sup>	3.76 ± 0.27 <sup>b</sup>								
	5km.h <sup>-1</sup>	4.78 ± 0.21 <sup>b</sup>	4.66 ± 0.22 <sup>b</sup>	4.34 ± 0.27 <sup>b</sup>	3.86 ± 0.25 <sup>b</sup>								



**Figura 3:** Resultados  $W_{int\_Pernas}$ ,  $W_{int\_Tronco}$  e  $W_{int\_Braços}$  do grupo CL e NW nos momentos pré e pós-treino, nas diferentes velocidades.



**Figura 4:** Resultado do Custo de Transporte (eixo vertical esquerdo) e do Recovery (eixo vertical direito) nas diferentes velocidades de caminhada. Resultados são apresentados em média. Bolinha branca e preta com linhas contínuas, representam os valores do C do grupo CL nos momentos pré e pós-treino, respectivamente. Quadrado Cinza Claro e Cinza Escuro com linha contínua, representam os valores do C do grupo NW nos momentos pré e pós-treino, respectivamente. Losango branco e preto com linhas pontilhadas, representam os valores do R do grupo CL nos momentos pré e pós-treino, respectivamente. Triângulo Cinza Claro e Cinza Escuro com linha contínua, representam os valores do C do grupo NW nos momentos pré e pós-treino, respectivamente. Símbolos \* entre as Setas branca e preta unidas pelo indicador contínuo, representa diferença significativa no fator tempo na VAS do grupo CL (do pré para o pós-treino); e o asterísco entre as setas cinza claro e cinza escura unidas pelo indicador com linha pontilhada representa diferença significativa no fator tempo na VAS do grupo NW (do pré para o pós-treino).

## 2) Efeitos do treinamento de caminhada nórdica nos parâmetros neuromusculares de idosos

Os resultados estatísticos dos parâmetros neuromusculares (EMG) podem ser observados nas Tabelas 4 e 5. Os resultados da amplitude média do sinal dos músculos do braço demonstraram que o músculo DA foi afetado pela velocidade de caminhada ( $p=0,012$ ), pela interação grupo\*velocidade ( $p=0,006$ ) tendo maior ativação no grupo CL que no grupo NW independente do momento, e pela grupo\*tempo\*velocidade ( $p=0,021$ ), tendo menor ativação no grupo NW no momento pós quando comparado ao grupo CL no pós-treino. Não houve modificação nos outros fatores e interações ( $p>0,05$ ). O músculo TB foi apenas modificado pela velocidade de caminhada ( $p=0,020$ ), aumentando com acréscimo da velocidade em ambos os grupos independente do momento. E não houve modificação nos fatores e nem interações ( $p>0,05$ ).

Em relação aos músculos da perna, o músculo VL foi afetado apenas pela velocidade de caminhada ( $p < 0,001$ ) aumentando com incremento da velocidade em ambos os grupos, independente do momento. O músculo BF foi modificado pelo fator grupo ( $p = 0,045$ ), tendo uma maior ativação no grupo CL que no grupo NW, independente da velocidade e do momento, e também foi modificado pela velocidade de caminhada, aumentando com acréscimo da mesma. O músculo TA e GAS foram afetados apenas pela velocidade de caminhada ( $p < 0,001$ ) aumentando com acréscimo da mesma, conforme demonstrado na Tabela 4.

**Tabela 4:** Resultados da AMPLITUDE MÉDIA dos músculos DA, TB, VL, BF e TA, GAS nas diferentes velocidades de caminhada apresentados em média e EP, valores em milivolts. Letras minúsculas diferentes representam diferenças significativas entre as velocidades. Símbolos \* representam diferenças significativas entre os grupos no momento pré ou pós-treino entre os grupos. Símbolo € representa diferença significativa entre o momento pré e pós-treino dentro de cada grupo.

Variável	Velocidade	CL Pré		CL Pós		NW Pré		NW Pós		Grupo		Grupo*		Grupo*	
		Média±EP	Média±EP	Média±EP	Média±EP	Média±EP	Média±EP	Tempo	Velocidade	Tempo	Velocidade	Tempo	Velocidade	Tempo	Velocidade
<i>p</i>															
<b>Amplitude Média DA</b>	1km.h <sup>-1</sup>	€4,39±0,66 <sup>a*</sup>	6,26±1,85 <sup>a*</sup>	5,15±1,02 <sup>a*</sup>	5,49±1,77 <sup>a*</sup>	0,108	0,314	<b>0,003</b>	0,746	<b>0,006</b>	0,266	<b>0,021</b>			
	2km.h <sup>-1</sup>	5,86±1,80 <sup>a*</sup>	5,49±1,24 <sup>a*</sup>	€2,89±0,59 <sup>b</sup>	4,92±1,43 <sup>a*</sup>										
	3km.h <sup>-1</sup>	6,60±2,03 <sup>a*</sup>	6,63±1,61 <sup>a*</sup>	€3,90±0,84 <sup>b</sup>	5,68±1,67 <sup>a*</sup>										
	4km.h <sup>-1</sup>	€5,09±1,14 <sup>a*</sup>	8,63±2,17 <sup>a*</sup>	3,54±0,69 <sup>b*</sup>	5,39±1,89 <sup>a*</sup>										
	5km.h <sup>-1</sup>	€7,85±1,72 <sup>b*</sup>	9,78±2,21 <sup>b*</sup>	€3,44±0,53 <sup>b*</sup>	5,72±1,70 <sup>a*</sup>										
<b>Amplitude Média TB</b>	1km.h <sup>-1</sup>	3,87±0,59 <sup>a</sup>	6,15±1,48 <sup>a</sup>	6,91±2,13 <sup>a</sup>	4,80±1,23 <sup>a</sup>	0,614	0,967	<b>0,020</b>	0,948	0,498	0,193	0,083			
	2km.h <sup>-1</sup>	5,37±1,16 <sup>a</sup>	7,90±3,04 <sup>a</sup>	7,19±2,99 <sup>a</sup>	6,70±1,75 <sup>b</sup>										
	3km.h <sup>-1</sup>	8,35±2,82 <sup>b</sup>	9,81±3,49 <sup>b</sup>	6,47±2,55 <sup>a</sup>	7,99±1,61 <sup>b</sup>										
	4km.h <sup>-1</sup>	11,67±4,02 <sup>c</sup>	9,11±3,13 <sup>b</sup>	7,65±3,76 <sup>a</sup>	8,65±1,76 <sup>bc</sup>										
	5km.h <sup>-1</sup>	14,15±4,15 <sup>c</sup>	9,46±2,73 <sup>b</sup>	8,10±2,18 <sup>b</sup>	8,10±1,80 <sup>b</sup>										
<b>Amplitude Média VL</b>	1km.h <sup>-1</sup>	6,12±0,95 <sup>a</sup>	6,21±0,79 <sup>a</sup>	8,75±2,84 <sup>a</sup>	8,52±2,30 <sup>a</sup>	0,425	0,302	<b>&lt;0,001</b>	0,352	0,427	0,619	0,330			
	2km.h <sup>-1</sup>	7,17±1,56 <sup>a</sup>	7,45±0,92 <sup>a</sup>	8,10±1,88 <sup>a</sup>	9,20±2,29 <sup>a</sup>										
	3km.h <sup>-1</sup>	9,27±2,19 <sup>a</sup>	8,53±1,04 <sup>a</sup>	10,19±2,34 <sup>b</sup>	13,7±3,70 <sup>b</sup>										
	4km.h <sup>-1</sup>	13,20±2,28 <sup>b</sup>	12,84±1,65 <sup>b</sup>	10,54±2,06 <sup>b</sup>	17,3±4,07 <sup>b</sup>										
	5km.h <sup>-1</sup>	14,36±2,75 <sup>b</sup>	15,87±1,81 <sup>b</sup>	15,51±3,61 <sup>c</sup>	20,4±5,37 <sup>c</sup>										
<b>Amplitude Média BF</b>	1km.h <sup>-1</sup>	7,87±2,07 <sup>a*</sup>	11,20±3,01 <sup>a*</sup>	5,99±1,18 <sup>a*</sup>	4,19±1,23 <sup>a*</sup>	0,045	0,645	<b>&lt;0,001</b>	0,791	0,270	0,746	0,620			
	2km.h <sup>-1</sup>	10,67±2,47 <sup>a*</sup>	10,42±1,54 <sup>a*</sup>	7,14±1,45 <sup>a*</sup>	5,60±1,62 <sup>a*</sup>										
	3km.h <sup>-1</sup>	11,10±2,40 <sup>a*</sup>	10,91±1,70 <sup>a*</sup>	10,15±3,04 <sup>b*</sup>	7,32±2,23 <sup>b*</sup>										
	4km.h <sup>-1</sup>	15,46±3,87 <sup>b*</sup>	14,16±1,95 <sup>b*</sup>	9,74±1,66 <sup>b*</sup>	9,13±2,67 <sup>b*</sup>										
	5km.h <sup>-1</sup>	21,11±5,91 <sup>c*</sup>	17,54±2,59 <sup>c*</sup>	12,03±1,86 <sup>c*</sup>	11,50±3,27 <sup>c*</sup>										
<b>Amplitude Média TA</b>	1km.h <sup>-1</sup>	12,53±2,97 <sup>a</sup>	14,20±2,62 <sup>a</sup>	12,24±1,56 <sup>a</sup>	9,67±2,35	0,127	0,228	<b>&lt;0,001</b>	0,382	0,082	0,439	0,764			
	2km.h <sup>-1</sup>	14,33±2,98 <sup>a</sup>	16,91±3,93 <sup>b</sup>	17,52±2,20 <sup>b</sup>	13,16±3,33										
	3km.h <sup>-1</sup>	16,54±3,23 <sup>b</sup>	17,86±2,84 <sup>b</sup>	19,27±2,93 <sup>b</sup>	14,21±3,32										
	4km.h <sup>-1</sup>	21,95±4,20 <sup>c</sup>	22,11±3,20 <sup>c</sup>	24,34±3,12 <sup>c</sup>	17,38±4,12										
	5km.h <sup>-1</sup>	28,97±5,87 <sup>d</sup>	28,16±3,93 <sup>d</sup>	31,37±4,04 <sup>d</sup>	23,73±5,24										
<b>Amplitude Média GM</b>	1km.h <sup>-1</sup>	11,94±2,23 <sup>a</sup>	12,91±2,10 <sup>a</sup>	15,06±2,42 <sup>a</sup>	10,40±2,48 <sup>a</sup>	0,196	0,391	<b>&lt;0,001</b>	0,463	0,627	0,058	0,179			
	2km.h <sup>-1</sup>	12,85±2,49 <sup>a</sup>	15,65±3,16 <sup>b</sup>	16,13±2,50 <sup>b</sup>	13,08±3,19 <sup>b</sup>										
	3km.h <sup>-1</sup>	15,27±3,37 <sup>b</sup>	15,59±2,27 <sup>b</sup>	16,19±2,73 <sup>a</sup>	14,51±3,34 <sup>b</sup>										
	4km.h <sup>-1</sup>	16,89±3,16 <sup>b</sup>	19,16±2,77 <sup>c</sup>	20,19±2,93 <sup>b</sup>	14,89±3,46 <sup>b</sup>										
	5km.h <sup>-1</sup>	20,62±4,70 <sup>c</sup>	19,99±2,89 <sup>c</sup>	22,28±3,16 <sup>c</sup>	16,77±3,63 <sup>c</sup>										

Os resultados da co-contracção dos músculos DA/TB, demonstram que houve apenas modificação no fator tempo ( $p=0,022$ ), diminuindo o valor da co-contracção com acréscimo da velocidade em ambos os grupos. Não houve mudanças nos outros fatores ( $p>0,05$ ) e interações ( $p>0,05$ ), ver Tabela 5.

A co-contracção dos músculos VL/BF demonstra que estes músculos proximais da perna, não foram afetados por nenhum fator nem pelas interações ( $p>0,05$ ), conforme observado na Tabela 5. Em relação aos músculos distais da perna, a co-contracção dos músculos TA/GM, demonstram que estes músculos foram afetados pelo velocidade de caminhada ( $p<0,001$ ) diminuindo o valor da co-contracção com incremento da velocidade, e pela interação grupo\*velocidade ( $p=0,012$ ), aumentando o valor da co-contracção dos músculos TA/GM do momento pré para o pós-treino em ambos os grupos, como observado na Tabela 5.

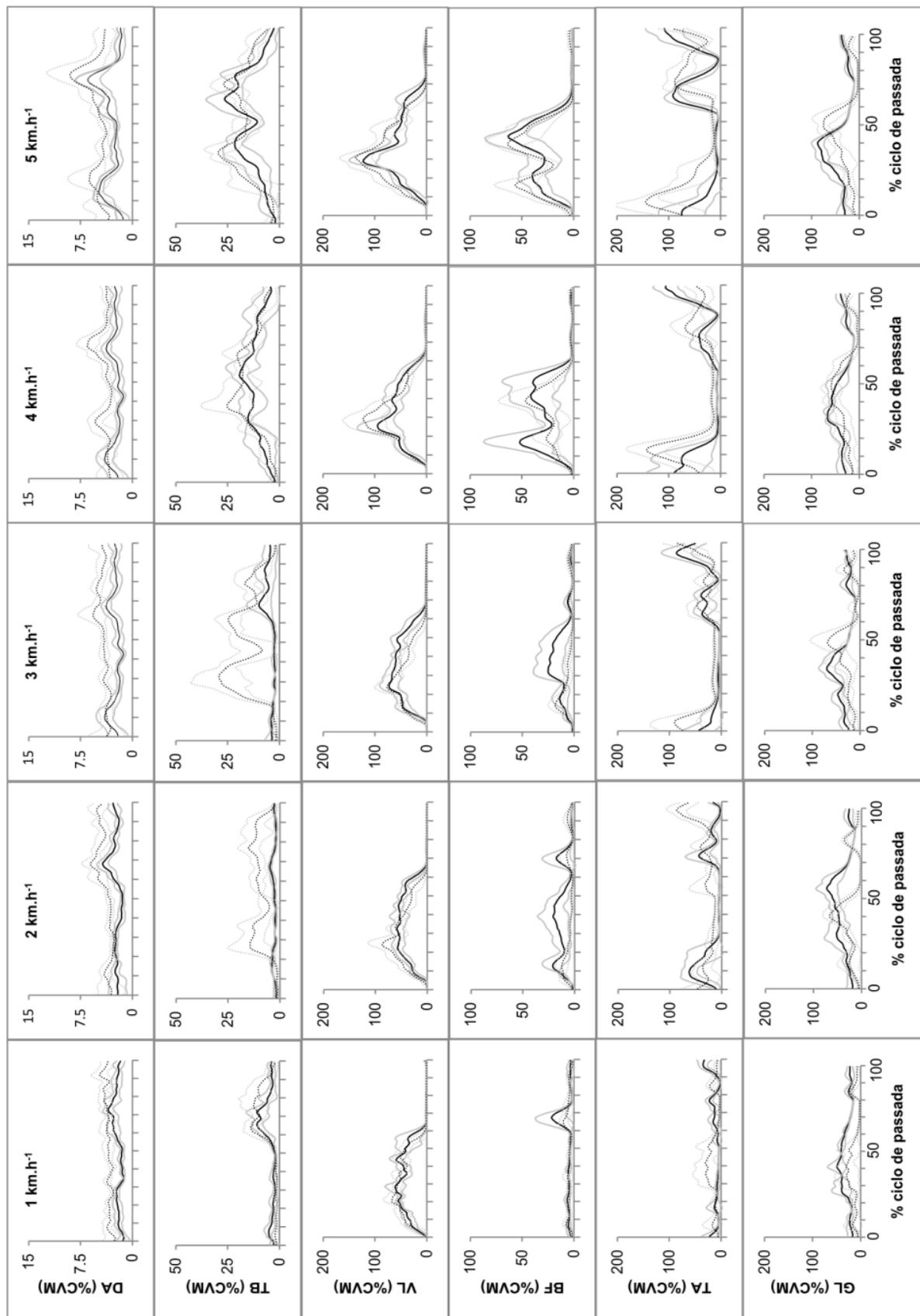
**Tabela 5:** Resultados Co-contracção dos músculos DA/TB, VL/BF e TA/GM nas diferentes velocidades de caminhada apresentados em média e EP. Valores em média Símbolos \* representam diferenças significativas no momento pré e pós-treino entre os grupos. Letras minúsculas diferentes representam diferenças significativas entre as velocidades. Símbolo € representa diferença significativa entre o momento pré e pós-treino de cada grupo.

Variável	Velocidade	CL Pré Média± EP	CL Pós Média± EP	NW Pré Média± EP	NW Pós Média± EP	Grupo	Tempo	Velocidade	Grupo* Tempo	Grupo* Velocidade	Tempo* Velocidade	Grupo* Tempo* Velocidade
<i>p</i>												
C-C DA/TB	1km.h <sup>-1</sup>	€52.01±7.21	49.33±5.20	€60.36±5.91	47.06±7.69	0,600	0,022	0,680	0,120	0,218	0,716	0,591
	2km.h <sup>-1</sup>	€56.28±6.53	50.45±5.31	€54.40±5.25	45.28±4.22							
	3km.h <sup>-1</sup>	€53.99±4.58	48.66±5.39	€54.96±5.78	34.77±6.19							
	4km.h <sup>-1</sup>	€48.81±5.06	51.07±4.89	€58.01±4.06	42.84±5.58							
	5km.h <sup>-1</sup>	€53.86±6.37	51.07±4.57	€54.92±4.70	37.39±3.66							
C-C VL/BF	1km.h <sup>-1</sup>	46.66±4.21	45.63±4.41	45.05±4.46	48.91±5.96	0,502	0,939	0,244	0,991	0,402	0,114	0,527
	2km.h <sup>-1</sup>	40.35±4.27	44.55±3.88	46.66±3.53	50.37±5.04							
	3km.h <sup>-1</sup>	42.36±4.76	45.34±4.53	47.17±2.78	47.06±3.93							
	4km.h <sup>-1</sup>	48.94±3.04	48.37±4.73	51.74±1.48	48.68±3.13							
	5km.h <sup>-1</sup>	50.11±2.68	45.94±3.98	49.55±2.83	46.19±3.65							
C-C TA/GM	1km.h <sup>-1</sup>	38.05±2.91 <sup>a*</sup>	45.00±4.26 <sup>a*</sup>	32.99±1.76 <sup>a*</sup>	39.81±2.63 <sup>a*</sup>	0,169	0,365	<0,001	0,880	0,012	0,649	0,436
	2km.h <sup>-1</sup>	36.55±4.11 <sup>a*</sup>	39.06±3.76 <sup>b*</sup>	30.72±1.57 <sup>a*</sup>	34.13±1.93 <sup>ab*</sup>							
	3km.h <sup>-1</sup>	33.90±4.32 <sup>a*</sup>	35.95±2.70 <sup>b*</sup>	30.68±1.44 <sup>a*</sup>	31.75±2.36 <sup>b*</sup>							
	4km.h <sup>-1</sup>	33.64±4.08 <sup>a*</sup>	34.07±2.69 <sup>b*</sup>	30.46±2.22 <sup>a*</sup>	31.42±2.06 <sup>b*</sup>							
	5km.h <sup>-1</sup>	30.99±4.16 <sup>b*</sup>	28.35±2.80 <sup>c*</sup>	27.48±2.11 <sup>b*</sup>	28.22±1.68 <sup>b*</sup>							

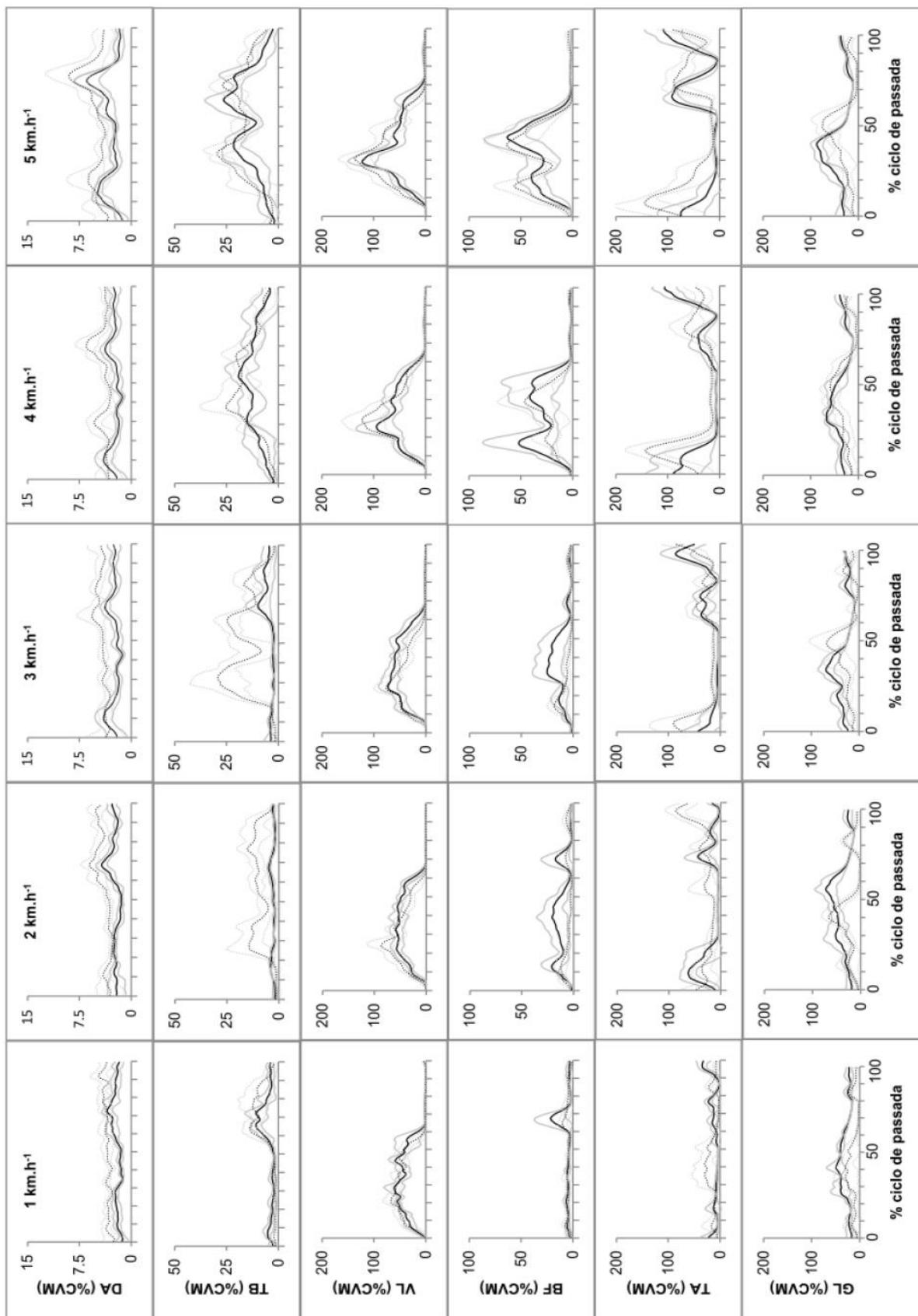
Nota: C-C DA/TB, C-C VL/BF e C-C TA/GM representa o resultado da co-contracção entre os músculos deltóides anterior/tríceps braquial, vasto lateral/bíceps femoral, e tibial anterior/gastrocnêmio medial, respectivamente.

Ainda, os resultados da amplitude média do sinal normalizada pelo percentual da passada nas diferentes velocidades do momento pré e pós comparando de um sujeito do grupo NW (Figura 5) e de um sujeito do grupo CL (Figura 6) pode ser observado a seguir.

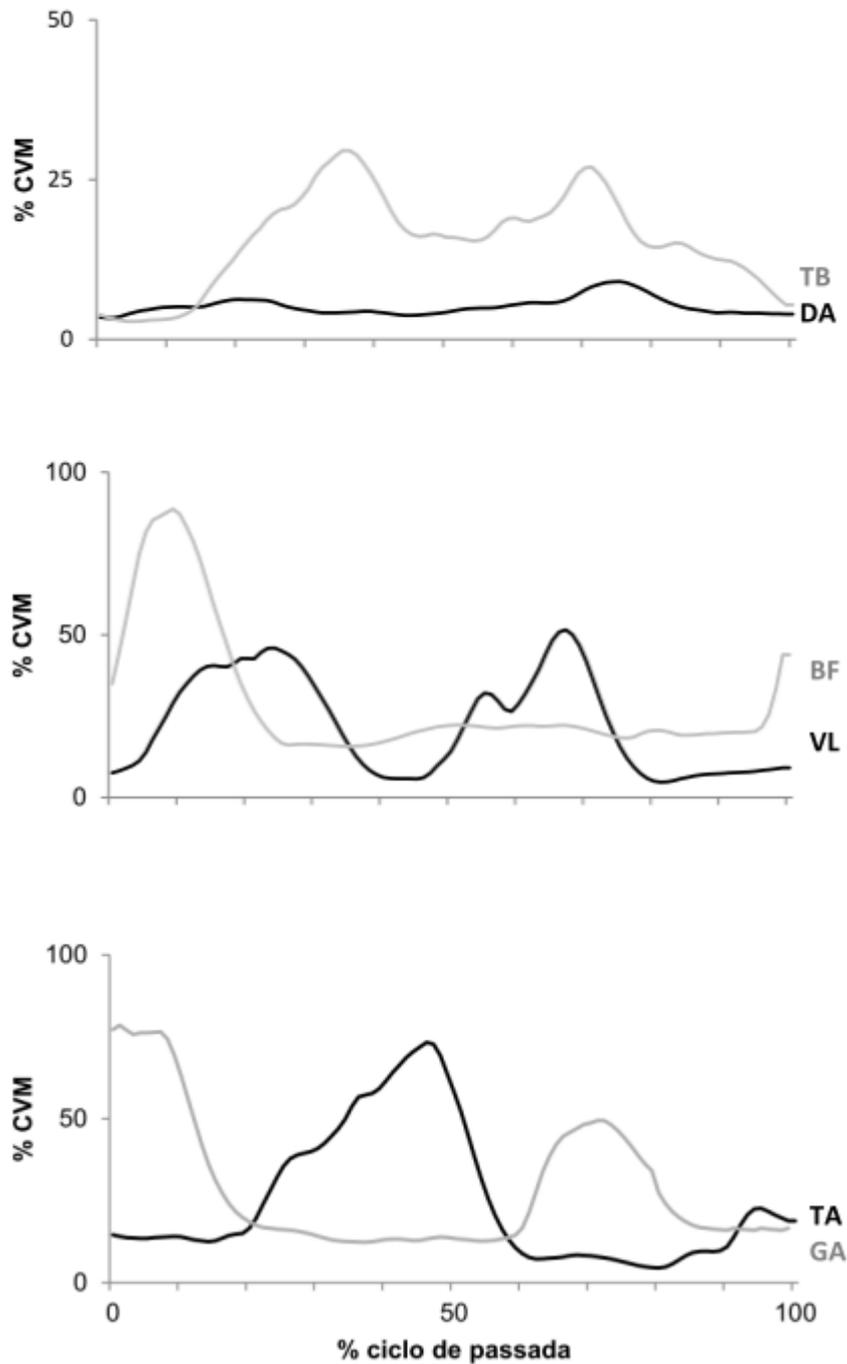
**Figura 5:** Exemplo do comportamento da amplitude média do sinal normalizada pelo percentual da passada ao longo das diferentes velocidades de um sujeito do grupo Caminhada Nórdica, no momento pré e pós treino (em linhas contínuas e pontilhadas, respectivamente). Dados apresentados em média (linhas pretas)  $\pm$  IDP (linhas cinzas).



**Figura 6:** Exemplo do comportamento da amplitude média do sinal normalizada pelo percentual da passada ao longo das diferentes velocidades de um sujeito do grupo Caminhada Livre, no momento pré e pós treino (em linhas contínuas e pontilhadas, respectivamente). Dados apresentados em média (linhas pretas)  $\pm$  IDP (linhas cinzas).



Igualmente, um exemplo de resultado dos exportados da rotina da co-contração pode ser observado na figura 7 a seguir.



**Figura 7:** Exemplo do comportamento dos músculos na análise da co-contracção. No caso, comportamento dos músculos de um sujeito do grupo NW no momento pós.

E também um resumo do comportamento das variáveis cardiorrespiratórias, dos parâmetros do mecanismo pendular e dos parâmetros eletromiográficos são apresentados na Tabela 6.

**Tabela 6:** Resumo do comportamento das variáveis analisadas nos diferentes fatores e nas interações.

Variável	Grupo	Tempo	Velocidade	Grupo* Tempo	Grupo* Velocidade	Tempo* Velocidade	Grupo* Tempo* Velocidade
<i>p</i>							
FC <sub>exercício</sub>	=	↓	↑	0,443	0,659	0,525	0,699
RPE	↑	↓	↑	0,280	<b>0,035</b>	<b>0,022</b>	<b>0,038</b>
W <sub>ext</sub>	↑	=	↑↓	<b>0,049</b>	0,950	0,259	0,721
W <sub>int</sub>	=	=	↑	0,383	0,421	0,385	0,579
W <sub>tot</sub>	=	=	↑	0,382	0,582	0,333	0,390
W <sub>int_Tronco</sub>	=	=	↓↑	0,329	0,301	0,547	<b>0,024</b>
W <sub>int_Pernas</sub>	=	=	↑	0,383	0,536	0,468	0,469
W <sub>int_Braços</sub>	=	=	↑	<b>0,032</b>	<b>0,023</b>	0,436	0,874
R (%)	=	=	↑	0,267	0,702	0,065	0,671
C	=	=	↓	0,261	0,536	0,029	0,256
Amp_Med DA	↓	↑	↑	0,746	<b>0,006</b>	0,266	<b>0,021</b>
Amp_Med TB	=	=	↑	0,948	0,498	0,193	0,083
Amp_Med VL	=	=	↑	0,352	0,427	0,619	0,330
Amp_Med BF	↓	=	↑	0,791	0,270	0,746	0,620
Amp_Med TA	=	=	↑	0,382	0,082	0,439	0,764
Amp_Med GM	=	=	↑	0,463	0,627	0,058	0,179
C-C DA/TB	=	↓	=	0,120	0,218	0,716	0,591
C-C VL/BF	=	=	=	0,991	0,402	0,114	0,527
C-C TA/GM	=	=	↓	0,880	<b>0,012</b>	0,649	0,436

Nota: a setas ↓ ou ↑ no fator grupo representa que essa variável foi menor ou maior, respectivamente no grupo NW quando comparado ao grupo CL.

## DISCUSSÃO

Para nosso conhecimento, este estudo é o primeiro em avaliar os efeitos do treinamento de caminhada com bastões e as adaptações nos parâmetros do mecanismo pendular e na ativação eletromiográfica em diferentes velocidades de caminhada de idosos sedentários. O nosso objetivo foi avaliar os benefícios do treinamento de caminhada nórdica no custo de transporte, no trabalho mecânico, na ativação eletromiográfica, e na sensação subjetiva do esforço de idosos sedentários através de um ensaio clínico randomizado. Contudo, também destacam-se outros achados interessantes, os quais podem contribuir ao avanço do estado da arte da caminhada nórdica para o tratamento, reabilitação e treinamento de idosos sedentários.

A hipótese principal do estudo foi rejeitada, o C diminuiu de forma semelhante entre o grupo NW e CL. Além disso, a redução na co-contração esperada após os treinamentos, baseada em estudo observacional anterior (MIAN, *et al.*, 2006) não mostrou nenhuma mudança ao nível de segmento coxa, e ao nível de musculatura de tornozelo, os níveis de co-contração, inclusive, aumentaram após o treinamento.

### **Alterações energéticas e mecânicas devido ao uso de bastões em idosos**

Houve alterações energéticas na frequência cardíaca durante os testes de caminhada em velocidade submáxima em esteira rolante ( $FC_{\text{exercício}}$ ) e no C nos dois grupos após as 8 semanas (Tabela 2). Interessante notar que em estudos observacionais (CHURCH; EARNEST; MORSS, 2002; FIGARD-FABRE, *et al.*, 2010; SCHIFFER *et al.*, 2006) estas variáveis apresentam valores maiores na situação de NW comparados à CL, mas essas diferenças não indicam alterações de longo prazo como apresentado aqui. No presente estudo, as cargas de treinamento foram controladas entre os grupos, de modo que se exercitassem em intensidades relativas aos domínios metabólicos específicos determinados no pré-teste (ver Quadro 1). Além disso, a sensação subjetiva do esforço (RPE) durante os testes submáximos de caminhada também diminuiu. A RPE é reconhecidamente semelhante ou menor na NW do que na CL embora o gasto energético seja maior (CHURCH; EARNEST; MORSS, 2002; HARTVIGSEN *et al.*, 2010; RODGERS; VANHEEST; SCHACHTER, 1995; PORCARI *et al.*, 1997; SCHIFFER *et al.*, 2011). Novamente, o treinamento planejado de NW provocou adaptações perceptivas ao exercício semelhantes ao treinamento de CL.

Os parâmetros do mecanismo pendular, mais precisamente ao trabalho necessário para elevar e acelerar o BCoM no ambiente ou  $W_{\text{ext}}$ , nossos resultados indicam que o  $W_{\text{ext}}$  foi

afetado pela velocidade ( $p < 0,001$ ), aumentando com o acréscimo da velocidade até atingir os  $3 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  e depois diminuindo até os  $5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  em ambos os grupos. Também foi modificado pela interação grupo\*tempo ( $p = 0,049$ ), apresentando um  $W_{\text{ext}}$  maior nas velocidades de caminhada de 2,3,4 e  $5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  no momento pós-treino do grupo NW, quando comparado ao grupo CL. Não houve diferença no fator grupo ( $p = 0,354$ ), no fator tempo ( $p = 0,837$ ). Deste modo, corrobora-se a hipótese em relação ao  $W_{\text{ext}}$ , devido a que esperava-se um  $W_{\text{ext}}$  aumentado no grupo NW decorrentes das adaptações à técnica da NW, na qual, são realizados comprimentos de passadas maiores, os quais incrementam o deslocamento vertical do centro de massa a cada passada, essas adaptações à técnica, foram mantidas ainda durante o teste de caminhada em esteira rolante sem bastões, destacando assim, também uma melhora nos parâmetros da caminhada dos idosos do grupo NW após oito semanas de treinamento. Estes achados concordam com os resultados encontrados em jovens (PELLEGRINI *et al.*, 2017), onde reportaram maior  $W_{\text{ext}}$  durante a NW quando comparada à CL, e os autores destacam que a maior oscilação dinâmica do BCoM e o balanço dos braços com os bastões, repercutem num trabalho mecânico (e custo de transporte) maior durante a NW que na CL, o benefício decorrente do aumento do  $W_{\text{ext}}$  e do comprimento de passada aumentado em idosos, é que o aumento da oscilação vertical do BCoM permite uma melhor reconversão do mecanismo pendular, e assim uma maior recuperação de energia através deste sistema, fazendo eles mais económicos (aliadas à FC menor no grupo NW e RPE). Ainda o aumento do comprimento de passada e a maior oscilação dos braços com os bastões permite afirmar que há um aumento da amplitude de movimento das pernas e braços dos idosos, e isto repercute diretamente nas suas atividades da vida diária, conforme relatado em outros estudos (TAKESHIMA *et al.*, 2013)

O trabalho necessário para elevar e acelerar os centros de massas segmentares em relação ao BCoM,  $W_{\text{int}}$ , neste foi apenas afetado pela velocidade de caminhada, sem modificações no fator grupo nem no fator tempo (Tabela 3), discordando do reportado no estudo de Pellegrini *et al.* (2017) em relação ao trabalho interno total. Contudo, quando analisamos separadamente o  $W_{\text{int}}$  do tronco, das pernas e dos braços (Tabela 3 e Figura 3) foi observado que o  $W_{\text{int\_Tronco}}$  foi afetado pela velocidade de caminhada diminuindo até os  $4 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  e depois aumentando novamente, e houve interação do grupo\*tempo\*velocidade. O  $W_{\text{int\_Pernas}}$  foi modificado apenas pela velocidade de caminhada, aumentando com incremento da velocidade em ambos os grupos e momentos. E o  $W_{\text{int\_Braços}}$  foi afetado pela velocidade de caminhada aumentando com acréscimo da velocidade e pela interação grupo\*tempo,

apresentando um  $W_{\text{int\_Braços}}$  maior no grupo NW no momento pós-treino quando comparado ao pós do grupo CL, e na interação grupo\*velocidade demonstrando uma diminuindo os valores do  $W_{\text{int\_Braços}}$  do momento pré para o pós no grupo CL e aumentando os valores do pré para o pós no grupo NW (Tabela 3, Figura 3), representado assim uma adaptação à técnica da NW na amplitude de movimento de grupo NW, e essas adaptações foram mantidas mesmo durante a realização do teste sem bastões em esteira rolante no momento pós-treinamento, corroborando mais uma vez o aumento da amplitude do movimento dos braços nos idosos. Acredita-se que essas adaptações sejam ainda maiores no teste da caminhada com bastões no corredor (dados ainda não publicados). Nossos dados do  $W_{\text{int\_Braços}}$  concordam com os reportados por Pellegrini et al. (2017), e os autores salientam que esse aumento no  $W_{\text{int\_Braços}}$  devido à fase de propulsão do bastão no solo e ao movimento aumentado dos braços durante a técnica da NW, provoca um aumento do  $W_{\text{tot}}$ , contudo, no presente estudo, o  $W_{\text{tot}}$  foi modificado apenas pela velocidade de caminhada e não pelo fator grupo.

Nossos resultados indicaram que mecanismo de reconversão de energia pendular ou Recovery ( $R$ ), aumentou apenas com a velocidade de caminhada indiferente do grupo e do tempo, confirmando os achados de Mian et al. (2006) e estendendo estes achados para idosos treinados aerobicamente. Embora o  $R$  não ter sido modificado, é interessante notar que o  $W_{\text{ext}}$  apresentou uma interação significativa tempo\*grupo com maiores alterações devido ao treino de NW do que CL, o que coincide com os ajustes agudos que acontecem com o uso de bastões (PELLEGRINI *et al.*, 2017). A caminhada com bastões aumentou o  $W_{\text{ext}}$  e o  $W_{\text{int,braços}}$  indicando uma alteração para uma caminhada com maior amplitude de movimento, embora o efeito metabólico seja mínimo devido à manutenção do  $W_{\text{tot}}$ . Em jovens o  $W_{\text{int,braços}}$  quando negligenciada a utilização dos bastões não é significante no  $W_{\text{int}}$  total de aquele reportado durante a caminhada sem bastões (PELLEGRINI *et al.*, 2017), mas nos idosos, foi demonstrado que as adaptações decorrentes do treino na amplitude do movimento dos braços foram sustentadas mesmo sendo avaliadas no teste sem bastões na esteira rolante.

Também, destacamos que o  $R$  aumentou e o  $C$  diminuiu com o acréscimo da velocidade (Tabela 3 e Figura 4). A VAS dos idosos aconteceu nas velocidades intermediárias de caminhada, e essa velocidade aumentou do momento pré para o pós-treinamento em ambos grupos (de 3,50 para 4,04 km h<sup>-1</sup> no grupo CL, e de 3,81 para 4,29 km h<sup>-1</sup> no grupo NW). Nossos resultados da VAS não foram afetados pelo fator grupo, discordando assim de Figueiredo et al. (2012) que relataram aumento na velocidade de caminhada dos idosos do grupo NW em relação ao grupo CL, contudo os idosos do estudo de

Figueiredo e colaboradores treinaram com volume de treino reduzido e a intensidade de treino não foi controlada, apenas era recomendado o ritmo confortável. Portanto, sabe-se que a NW em ritmo confortável é realizada em intensidade de exercício e velocidade de progressão maior do que a CL (CHURCH; EARNEST; MORSS, 2002; HARTVIGSEN et al., 2010; RODGERS; VANHEEST; SCHACHTER, 1995; PORCARI et al., 1997; SCHIFFER et al., 2011). Embora não existam mudanças substanciais na mecânica de caminhada dos idosos com os treinamentos de NW e CL, é interessante notar que a VAS aumentou nos dois grupos. Este achado indica que a velocidade comumente usada nas atividades do dia-a-dia aumentou e, ao mesmo tempo, é realizada com uma economia de caminhada com o mecanismo pendular melhorado, pois os incrementos de VAS's encontradas aqui estão na região ascendente da curva de R em função da velocidade de caminhada (ver as setas verticais da Figura 4).

### **Efeitos do treinamento de caminhada nórdica nos parâmetros neuromusculares de idosos**

As adaptações neuromusculares dos idosos em respostas ao treinamento de NW e CL demonstram que um programa sistematizado de treinamento de caminhada (com e sem bastões) promove adaptações neuromusculares em idosos, retardando, portanto, os prejuízos do processo de envelhecimento.

Houve um aumento da amplitude média do sinal EMG do músculo DA com o incremento da velocidade para ambos os grupos, tendo relação com o  $W_{int}$  que também incrementou com a velocidade. E embora o TB apresentasse uma manutenção da ativação para todos os fatores e interações, a co-contração entre DA/TB foi menor após o treinamento. A redução dos níveis de co-contração pode significar uma coordenação intrasegmentar e um melhor controle motor nestes idosos.

De forma geral, nossos resultados de ativação muscular dos membros inferiores apresentaram uma manutenção nos fatores grupo, tempo e grupo\*tempo, e tal variável foi modificada com o incremento da velocidade para os músculos: DA, VL, BF, TA, e GM, o que era esperado de acordo com a literatura (CAPPELLINI *et al.*, 2006). O aumento da amplitude da atividade muscular de dois músculos extensores do joelho (BF e VL) permite concluir que um dos efeitos do treinamento, independente do uso de bastões, foi a aquisição de um melhor controle motor na fase de balanço final da marcha ( VAN EIJKEREN, *et al.*, 2008; DEN OTTER, *et al.*, 2004; SUGIYAMA *et al.*, 2013).

Sabe-se que a ativação muscular durante a locomoção decorre de mecanismos envolvidos com a geração de padrões centrais e feedback sensorial, e que certamente em idosos é prejudicada pelos efeitos deletérios do envelhecimento. Estes fatores associados ao sedentarismo podem resultar em respostas musculares mais baixas durante a marcha. Por outro lado, uma maior ativação eletromiográfica durante a caminhada, pode indicar uma maior instabilidade devido aos déficits do controle motor, principalmente em idosos sedentários (IVANENKO; POPPELE; LACQUANITI, 2006). De fato, isso foi encontrado no estudo de Mian et al. (2007) onde a co-ativação de músculos de membros inferiores foram correlacionados com o custo metabólico e apresentaram valores maiores em idosos quando comparados com jovens. No presente estudo o método de análise foi mais específico baseado na amplitude do sinal eletromiográfico e não apenas no tempo de ativação. Nosso estudo demonstra que na musculatura da região da coxa, os modelos de treinamentos aeróbico aplicados aqui não diminuíram os níveis de co-contração e inclusive ao nível de tornozelo, aumentaram após as 8 semanas em ambos os grupos. Este achado demonstra que os ganhos de economia metabólica e mobilidade (VAS) não parecem estar relacionadas à tarefa piorada em idosos, de estabilizar as articulações de membros inferiores. Embora secundário, é interessante ressaltar que a co-contração de membros superiores diminuiu com ambos os treinamentos. Estas adaptações podem explicar em parte a melhora do C, com implicações prováveis no controle postural de tronco e dissociação de cinturas escapular e pélvica.

Estes achados aliados à característica de cuidadoso controle de carga de treinamento (volume e intensidade) realizado no presente estudo, indicam que as adaptações metabólicas centrais parecem ter um papel determinante nas adaptações encontradas aqui. Ainda confirma que a NW é um método de treinamento capaz de promover adaptações locomotoras advindas de treinamento físico em idosos, indicando que, quando são bem controlados o volume e intensidade do treino, a relação dose-resposta é satisfatória e contribuindo assim com a proposta de um modelo diferente de treinamento para idosos conforme ressaltava esta necessidade anteriormente Mian et al. (2007a). Talvez alguma adaptação específica pudesse ser encontrada em relação à resistência muscular de membros superiores, mas não foi avaliado no presente estudo. No futuro, um teste de aptidão de membros superiores ou um teste de esforço com braço-ergômetro poderia testar esta suposição.

## **CONCLUSÃO**

Após a análise dos resultados, podemos concluir que ambos treinamentos de caminhada nórdica e camininhada livre trazem benefícios na locomoção de idosos

sedentários. Esta atividade física proporciona adaptações centrais com melhora significativa na mobilidade funcional de idosos. Deste modo, idosos após treinamento de resistência com e sem bastões aumentam a velocidade de locomoção nas atividades diárias e com menor custo metabólico devido às adaptações centrais e melhora do mecanismo pendular devido à maior proximidade da velocidade ótima de caminhada. Ainda concluímos que há adaptações importantes na ativação muscular decorrentes do treinamento de NW em idosos indicando uma redução dos níveis de co-contracção de membros superiores, à qual repercute diretamente na melhora da aptidão física, na independência funcional dos idosos. Além disso, recomendamos à NW como uma atividade física segura e efetiva para esta população.

### **LIMITAÇÕES DO ESTUDO**

Por questões de segurança dos idosos, não foi possível coletar a caminhada com bastões na esteira rolante no momento pré e pós-treinamento, e portanto, acreditamos que algumas adaptações específicas apresentariam melhores resultados se os testes fossem realizados com bastões na esteira rolante. Não obstante, a escolha por testes sem bastões testou os idosos em situações mais próximas do dia-a-dia deles, com maior validade ecológica do ponto-de-vista de saúde.

### **AGRADECIMENTOS**

Agradecemos à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES/Brasil pela assistência financeira para realização deste estudo. Também somos muito gratos com os grupos de pesquisa LOCOMOTION da Universidade Federal de Rio Grande do Sul/Brasil pelas contribuições e discussões. E do mesmo modo, somos muito agradecidos com nossos alunos do programa de Pesquisa e Extensão da Caminhada Nórdica para Idosos desta universidade.

## 5. CONCLUSÕES GERAIS DA TESE

Durante o desenvolvimento desta tese foi possível observar diferentes benefícios que os treinamentos periodizados de Caminhada Nórdica e Caminhada Livre proporcionam à população de idosos sedentários, e a seguir apresentaremos as conclusões da presente tese:

i) ambas as intervenções de caminhada nórdica (*NW*) e caminhada livre (*CL*), quando controlados volume e intensidade, promovem melhorias nos componentes da aptidão funcional dos idosos sedentários. As diferenças entre as intervenções ocorrem apenas nos componentes que receberam mais estímulos impostos pela técnica do manuseio dos bastões, especialmente nos membros superiores;

ii) faltam estudos de ECRs que avaliam o efeito de um programa de treinamento sistematizado sobre os componentes da aptidão funcional de idosos sedentários saudáveis;

iii) ambas intervenções apresentaram melhoras na qualidade de vida (*QV*) dos idosos, além disso, contudo houve melhoras mais significativas nos domínios ‘meio ambiente’ e ‘relações sociais’ do questionário de *QV* para o grupo *NW*;

iv) ambas intervenções obtiveram melhoras no equilíbrio estático e na variabilidade dinâmica dos idosos sedentários;

v) a *VAS* melhorou do momento pré treino para o pós treino em ambos os grupos (no pré treino de 3,50 km h<sup>-1</sup> para o pós treino de 4,00 km h<sup>-1</sup> e de 4,00 km h<sup>-1</sup> para 4,29 km h<sup>-1</sup> nos grupos *CL* e *NW*, respectivamente), e este achado representa uma melhora na aptidão física e funcional dos idosos;

vi) o *IRL* aumentou com o tempo para ambos os grupos (no pré treino de 68,08% para 77,85%; e de 76,73% para 82,26% no pós treino nos grupos *CL* e *NW*, respectivamente);

vii) as adaptações nos parâmetros do mecanismo pendular foram iguais para ambos os grupos e ainda, salientamos que há adaptações importantes na ativação muscular decorrentes do treinamento de *NW* em idosos indicando uma redução dos níveis de co-contração de membros superiores, à qual repercute diretamente na economia neuromuscular, na melhora da aptidão física e na independência funcional dos idosos;

viii) desde o ponto de vista integrativo, essa melhora na *VAS*<sub>esteira</sub> aliada à utilização do *IRL*, junto com a preferência dos idosos relatada na literatura, permite concluir que o treinamento de *NW* tem relevância clínica e é recomendado como meio de melhora do condicionamento físico e como método de reabilitação de idosos sedentários.

ix) Ainda são necessários mais estudos de ensaios clínicos randomizados para avaliar detalhadamente os benefícios de longo prazo do treinamento de NW no mecanismo pendular, nos parâmetros eletromiográficos e cardiorrespiratórios de idosos sedentários.

Após a análise dos resultados, podemos concluir que o treinamento de caminhada nórdica é recomendado para idosos sedentários da mesma forma que o treinamento de caminhada livre. Ainda, afirmamos que quando são bem controlados o volume e a intensidade do treinamento, as adaptações decorrentes desta atividade física repercutem diretamente na economia neuromuscular, na melhora da aptidão física, na independência funcional, e salientamos que a NW é uma atividade segura, efetiva e de preferência dos idosos.

## 6. CONSIDERAÇÕES FINAIS DA TESE

Para finalizar este trabalho, cabe destacar algumas questões importantes relacionadas à presente tese. Inicialmente, cabe salientar que este estudo teve a limitação de não ser possível realizar alguns testes de caminhada com bastões na esteira rolante no momento pré e pós-treinamento, e portanto, acreditamos que algumas adaptações específicas apresentariam melhores resultados se os testes fossem realizados com bastões na esteira rolante. Uma razão da realização dos testes de caminhada sem bastões foi a garantia da segurança dos idosos. Além disso, a razão principal pela escolha dos testes sem bastões foi para testar os indivíduos em situações mais próximas das atividades do dia-a-dia deles.

Os idosos que participaram do treinamento (grupo CL e NW) após a conclusão do estudo se inscreveram no projeto de extensão de caminhada nórdica para idosos (e continuam treinando até a atualidade junto com outros idosos que se inscreveram posteriormente ao programa) da Universidade. Demonstrando assim a aderência ao treinamento e indiretamente reconhecendo as melhoras na qualidade de vida e na condicionamento físico destes idosos.

Ainda, dentre as perspectivas de futuros estudos salientamos a necessidade de mais estudos com base experimental (tais como ECRs) com estrutura e controle metodológicos tais como o da presente tese, capazes de nortear à comunidade científica e profissionais da educação física, treinamento e reabilitação de idosos acerca da periodização, do volume e intensidade necessários para otimizar adaptações advindas do treinamento de NW, visando à melhora do condicionamento físico e/ou reabilitação de idosos sedentários saudáveis e idosos com diferentes distúrbios associados (como: DPOC, claudicação intermitente, doenças cardíacas, fragilidade entre outros).

## 7. REFERÊNCIAS DA TESE

ABE, D.; MURAKI, S.; YASUKOUCHI, A. Ergonomic effects of load carriage on the upper and lower back on metabolic energy cost of walking. **Applied ergonomics**, maio. 2008. v. 39, n. 3, p. 392–8.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE *et al.* American college of sports medicine position stand. exercise and physical activity for older adults. **Medicine and science in sports and exercise**, jul. 2009. v. 41, n. 7, p. 1510–30.

ANDERS C *et al.* Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. **J electromyogr kinesiol**, 2007. v. 17, n. 2, p. 245–252.

ATCHISON, S. B. **The effects of hiking pole use on physiological variables and rate of perceived exertion while hiking uphill.** [S.l.]: California Polytechnic State University, San Luis Obispo, 2010.

BAATILE, J. *et al.* Effect of exercise on perceived quality of life of individuals with parkinson's disease. **Journal of rehabilitation research and development**, 2000. v. 37, n. October, p. 529–534.

BASMAJIAN, J. V.; LUCA, C. J. DE. **Muscles alive: their functions revealed by electromyography.** 5a ed. Wil ed. [S.l.]: [s.n.], 1985.

BEAUCHET, O. *et al.* Gait variability among healthy adults: low and high stride-to-stride variability are both a reflection of gait stability. **Gerontology**, 2009. v. 55, n. 6, p. 702–6.

BENAVENT-CABALLER, V. *et al.* Physical factors underlying the timed “up and go” test in older adults. **Geriatric nursing**, mar. 2016. v. 37, n. 2, p. 122–127.

BITTAR, R. *et al.* Síndrome do desequilíbrio do idoso. **Pró-fono**, 2002.

BOHANNON, R. W.; WILLIAMS ANDREWS, A. Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. **Physiotherapy**, set. 2011. v. 97, n. 3, p. 182–9.

BORG, G. A. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine and science in sports and exercise**, 1982. v. 14, n. 5, p. 377–81.

BREYER, M.-K. *et al.* Nordic walking improves daily physical activities in copd: a randomised controlled trial. **Respiratory research**, 2010. v. 11, p. 112.

BRUCE, R. A.; KUSUMI, F.; HOSMER, D. Maximal oxygen intake and nomographic assessment of functional aerobic impairment in cardiovascular disease. **American heart journal**, abr. 1973. v. 85, n. 4, p. 546–62.

BUCHANAN, J. J.; HORAK, F. B. Voluntary control of postural equilibrium patterns. **Behavioural brain research**, 14 ago. 2003. v. 143, n. 2, p. 121–140.

BUSCH, A. J. *et al.* Exercise therapy for fibromyalgia. **Current pain and headache reports**,

2011. v. 15, n. 5, p. 358–367.

CAMARA, F. M. *et al.* Capacidade funcional do idoso: forma de avaliação e tendências. **Acta fisiatrica**, 2008. v. 15, n. 4, p. 249–56.

CAPPELLINI, G. *et al.* Motor patterns in human walking and running. **Journal of neurophysiology**, jun. 2006. v. 95, n. 6, p. 3426–37.

CARLA HELRIGLE, A. *et al.* Efeitos de diferentes modalidades de treinamento físico e do hábito de caminhar sobre o equilíbrio funcional de idosos effects of different methods of physical training and the habit of walking on functional balance of elderly. 2013. v. 26, n. 2, p. 321–7.

CARRIER, D. R.; ANDERS, C.; SCHILLING, N. The musculoskeletal system of humans is not tuned to maximize the economy of locomotion. **Proceedings of the national academy of sciences**, 2011. v. 108, n. 46, p. 18631–18636.

CARROLL, S. J. **The energy cost of nordic walking**. [S.l.]: Southern Illinois University, Carbondale, 2010., 2010.

CAVAGNA, G. A.; KANEKO, M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. **Journal of physiology**, jun. 1977. v. 268, n. 3, p. 467–481.

CAVAGNA, G. A.; THYS, H.; ZAMBONI, A. The sources of external work in level walking and running. **The journal of physiology**, nov. 1976. v. 262, n. 3, p. 639–57.

CHUNG, M.-J.; WANG, M.-J. J. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. **Gait & posture**, jan. 2010. v. 31, n. 1, p. 131–135.

CHURCH, T. S.; EARNEST, C. P.; MORSS, G. M. Field testing of physiological responses associated with nordic walking. **Research quarterly for exercise and sport**, set. 2002. v. 73, n. 3, p. 296–300.

COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. 2 ed. Laur ed. New York: [s.n.], 1988.

COLLINS, E. G. *et al.* Cardiovascular training effect associated with polestriding exercise in patients with peripheral arterial disease. **The journal of cardiovascular nursing**, 2005. v. 20, n. 3, p. 177–85.

DANION, F. *et al.* Stride variability in human gait: the effect of stride frequency and stride length. **Gait & posture**, ago. 2003. v. 18, n. 1, p. 69–77.

DEAN, J. C.; KUO, A. D.; ALEXANDER, N. B. Age-related changes in maximal hip strength and movement speed. **The journals of gerontology. series a, biological sciences**

**and medical sciences**, mar. 2004. v. 59, n. 3, p. 286–92.

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

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

DZIUBA, A. K. *et al.* Biomechanical parameters in lower limbs during natural walking and nordic walking at different speeds. **Acta of bioengineering and biomechanics / wroclaw university of technology**, 2015. v. 17, n. 1, p. 95–101.

EIJKEREN, F. J. M. VAN *et al.* Nordic walking improves mobility in parkinson's disease. **Movement disorders**, 2008. v. 23, n. 15, p. 2239–2243.

ELBAR, O. *et al.* A water-based training program that includes perturbation exercises improves speed of voluntary stepping in older adults: a randomized controlled cross-over trial. **Archives of gerontology and geriatrics**, 2013. v. 56, n. 1, p. 134–140.

FIGARD-FABRE, H. *et al.* Physiological and perceptual responses to nordic walking in obese middle-aged women in comparison with the normal walk. **European journal of applied physiology**, 2010. v. 108, n. 6, p. 1141–1151.

FIGARD-FABRE, H. *et al.* Efficacy of nordic walking in obesity management. **International journal of sports medicine**, jun. 2011. v. 32, n. 6, p. 407–14.

FIGUEIREDO, P. *et al.* Ventilatory determinants of self-selected walking speed in chronic heart failure. **Medicine and science in sports and exercise**, mar. 2013. v. 45, n. 3, p. 415–419.

FIGUEIREDO, S. *et al.* Nordic walking for geriatric rehabilitation: a randomized pilot trial. **Disability and rehabilitation**, 2012. v. 35, n. July 2012, p. 1–8.

\_\_\_\_\_ *et al.* Nordic walking for geriatric rehabilitation: a randomized pilot trial. **Disability and rehabilitation**, jun. 2013. v. 35, n. 12, p. 968–75.

FOISSAC, M.; MILLET, G. Y. Effects of hiking pole inertia on energy and muscular costs during uphill walking. 2008. n. January 2016, p. 0–10.

FRITZ, B. *et al.* The influence of nordic walking training on sit-to-stand transfer in parkinson patients. **Gait and posture**, 2011. v. 34, n. 2, p. 234–238.

FRITZ, T. *et al.* Effects of nordic walking on health-related quality of life in overweight individuals with type 2 diabetes mellitus, impaired or normal glucose tolerance. **Diabetic medicine : a journal of the british diabetic association**, nov. 2011. v. 28, n. 11, p. 1362–72.

FRONTERA, W. R. *et al.* Skeletal muscle fiber quality in older men and women. **American**

**journal of physiology. cell physiology**, set. 2000. v. 279, n. 3, p. C611-8.

GARBER, C. E. *et al.* American college of sports medicine position stand. quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. **Medicine and science in sports and exercise**, jul. 2011. v. 43, n. 7, p. 1334–59.

GARDNER, M. M.; ROBERTSON, M. C.; CAMPBELL, A. J. Exercise in preventing falls and fall related injuries in older people: a review of randomised controlled trials. **British journal of sports medicine**, fev. 2000. v. 34, n. 1, p. 7–17.

GILL, D. L. *et al.* **Physical activity and quality of life. Journal of preventive medicine and public health.**

GOLBIDI, S.; LAHER, I. Exercise and the cardiovascular system. **Cardiology research and practice**, 2012. v. 2012, p. 210852.

GOMEÑUKA, N. A. *et al.* Adaptations to changing speed, load, and gradient in human walking: cost of transport, optimal speed, and pendulum. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, jun. 2014. v. 24, n. 3, p. e165-73.

GOMEÑUKA, N. A. *et al.* The pendular mechanism does not determine the optimal speed of loaded walking on gradients. **Human movement science**, 2016. v. 47, p. 175–185.

GRAM, B. *et al.* Effects of nordic walking and exercise in type 2 diabetes mellitus: a randomized controlled trial. **Clinical journal of sport medicine : official journal of the canadian academy of sport medicine**, set. 2010. v. 20, n. 5, p. 355–61.

GRANACHER, U.; MUEHLBAUER, T.; GRUBER, M. A qualitative review of balance and strength performance in healthy older adults: impact for testing and training. **Journal of aging research**, 2012. v. 2012, p. 708905.

HAGEN, M.; HENNIG, E. M.; STIELDORF, P. Ground reaction forces, rearfoot motion and wrist acceleration in nordic walking. [S.l.]: [s.n.], 2007. V. 1.

HAGNER-DERENGOWSKA, M. *et al.* Effects of nordic walking and pilates exercise programs on blood glucose and lipid profile in overweight and obese postmenopausal women in an experimental, nonrandomized, open-label, prospective controlled trial. **Menopause (new york, n.y.)**, nov. 2015. v. 22, n. 11, p. 1215–23.

HAGNER, W. *et al.* Changes in level of vo<sub>2</sub>max, blood lipids, and waist circumference in the response to moderate endurance training as a function of ovarian aging. **Menopause (new york, n.y.)**, 2009. v. 16, n. 5, p. 1009–13.

HANSEN, E. A.; SMITH, G. Energy expenditure and comfort during nordic walking with

- different pole lengths. **Journal of strength and conditioning research**, 2009. v. 23, n. 4, p. 1187–1194.
- HARDY, S. E. *et al.* Improvement in usual gait speed predicts better survival in older adults. **Journal of the american geriatrics society**, nov. 2007. v. 55, n. 11, p. 1727–1734.
- HARTVIGSEN, J. *et al.* Supervised and non-supervised nordic walking in the treatment of chronic low back pain: a single blind randomized clinical trial. **Bmc musculoskeletal disorders**, 2010. v. 11, p. 1–9.
- HARTVIGSEN, J. *et al.* Supervised and non-supervised nordic walking in the treatment of chronic low back pain: a single blind randomized clinical trial. **Bmc musculoskeletal disorders**, 2010. v. 11, p. 30.
- HASKELL, W. L. *et al.* Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the american college of sports medicine and the american heart association. **Circulation**, ago. 2007. v. 116, n. 9, p. 1081–93.
- HAUSDORFF, J. Gait variability: methods, modeling and meaning. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, 2005. v. 2, n. 1, p. 19.
- HOBEIKA, C. P. Equilibrium and balance in the elderly. **Ear, nose, & throat journal**, ago. 1999. v. 78, n. 8, p. 558–62, 565–6.
- HOMMA, D.; JIGAMI, H.; SATO, N. Effects of nordic walking on pelvis motion and muscle activities around the hip joints of adults with hip osteoarthritis. **Journal of physical therapy science**, abr. 2016. v. 28, n. 4, p. 1213–8.
- HORTOBÁGYI, T. *et al.* Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. **Gait & posture**, jun. 2009. v. 29, n. 4, p. 558–64.
- HOYT, D. F.; TAYLOR, C. R. Gait and the energetics of locomotion in horses. **Nature**, 16 jul. 1981. v. 292, n. 5820, p. 239–240.
- IBGE. Instituto brasileiro de geografia e estatística. **Indicadores sociais municipais, censo 2009**, [S.l.], 2009. . Acesso em: 21 jan. 2013.
- IVANENKO, Y. P.; POPPELE, R. E.; LACQUANITI, F. Motor control programs and walking. **The neuroscientist : a review journal bringing neurobiology, neurology and psychiatry**, ago. 2006. v. 12, n. 4, p. 339–48.
- JOLLENBECK, T.; LEYSER, D.; GRUNENBER, C. Nordic walking a field study of biomechanical loading of the lower extremities. [S.l.]: [s.n.], 2006.
- KALLINEN, M.; MARKKU, A. Aging, physical activity and sports injuries. an overview of common sports injuries in the elderly. **Sports medicine (auckland, n.z.)**, jul. 1995. v. 20, n.

1, p. 41–52.

KATSURA, Y. *et al.* Effects of aquatic exercise training using water-resistance equipment in elderly. **European journal of applied physiology**, mar. 2010. v. 108, n. 5, p. 957–64.

KAWAMOTO, R. *et al.* Changes in oxidized low-density lipoprotein cholesterol are associated with changes in handgrip strength in japanese community-dwelling persons.

**Endocrine**, abr. 2015. v. 48, n. 3, p. 871–7.

KEAST, M.-L. *et al.* Randomized trial of nordic walking in patients with moderate to severe heart failure. **Canadian journal of cardiology**, 2013. v. 29, n. 11, p. 1470–1476.

KIMURA, M. *et al.* Constructing an index of physical fitness age for japanese elderly based on 7-year longitudinal data: sex differences in estimated physical fitness age. **Age (dordrecht, netherlands)**, fev. 2012. v. 34, n. 1, p. 203–14.

KLASS, M.; BAUDRY, S.; DUCHATEAU, J. Voluntary activation during maximal contraction with advancing age: a brief review. **European journal of applied physiology**, jul. 2007. v. 100, n. 5, p. 543–51.

KLEINDIENST, F. I. *et al.* [Comparison of kinematic and kinetic parameters between the locomotion patterns in nordic walking, walking and running]. **Sportverletzung sportschaden : organ der gesellschaft für orthopädisch-traumatologische sportmedizin**, mar. 2006. v. 20, n. 1, p. 25–30.

KLEINER, A. F. R. *et al.* O papel dos sistemas visual, vestibular, somatosensorial e auditivo para o controle postural. **Revista neurociencias**, 2011. v. 19, n. 2, p. 349–357.

KNIGHT, C. A; CALDWELL, G. E. Muscular and metabolic costs of uphill backpacking: are hiking poles beneficial? **Medicine and science in sports and exercise**, 2000. v. 32, n. 12, p. 2093–2101.

KOCUR, P. *et al.* Effects of nordic walking training on exercise capacity and fitness in men participating in early, short-term inpatient cardiac rehabilitation after an acute coronary syndrome -- a controlled trial. **Clinical rehabilitation**, 2009. v. 23, n. 11, p. 995–1004.

\_\_\_\_\_ *et al.* Does nordic walking improves the postural control and gait parameters of women between the age 65 and 74: a randomized trial. **Journal of physical therapy science**, 2015. v. 27, n. 12, p. 3733–7.

\_\_\_\_\_; WILK, M. Nordic walking - nowa forma ćwiczeń w rehabilitacji. **Rehabilitacja medyczna**, 2006. v. 10, n. 2, p. 9–14.

KOCUR, P.; WILK, M. Nordic walking - new form of exercise in rehabilitation.

**Rehabilitacja medyczna**, 2006. v. 10, n. 2, p. 9–14.

- LAMOUREUX, E. *et al.* The effects of improved strength on obstacle negotiation in community-living older adults. **Gait & posture**, 2003. v. 17, n. 3, p. 273–283.
- LANGBEIN, W. E. *et al.* Increasing exercise tolerance of persons limited by claudication pain using polestriding. **Journal of vascular surgery**, 2002. v. 35, n. 5, p. 887–893.
- LAUKKANEN, R. *et al.* Review : scientific evidence on nordic walking 1 . studies related to health. 2007.
- LAUREANO, M. L. M. *et al.* Relationship between functional fitness, medication costs and mood in elderly people. **Revista da associação médica brasileira**, jun. 2014. v. 60, n. 3, p. 200–207.
- LEE, D.; KO, T.; CHO, Y. Effects on static and dynamic balance of task-oriented training for patients in water or on land. **Journal of physical therapy science**, 2010. v. 23, n. 3, p. 331–336.
- LEE, H. S.; PARK, J. H. Effects of nordic walking on physical functions and depression in frail people aged 70 years and above. **Journal of physical therapy science**, ago. 2015. v. 27, n. 8, p. 2453–6.
- LEJCZAK, A. *et al.* Nordic walking may safely increase the intensity of exercise training in healthy subjects and in patients with chronic heart failure. **Advances in clinical and experimental medicine**, 2016. v. 25, n. 1, p. 145–149.
- LOWE, D. A. *et al.* Electron paramagnetic resonance reveals age-related myosin structural changes in rat skeletal muscle fibers. **American journal of physiology. cell physiology**, mar. 2001. v. 280, n. 3, p. C540-7.
- MAKI, B. E. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? **Journal of the american geriatrics society**, mar. 1997. v. 45, n. 3, p. 313–320.
- MANNERKORPI, K. *et al.* Does moderate-to-high intensity nordic walking improve functional capacity and pain in fibromyalgia? a prospective randomized controlled trial. **Arthritis research & therapy**, 2010. v. 12, n. 5, p. R189.
- MARGARIA, R. Sulla fisiologia e specialmente sul consumo energetico della marcia e della corsa a varia velocità ed inclinazione del terreno. **Att. acc. naz. lincei** ., 1938. v. 7, p. 299–368.
- MARTÍNEZ, A. E. **Análisis biomecánico de la marcha nórdica: efectos de la experiencia y de la velocidad de práctica sobre el patrón de presión plantar, las fuerzas de reacción del suelo y los niveles de impacto**. [S.l.]: Universidad de Valencia, 2012.
- MIAN, O. S. *et al.* Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young

- and older men. **Acta physiologica (oxford, england)**, fev. 2006. v. 186, n. 2, p. 127–39.
- MIAN, O. S. *et al.* The impact of physical training on locomotor function in older people. **Sports medicine (auckland, n.z.)**, 2007. v. 37, n. 8, p. 683–701.
- MIAN, O. S. *et al.* Gastrocnemius muscle?tendon behaviour during walking in young and older adults. **Acta physiologica**, jan. 2007. v. 189, n. 1.
- MIKALACKI, M.; COKORILO, N.; KATIĆ, R. Effect of nordic walking on functional ability and blood pressure in elderly women. **Collegium antropologicum**, set. 2011. v. 35, n. 3, p. 889–94.
- MILANOVIĆ, Z. *et al.* Age-related decrease in physical activity and functional fitness among elderly men and women. **Clinical interventions in aging**, 2013. v. 8, p. 549–56.
- 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**, set. 1992. v. 170, p. 19–34.
- MOHER, D. *et al.* The consort statement: revised recommendations for improving the quality of reports of parallel-group randomized trials 2001. **Explore (new york, n.y.)**, jan. 2005. v. 1, n. 1, p. 40–5.
- \_\_\_\_\_ *et al.* Reprint--preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the prisma statement. **Physical therapy**, set. 2009. v. 89, n. 9, p. 873–80.
- MONTEIRO, E. P. *et al.* Effects of nordic walking training on functional parameters in parkinson's disease: a randomized controlled clinical trial. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, 2016. p. n/a-n/a.
- MORSE, C. I. *et al.* In vivo physiological cross-sectional area and specific force are reduced in the gastrocnemius of elderly men. **Journal of applied physiology (bethesda, md. : 1985)**, set. 2005. v. 99, n. 3, p. 1050–5.
- NAGANO, H. *et al.* Ageing and limb dominance effects on foot-ground clearance during treadmill and overground walking. **Clinical biomechanics (bristol, avon)**, nov. 2011. v. 26, n. 9, p. 962–8.
- NARICI, M. V. *et al.* Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, 1989. v. 59, n. 4, p. 310–9.
- NELSON, M. E. *et al.* Physical activity and public health in older adults: recommendation from the american college of sports medicine and the american heart association. **Medicine and science in sports and exercise**, ago. 2007. v. 39, n. 8, p. 1435–45.

- NEPTUNE RR, KAUTZ SA, Z. F. Comments on &quot;propulsive adaptation to changing gait speed&quot;; **J biomech**, 2001. v. 34, n. 2, p. 1667–1670.
- OLIVEIRA, D. N. ; BARRETO, R. R. Avaliação do equilíbrio estatico em deficientes visuais adquiridos. **Revista neurociencias**, 2005. v. 13, n. 3, p. 122–127.
- OLIVEIRA, H. B. *et al.* Estabilidade dinâmica da caminhada de indivíduos hemiparéticos: a influência da velocidade. **Revista da educacao fisica**, 2013. v. 24, n. 4, p. 559–565.
- OTA, S. *et al.* Differences in knee joint kinematics and kinetics during level walking and walking with two types of poles — focus on knee varus moment. **Journal of musculoskeletal research**, 2013. v. 16, n. 4, p. 1350018.
- OTTER, A. . DEN *et al.* Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. **Gait & posture**, jun. 2004. v. 19, n. 3, p. 270–278.
- PALMIERI, R. M. *et al.* Center-of-pressure parameters used in the assessment of postural control. **Sport rehabilitation**, 2002. v. 11, p. 51–66.
- PAOLI, A.; BIANCO, A. What is fitness training? definitions and implications: a systematic review article. **Iranian journal of public health**, maio. 2015. v. 44, n. 5, p. 602–14.
- PARKATTI, T.; PERTTUNEN, J.; WACKER, P. Improvements in functional capacity from nordic walking: a randomized-controlled trial among elderly people. **Journal of aging and physical activity**, jan. 2012. v. 20, n. 1, p. 93–105.
- PAVOL, M. J.; OWINGS, T. M.; GRABINER, M. D. Body segment inertial parameter estimation for the general population of older adults. **Journal of biomechanics**, maio. 2002. v. 35, n. 5, p. 707–12.
- PELLEGRINI, B. *et al.* Exploring muscle activation during nordic walking: a comparison between conventional and uphill walking. **Plos one**, 2015. v. 10, n. 9, p. 1–14.
- \_\_\_\_\_ *et al.* Mechanical energy patterns in nordic walking: comparisons with conventional walking. **Gait & posture**, jan. 2017. v. 51, p. 234–238.
- PÉREZ-SORIANO, P. *et al.* Nordic walking: a systematic review. **European journal of human movement**, 2014. v. 33, n. 0, p. 26–45.
- PERREY, S.; FABRE, N. Exertion during uphill, level and downhill walking with and without hiking poles. **Journal of sports science and medicine**, 2008. v. 7, n. 1, p. 32–38.
- PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. **Energética e mecânica da caminhada e corrida humana com especial referência à locomoção em plano inclinado e efeitos da idade**. [S.l.]: Federal University of Rio Grande do Sul, 2008.
- PEYRÉ-TARTARUGA, L.; MONTEIRO, E. A new integrative approach to evaluate

- pathological gait: locomotor rehabilitation index. **Clinical and translational degenerative diseases**, 2016. v. 1, n. 2, p. 86–90.
- PHILLIPS, S. K.; BRUCE, S. A.; WOLEDGE, R. C. In mice, the muscle weakness due to age is absent during stretching. **The journal of physiology**, jun. 1991. v. 437, p. 63–70.
- PIECH, K.; RACZYŃSKA, B. Review papers nordic walking. 2010. p. 69–78.
- PILCH, W. *et al.* Effects of 6-week nordic walking training on changes in 25(oh)d blood concentration in women after 55 years of age. **The journal of sports medicine and physical fitness**, 20 jan. 2016.
- PILCH, W. B. *et al.* The influence of a 12-week program of physical activity on changes in body composition and lipid and carbohydrate status in postmenopausal women. **Przegląd menopauzalny = menopause review**, dez. 2015. v. 14, n. 4, p. 231–7.
- PORCARI, J. P. *et al.* The physiological responses to walking with and without power poles on treadmill exercise. **Research quarterly for exercise and sport**, jun. 1997. v. 68, n. 2, p. 161–6.
- PORTER, M. M.; VANDERVOORT, A. A.; KRAMER, J. F. Eccentric peak torque of the plantar and dorsiflexors is maintained in older women. **The journals of gerontology. series a, biological sciences and medical sciences**, mar. 1997. v. 52, n. 2, p. B125-31.
- POUSSON, M.; LEPERS, R.; HOECKE, J. VAN. Changes in isokinetic torque and muscular activity of elbow flexors muscles with age. **Experimental gerontology**, nov. 2001. v. 36, n. 10, p. 1687–1698.
- RADMILA, K. *et al.* A comparative analysis of the indicators of the functional fitness of the elderly. **Facta universitatis - series: physical education and sport**, 2011. v. 9, n. 2, p. 161–171.
- REILLY, T.; MORRIS, T.; WHYTE, G. The specificity of training prescription and physiological assessment: a review. [Http://dx.doi.org/10.1080/02640410902729741](http://dx.doi.org/10.1080/02640410902729741), 2009.
- REUTER, I. *et al.* Effects of a flexibility and relaxation programme, walking, and nordic walking on parkinson's disease. **Journal of aging research**, 2011. v. 2011, p. 232473.
- ROBINSON, K. A.; DICKERSIN, K. Development of a highly sensitive search strategy for the retrieval of reports of controlled trials using pubmed. **International journal of epidemiology**, fev. 2002. v. 31, n. 1, p. 150–3.
- 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.

- ROSA, T. E. Da C. *et al.* Fatores determinantes da capacidade funcional entre idosos. **Revista de saúde pública**, fev. 2003. v. 37, n. 1, p. 40–48.
- SAIBENE, F.; MINETTI, A. E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. **European journal of applied physiology**, jan. 2003. v. 88, n. 4–5, p. 297–316.
- SAUNDERS, M. J. *et al.* Trekking poles increase physiological responses to hiking without increased perceived exertion. **Journal of strength and conditioning research / national strength & conditioning association**, set. 2008. v. 22, n. 5, p. 1468–74.
- SCHIFFER, T. *et al.* Physiological responses to nordic walking, walking and jogging. **European journal of applied physiology**, 2006. v. 98, n. 1, p. 56–61.
- \_\_\_\_\_ *et al.* Mechanical and physiological effects of varying pole weights during nordic walking compared to walking. **European journal of applied physiology**, 2011. v. 111, n. 6, p. 1121–1126.
- SCHMIDT-NIELSEN, K. Locomotion: energy cost of swimming, flying, and running. **Science (new york, n.y.)**, 21 jul. 1972. v. 177, n. 4045, p. 222–8.
- SCHUCH, F. B. *et al.* **Exercise improves physical and psychological quality of life in people with depression: a meta-analysis including the evaluation of control group response. Psychiatry research.**
- SCHWAMEDER, H. *et al.* Knee joint forces during downhill walking with hiking poles. **Journal of sports sciences**, 1999. v. 17, n. 12, p. 969–978.
- SCHWAMEDER, H. *et al.* Knee joint forces during downhill walking with hiking poles. **Journal of sports sciences**, dez. 1999. v. 17, n. 12, p. 969–78.
- SEVENSSON, M. **Nordic walking**. [S.l.]: [s.n.], 2009.
- SHIM, J.-M. *et al.* Comparison of the effects of walking with and without nordic pole on upper extremity and lower extremity muscle activation. **Journal of physical therapy science**, 2013. v. 25, n. 12, p. 1553–6.
- SIMOCELI, L. *et al.* Perfil diagnóstico do idoso portador de desequilíbrio corporal: resultados preliminares. **Revista brasileira de otorrinolaringologia**, dez. 2003. v. 69, n. 6, p. 772–777.
- SKÓRKOWSKA-TELICHOWSKA, K. *et al.* Nordic walking in the second half of life. **Aging clinical and experimental research**, 23 jan. 2016.
- SONG, M.-S. *et al.* Effects of nordic walking on body composition, muscle strength, and lipid profile in elderly women. **Asian nursing research**, 2013. v. 7, n. 1, p. 1–7.

- SPIRDUSO, W.; FRANCIS, K.; MACRAE, P. Physical dimensions of aging. 1995.
- STIEF, F. *et al.* Inverse dynamic analysis of the lower extremities during nordic walking, walking, and running. **Journal of applied biomechanics**, 2008. v. 24, n. 4, p. 351–359.
- STOUGHTON. **Psychological profiles before and after 12 weeks of walking or exertrider training in adult women**. [S.l.]: University of Wisconsin La Grosse, 1992.
- STRUTZENBERGER, G.; RASP, B.; SCHWAMEDER, H. Effect of walking speed and pole length on kinematics and dynamics in nordic walking. **Isbs - conference proceedings archive**, 2007. v. 1, n. 1.
- SUGIYAMA, K. *et al.* Oxygen uptake, heart rate, perceived exertion, and integrated electromyogram of the lower and upper extremities during level and nordic walking on a treadmill. **Journal of physiological anthropology**, 2013. v. 32, n. 1, p. 2.
- SVOBODA, Z. *et al.* Kinematical analysis, pole forces and energy cost of nordic walking: slope influence. **Acta gymnica**, 2011. v. 41, n. January 2016, p. 27–34.
- SWEET, T. W. *et al.* Quantitation of resistance training using the session rating of perceived exertion method. **Journal of strength and conditioning research / national strength & conditioning association**, nov. 2004. v. 18, n. 4, p. 796–802.
- TAKESHIMA, N. *et al.* Functional fitness gain varies in older adults depending on exercise mode. **Medicine and science in sports and exercise**, nov. 2007. v. 39, n. 11, p. 2036–43.
- \_\_\_\_\_ *et al.* Effects of nordic walking compared to conventional walking and band-based resistance exercise on fitness in older adults. **Journal of sports science & medicine**, 2013. v. 12, n. 3, p. 422–30.
- TARSO, P. DE *et al.* Amplitude e cadência do passo e componentes da aptidão muscular em idosos: um estudo correlacional multivariado. **Rev bras med esporte**, 2004. v. 10, n. 5, p. 389–394.
- TAVARES, B. B. *et al.* Impact of physical exercise on quality of life of older adults with depression or alzheimer's disease: a systematic review. **Trends psychiatry psychotherapy**, set. 2014. v. 36, n. 3, p. 134–139.
- TRAPPE, S. *et al.* Single muscle fibre contractile properties in young and old men and women. **The journal of physiology**, 1 out. 2003. v. 552, n. Pt 1, p. 47–58.
- TSCHENTSCHER, M.; NIEDERSEER, D.; NIEBAUER, J. Health benefits of nordic walking: a systematic review. **American journal of preventive medicine**, 2013. v. 44, n. 1, p. 76–84.
- VANDERVOORT, A. A.; KRAMER, J. F.; WHARRAM, E. R. Eccentric knee strength of

elderly females. **Journal of gerontology**, jul. 1990. v. 45, n. 4, p. B125-8.

WAGNER, P. D. Muscle intracellular oxygenation during exercise: optimization for oxygen transport, metabolism, and adaptive change. **European journal of applied physiology**, jan. 2012. v. 112, n. 1, p. 1–8.

WILD, L. B. *et al.* Characterization of cognitive and motor performance during dual-tasking in healthy older adults and patients with parkinson's disease. **Journal of neurology**, 2012.

WILLEMS, P. A.; CAVAGNA, G. A.; HEGLUND, N. C. External, internal and total work in human locomotion. **The journal of experimental biology**, fev. 1995. v. 198, n. Pt 2, p. 379–93.

WILLSON, J. *et al.* Gait mechanics. **Sports medicine**, 2000. n. March, p. 0–5.

WILLSON, J. *et al.* Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. **Medicine and science in sports and exercise**, jan. 2001. v. 33, n. 1, p. 142–7.

WINTER, D. A. *et al.* Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. **Physical therapy**, jun. 1990. v. 70, n. 6, p. 340–7.

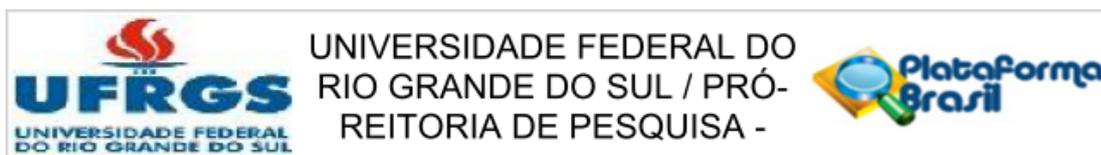
\_\_\_\_\_ *et al.* An integrated emg/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait. **Progress in brain research**, 1993. v. 97, p. 359–67.

\_\_\_\_\_; PATLA, A. E.; FRANK, J. S. Assessment of balance control in humans. **Medical progress through technology**, maio. 1990. v. 16, n. 1–2, p. 31–51.

YANG, J. F.; STEPHENS, M. J.; VISHRAM, R. Infant stepping: a method to study the sensory control of human walking. **The journal of physiology**, 15 mar. 1998. p. 927–37.

## 8. ANEXOS

## ANEXO A: CARTA APROVAÇÃO DO COMITÉ DE ÉTICA



## PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

## DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** EFEITOS AGUDOS E CRÔNICOS DE UM PROGRAMA DE TREINAMENTO DE CAMINHADA NORMAL E NÓRDICA NOS PARÂMETROS MECÂNICOS, ENERGÉTICOS E NEUROMUSCULARES E NA SENSAÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO DE IDOSOS SEDENTÁRIOS.

**Pesquisador:** Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 33784014.7.0000.5347

**Instituição Proponente:** UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

**Patrocinador Principal:** Escola de Educação Física da Universidade do Rio Grande do Sul

## DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 878.736

**Data da Relatoria:** 18/09/2014

**Apresentação do Projeto:**

Trata-se de projeto de doutoramento da aluna Natalia Andrea Gomeñuka junto ao PPG em Ciências do movimento Humano da UFRGS, sob a supervisão do Prof. Leonardo Tartaruga. O projeto está centrado na avaliação de um programa de caminhada normal e nórdica destinado a idosos sedentários. A caminhada nórdica é o movimento de caminhada realizado com o auxílio de bastões específicos para esta atividade. Entre suas principais características se destacam o aumento da frequência cardíaca, do consumo de oxigênio, da ativação muscular, e da velocidade de progressão, porém, não há alteração no índice de esforço percebido quando comparado à caminhada normal.

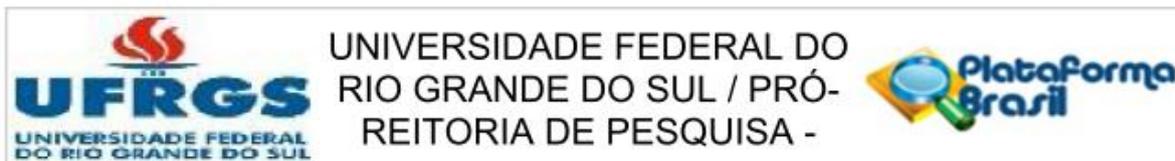
**Objetivo da Pesquisa:**

Analisar os efeitos agudos e crônicos de um programa de treinamento de caminhada normal e caminhada nórdica nos parâmetros mecânicos, energéticos, neuromusculares e na sensação subjetiva de esforço de idosos sedentários.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Adequadamente descritos tanto no projeto quanto na Plataforma Brasil.

**Endereço:** Av. Paulo Gama, 110 - Sala 317 do Prédio Anexo 1 da Reitoria - Campus Centro  
**Bairro:** Farroupilha **CEP:** 90.040-060  
**UF:** RS **Município:** PORTO ALEGRE  
**Telefone:** (51)3308-3738 **Fax:** (51)3308-4085 **E-mail:** etica@propeq.ufrgs.br



Continuação do Parecer: 878.736

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Pesquisa com mérito e adequadamente apresentada.

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

Os termos obrigatórios estão presentes e adequados (o TCLE foi reestruturado e na versão atual apresenta redação coerente e passível de ser compreendida pelos participantes da pesquisa).

Modelo do cartaz de convite aos participantes foi apresentado e está adequado.

O tamanho da amostra está adequadamente justificado no corpo do projeto.

**Recomendações:**

Projeto adequado.

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

Sugere-se a aprovação do projeto.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Aprovado.

PORTO ALEGRE, 20 de Novembro de 2014

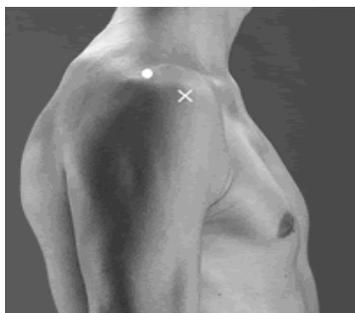
---

**Assinado por:**  
**MARIA DA GRAÇA CORSO DA MOTTA**  
(Coordenador)

## ANEXO B:

### POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS

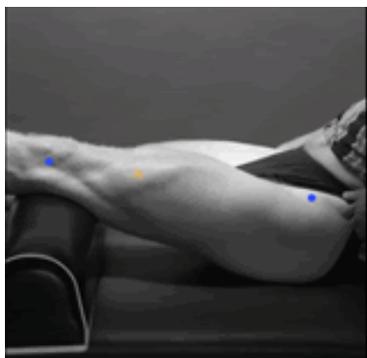
Os eletrodos foram posicionados nos músculos do lado direito do corpo.



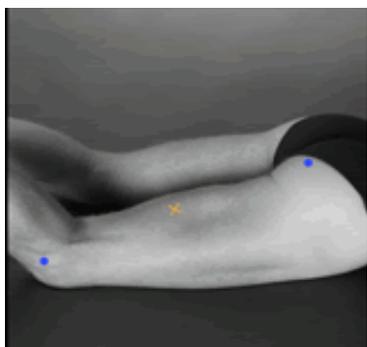
**1. Músculo Deltóide Anterior:** em um dedo de largura distal e anterior ao acrômio/ orientação dos eletrodos é na direção da linha entre o acrômio e o polegar.



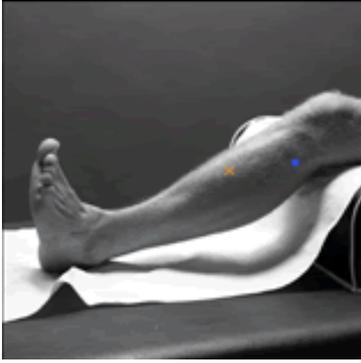
**2. Músculo Tríceps Braquial:** colocado em 50% na linha entre a crista posterior do acrômio e o olécrano em 2 dedos de largura medial à linha/ orientação dos eletrodos é na direção entre a crista posterior do acrômio e o olécrano.



**3. Músculo Vasto lateral:** a 2/3 da linha a partir da espinha ilíaca anterior superior e da face lateral da patela;/ orientação dos eletrodos é na direção das fibras musculares.



**4. Músculo Bíceps Femoral:** 50% sobre a linha entre a tuberosidade isquiática e do epicôndilo lateral da tíbia/ orientação dos eletrodos é na direção da linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia.



**5. Músculo Tibial anterior:** têm de ser colocados a 1/3 da linha entre a ponta do perônio e a ponta do maléolo medial/ orientação dos eletrodos é na direção do perônio e a ponta do maléolo medial.



**6. Músculo Gastrocnêmio medial:** têm de ser colocados na parte mais proeminente do músculo/ orientação dos eletrodos é na direção do pé.

## ANEXO C

### ARTIGO A SUBMETIDO

**The Journal of Frailty & Aging**

#### **EFFECTS OF NORDIC WALKING TRAINING COMPARED WITH FREE WALKING ON FUNCTIONAL FITNESS OF SEDENTARY ELDERLY PEOPLE: A SYSTEMATIC REVIEW**

Natalia Andrea Gomeñuka, Alberito Rodrigo Carvalho, Henrique Bianchi Oliveira, Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga

#### **ABSTRACT**

The rapid increase in the elderly population associated with the expansion of Nordic walking as a training method for the elderly, makes the studies with randomized clinical trials of preventive character and with good methodological quality necessities. It has been determined that Nordic walking produces additional benefits in comparison to free walking programs due to major metabolic cost with a similar ratio of perceived exertion. Hence, the overall objective of this systematic review is to determine if the systematized training of Nordic walking, compared with free walking, yields beneficial effects on functional fitness components of healthy sedentary older people. The search for randomized clinical trials studies comparing the effects of Nordic walking and free walking training was conducted in the databases MEDLINE (via Pubmed), Register of Controlled Trials (Cochrane CENTRAL), SPORTDiscuss (via EBSCO host) and Scopus. Nordic walking group showed significant improvement in upper limbs strength and muscular endurance and in the flexibility of the lumbar spine and posterior thigh muscles in comparison to free walking group. Nordic walking and free walking training promote improvements in functional fitness components. However, the differences between the two interventions are related to the principle of training specificity and only occur in the components that received more stimuli imposed by walking with poles technique, especially in the upper limbs. With the present review, we conclude that few randomized clinical trials assessed the effect of a systematized training program on the components of functional fitness of healthy sedentary elderly people.

**Keywords: Older, Training, Pole walking, Physical fitness.**

#### **INTRODUCTION**

Functional fitness is the physical capacity required to accomplish normal daily activities, in an independent way without the early onset of fatigue (MILANOVIĆ *et al.*,

2013). That behavioral capacity has important consequences on lifestyle, the level of physical activity and health status of the individuals (RADMILA *et al.*, 2011).

Among the components that make an individual functionally fit, muscular strength, flexibility, agility, endurance and body composition are highlighted. These components also indicate the capacity of musculoskeletal, cardiorespiratory and neurological systems (LAUREANO *et al.*, 2014).

The maintenance of functionality gains growing attention among elderly individuals, considering that aging process involves substantial functional losses which are potential sources of the impairment of autonomy (TARSO, DE *et al.*, 2004). In elderly subjects, when the impairment of functional capacity occurs, the burden on the family and health systems can be onerous (ROSA, T. E. Da C. *et al.*, 2003). From the physiological point-of-view, the ageing process lead to an impairment of physical fitness as a result of unfavorable adaptations that occur in several organic systems, and, consequently, in their components, leading to difficulties in daily life activities of the elderly (KIMURA *et al.*, 2012; MILANOVIĆ *et al.*, 2013).

It has been widely reported that systematized and planned physical exercise is an efficient strategy for the enhancement and maintenance of health for both adult and elderly people (HASKELL *et al.*, 2007; NELSON, M. E. *et al.*, 2007). The physical activity can be qualified as a preventive intervention strategy for health promotion in this population (PAOLI; BIANCO, 2015).

Nordic walking is an exercise modality defined as “walking with poles”. Its popularity has been growing since of the late 1980s, and currently, it is being known worldwide not only as a recreational activity but also as rehabilitation and training method. Nordic walking training is an easy, secure and efficient way to increase physical activity amongst elderly people (SKÓRKOWSKA-TELIĆHOWSKA *et al.*, 2016).

Some studies with the elderly population used Nordic walking as a training strategy, due to the fact that the use of the poles during the movement of walking activates upper limbs muscles, increase stride length and produces biomechanical and physiological alterations which provoke an improvement of the functional fitness of the elderly (BENAVENT-CABALLER *et al.*, 2016; DZIUBA *et al.*, 2015; HANSEN; SMITH, 2009; KOCUR, Piotr; WILK, Małgorzata, 2006; PARKATTI; PERTTUNEN; WACKER, 2012; PELLEGRINI *et al.*, 2015; PÉREZ-SORIANO *et al.*, 2014; SONG *et al.*, 2013). However, because of the heterogeneity of the studies regarding methods, tests used and results produced, a wide and

integrative view on the scientific productions about this theme is necessary. And, in turn, to increase the evidence of the effects of Nordic walking practice; in particular on the components of functional fitness of the elderly, making it possible to prescribe it in a safe and targeted manner. Systematic reviews, in turn, stand out as a methodological design which allows a critical and comprehensive view about the theme.

In this way, being Nordic walking an exercise modality that has been gaining growing space as an intervention for the elderly people and the absence of systematic reviews that assessed the effects of this modality on the components of functional fitness of the elderly, it is appropriate to conduct a study that meets such scientific demand. Therefore, because of the greater energy expenditure due to the increased activity of upper limbs muscles (PELLEGRINI *et al.*, 2015), along with a similar rating of perceived exertion (FIGARD-FABRE, H *et al.*, 2011) of Nordic walking in comparison to free walking, we hypothesized that Nordic walking presents better results in the functional fitness of elderly people.

The aim of this study was to determine, employing systematic review of randomized clinical trials, if the structured training of Nordic walking, compared with free walking, produces beneficial effects on functional fitness components of elderly people. Specifically on upper limbs strength and muscular endurance, lower limbs strength and muscular endurance, mobility, the flexibility of the lumbar spine and posterior thigh muscles, shoulder joint flexibility, aerobic endurance, and self-selected speed.

## **METHODS**

This study was characterized as Systematic Review of Randomized Clinical Trials (RCTs). The methodology met the criteria for the accomplishment of systematic reviews and meta-analysis proposed by Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) (MOHER *et al.*, 2009).

### **Eligibility Criteria**

RCTs studies, which samples were composed of elderly individuals aged 60 or more, without reported diseases, submitted to periodized programs of Nordic walking on flat ground, with at least eight weeks of training, in comparison to free walking, were included in the present systematic review.

The respective clinical tests which assessed the outcomes and units of measure were: a) upper limbs strength and muscular endurance, Arm Curl Test (number of repetitions in 30 s); b) lower limbs strength and muscular endurance, Chair Stand Test (number of repetitions

in 30 s); c) mobility, Timed Up and Go Test (s); d) flexibility of the lumbar spine and posterior thigh muscles, Sit and Reach Test (cm); e) shoulder joint flexibility, Back and Scratch Test (cm); f) aerobic endurance, 6-Minute Walk Test (m); g) self-selected speed, 5-Meter Walk Test ( $\text{m s}^{-1}$ ). Studies in which some of the following exclusion criteria were met, were not included: studies with incomplete data regarding outcomes or to subjects and/or studies which comparator was not free walking. Crossover studies without the first phase data were also excluded.

All the outcomes were classified as continuous variables and presented as the mean and standard deviation.

### **Search strategy**

The research was conducted in the electronic databases: MEDLINE (via Pubmed), Register of Controlled Trials (Cochrane CENTRAL), SPORTDiscuss (via EBSCO host) and Scopus. We also carried out a manual and electronic search of articles that were not registered in databases and also those obtained through references lists of articles obtained through the databases. The search in the databases was conducted on April 27, 2016, without language restriction, and as search strategy we used the following search terms combined by Boolean operators “OR” or “AND”: “aging”, “elderly”, “older”, “elder”, “older people”, “old”, “ageing”, “older adults”, “older adult”, “Nordic walking”, “nordic poles”, “pole walking”, “pole striding”, “hiking poles”, “exerstriders”. In addition to this search terms, we used a list of sensitive terms for the search of RCTs proposed by Robinson & Dickersin [21].

The complete search strategy used in Pubmed can be visualized on Table 1.

### **INSERT HERE TABLE 1**

### **Study Selection and Data Extraction**

The list of all articles originated from the search according to the strategy used, of all databases, was analyzed to exclude all duplicate publications. As the first step, two reviewers independently evaluated titles and abstracts to define if the studies met the inclusion criteria (the type of the study, the type of the participants, the type and duration of the intervention, outcomes) by means of a standard form. Those studies which abstracts did not contain precise information that allowed the inclusion or exclusion were selected for the second phase, in which the assessment of complete texts was conducted. In the second phase the same two

reviewers, in the same independent manner, elected the articles following the same eligibility criteria previously defined. Disagreements between reviewers were solved by consensus and, if the disagreement persisted, a third reviewer was requested to determine the inclusion or exclusion of the study.

### **Assessment of Risk of Bias**

Two reviewers evaluated the methodological quality of the studies. Reviewers were not blinded to authors. Assessments were independently conducted and were crossed to verify agreement. Quality assessment criteria were: adequate sequence generation, allocation concealment, blinding, blinding of outcomes assessors, intention-to-treat analysis and description of losses and exclusions. Studies in which these criteria were not possible to be identified due to a poor description of the characteristics were considered to be unclear or not reporting them.

## **RESULTS**

### **Description of studies**

The searches in the databases according to the search strategy previously defined resulted in 396 references, of which 107 were in duplicate. Two studies were included to those originated from databases, thus, in total, 291 references were selected for the evaluation of titles and abstracts. Of these, 12 studies were assessed in the phase of the full article. In this phase, 11 studies were excluded because of the following reasons: subjects of the sample with reported disease; subjects aged over 60; protocol validation study; studies that did not present the outcome of interest; the comparator group was not free walking; there was fusion of the Nordic walking and free walking groups. Only one study met all the inclusion criteria.

The flowchart that details all the procedures since the result of the search until the inclusion can be visualized in Figure 1.

### **INSERT HERE FIGURE 1**

Characteristics of the study included are presented in Table 2.

### **INSERT HERE TABLE 2**

The result of methodological evaluation for the assessment of the risk of bias showed that the study included did not meet any of the guiding criteria. Regarding randomization, the authors did not explain how it was conducted and did not mention concealment. However, they described that randomization could not be faithfully performed because some volunteers had to be reallocated in the Nordic walking and free walking groups in order to enable the completion of the exercise schedules in the days and timetable proposed. The authors reported that the tests that evaluated the outcomes were performed before the beginning of the interventions and after 12 weeks of training, always by the same evaluator, yet they did not mention if the evaluator was blinded to allocation or any other parameter. Although the authors did not report intention-to-treat analysis and did not describe losses, which consequently affected the assessment of methodological quality, it must be considered that the article suggests that all the subjects evaluated in the pre-training moment fulfilled the training program and were reevaluated in the post-intervention moment.

For both intervention groups the macrocycles (12 weeks) were divided into three mesocycles (mesocycle 1/ 1<sup>st</sup>-4<sup>th</sup> week; mesocycle 2/ 5<sup>th</sup>-8<sup>th</sup> week; mesocycle 3 / 9<sup>th</sup>-12<sup>th</sup> week). The sessions were composed of a warming-up period (10 to 15 minutes), main part (30 minutes in the mesocycles 1 and 2, 40 minutes in the mesocycle 3); and cool down period (10 to 15 minutes).

The study included evaluated the following outcomes of interest: upper limbs strength and muscular endurance, lower limbs strength and muscular endurance, mobility, the flexibility of the lumbar spine and posterior thigh muscles, and shoulder joint flexibility. The aerobic endurance of the volunteers was evaluated. However, it was not by means of 6-Minute Walk Test; due to it we did not consider this outcome in our results. Self-selected speed was not assessed.

There was no difference between groups regarding their general and anthropometric characteristics, as well as on the outcomes of interest in pre-intervention assessment. After the intervention, Nordic walking group showed a significant improvement, in comparison to the free walking group, in the following outcomes: upper limbs strength and muscular endurance and flexibility of the lumbar spine and posterior thigh muscles. There was no difference in lower limbs strength and muscular endurance, shoulder joint flexibility, and mobility.

The results summarized can be observed in Table 3.

**INSERT HERE TABLE 3, WITH THE REFERENCE (TAKESHIMA *et al.*, 2013)**

## **DISCUSSION**

The present study aimed to verify the effects of Nordic walking training, in comparison with free walking, on several functional fitness components of healthy elderly individuals. Only one randomized clinical trial was found which met the predetermined inclusion criteria, which concluded that Nordic walking, when compared to free walking, produces significant gains in upper limbs strength and muscular endurance as well as in flexibility of the lumbar spine and posterior thigh muscles, and this partly confirms our initial hypothesis.

The planned physical exercise promotes beneficial changes in many tissues and systems (GOLBIDI; LAHER, 2012; WAGNER, 2012). In relation to muscle tissue, the overload from physical exercise can improve muscles active properties, as force-length and force-velocity relationships, which ultimately enhances muscle capacity to produce force. The increase in muscle strength, in turn, positively impacts on the accomplishment of daily life activities, and this influence gains greater proportion among elderly people because it preserves or guarantees the maintenance of functional autonomy to that subjects.

Comparing the acute effects of Nordic walking and free walking, the former produced an increased muscle activity of upper limbs, in biceps brachialis, triceps brachialis and middle portion of deltoid muscles. However, the lower limbs muscle activity remains unchanged (SHIM *et al.*, 2013). In this way, we can suggest, that the increase in muscle activity contributed decisively to the greater improvement of strength and muscular endurance of the upper limbs in the Nordic walking group.

A study (PÉREZ-SORIANO *et al.*, 2014) showed that Nordic walking increased oxygen consumption and energy expenditure in comparison with free walking precisely because of the higher demand of upper limbs muscles in the execution of the movement due to the poles. We speculated that this greater energy demand imposed by Nordic walking, potentiated by the systematization of the volume and intensity of the stimulus, could reflect the aerobic conditioning of the elderly. However, we did not find any studies that met our inclusion criteria which evaluated this component. That said, our hypothesis was partially confirmed due to lack of RCT studies that strongly corroborate this statement.

Movement Biomechanics of upper body segments in Nordic walking is notably different of other exercise modalities. Because of this, to explore the differences found in upper limbs strength and muscular endurance through biomechanics perspective seems plausible. However, the majority of the studies has focused on the biomechanical evaluation of lower limbs as (WILLSON *et al.*, 2001) – 3D kinematic analysis and ground reaction force (GRF), (HAGEN; HENNIG; STIELDORF, 2007) – GRF and accelerometry, (KLEINDIENST, *et al.*, 2006) – kinematic analysis and GRF, (STIEF *et al.*, 2008) – kinematic analysis and GRF with inverse dynamics.

Some studies about Nordic walking observed that this technique promotes greater dissociation between pelvic and thoracic girdles (STIEF *et al.*, 2008; SVOBODA *et al.*, 2011), as well as an increase in step amplitude (KNIGHT; CALDWELL, 2000; PÉREZ-SORIANO *et al.*, 2014; STIEF *et al.*, 2008; WILLSON *et al.*, 2001) in consequence of the use of the poles. We speculate, considering that these findings were reproduced in the subjects of the study included in the present review, that such adaptations could justify the flexibility improvement of both spine and posterior thigh because they were required in greater joint amplitudes.

Despite the increase of flexibility of the spine and posterior thigh muscles, the results of the included study did not show an increase of shoulder joint range. It is likely that the difference in this component has not been evidenced as a consequence of the training structure which controlled walking speed through fixed heart rate zone, from 100 to 120 bpm, without relativizing to individual fitness. Contrary to this finding, in other studies an increase of shoulder joint range induced by Nordic walking technique was observed, being this augmentation positively correlated to walking speed (STRUTZENBERGER; RASP; SCHWAMEDER, Hermann, 2007), and the differences in shoulder ranges between free walking and Nordic walking were negatively related to the slope of the ground (SVOBODA *et al.*, 2011).

By the study included analysis (TAKESHIMA *et al.*, 2013) we observed that both Nordic walking and free walking promoted improvements in mobility and lower limbs strength and muscular endurance, however, without difference between groups after interventions. Timed Up and Go Test, which was used to measure mobility, is a way of measuring functional performance widely used with elderly people because it involves some basic functional tasks needed to meet daily life demands (CAMARA *et al.*, 2008). This test is widely correlated with knee extensors strength (BENAVENT-CABALLER *et al.*, 2016), and

the performance in this test is dependent on many variables such as reaction time, lower limbs strength, balance, facility in performing gait and also can be influenced by training (CAMARA *et al.*, 2008; LAMOUREUX *et al.*, 2003). Therefore, the improvement in muscular condition in both groups may have contributed to the absence of differences in mobility between groups in the mobility test.

It was observed that the main difference found in the components of functional fitness of elderly people submitted to Nordic walking and free walking were in those components related to the movement of the poles, which is particular of the Nordic walking. Although our review has included only one study, it is noted that the results are in accordance with one of the broadest general principles that guide physical training periodization, which is specificity (REILLY; MORRIS; WHYTE, 2009). In this way, those components that were common to both interventions, although they may have generated favorable adaptations, did not show themselves different from each other.

It is important to point out that although the study included met the inclusion criteria (TAKESHIMA *et al.*, 2013), it has several methodological limitations. The authors did not describe how randomization was conducted, not even if there was concealment. And, they reported that because of conflicts with training schedules, some volunteers were reallocated, and thus randomization was not respected. The study also did not describe if the evaluator of the pre and post-training tests was blinded to allocation or any other parameter. Besides, intention-to-treat analysis was not reported, and even losses during the study period were not described. In this way, it is considered that the study suggests that the results only represent protocol analysis. Faced with the methodological failures described, the extrapolation of the results for the elderly population is limited.

The initial intention of this work was to accomplish a literature review with meta-analysis. Nevertheless, there is a lack of randomized clinical trials with good methodological quality about the effects Nordic walking on functional fitness of healthy sedentary elderly people. Of the 12 studies analyzed in full reading, 11 of them were excluded (reasons of exclusions: it was not RCT; the sample subjects had some reported disease; subjects aged over 60; protocol validation study; studies did not present the outcome of interest; the comparator group was not free walking; there was a fusion between Nordic walking and free walking groups).

It is important to highlight that although the literature about Nordic walking has been increasing in the last 10 years, we observed that until the current moment there are a large

number of studies with Nordic walking that focused on the effects of this technique on different diseases which frequently affect elderly population (coronary artery disease, cardiac insufficiency, hypertension, hyperlipidemia, peripheral artery disease, type 2 diabetes, glucose intolerance, obesity, Parkinson disease, low back pain, chronic obstructive lung disease among others (BREYER *et al.*, 2010; COLLINS *et al.*, 2005; EIJKEREN *et al.*, 2008; FIGARD-FABRE, *et al.*, 2011; FRITZ, *et al.*, 2011; GRAM, *et al.*, 2010; HAGNER *et al.*, 2009; HAGNER-DERENGOWSKA *et al.*, 2015; HARTVIGSEN *et al.*, 2010; KAWAMOTO *et al.*, 2015; KEAST *et al.*, 2013; KOCUR; WILK, 2006; LANGBEIN *et al.*, 2002; MIKALACKI; COKORILO; KATIĆ, 2011; MONTEIRO, *et al.*, 2016; PORCARI *et al.*, 1997; REUTER *et al.*, 2011). Other studies only evaluated the acute effect of Nordic walking in relation to free walking (CHURCH; EARNEST; MORSS, 2002; EIJKEREN *et al.*, 2008; PORCARI *et al.*, 1997; SAUNDERS *et al.*, 2008; SCHIFFER *et al.*, 2006; SCHWAMEDER *et al.*, 1999; STIEF *et al.*, 2008).

Considering the fast increase of the elderly population and life expectancy of this group, the need for RCTs of preventive character and with good methodological quality is urgent, which permits to health professional the right decision-making related to the type, volume, and intensity of physical exercise in the health promotion of the elderly.

Based on the single study that met the inclusion criteria, it was observed that both interventions, Nordic walking, and free walking, when volume and intensity are controlled, promote improvements in functional fitness components, and that the differences between both interventions are related to the principle of training specificity and only occur in the components that received more stimulus imposed by the technique of the handling of the poles, therefore, in upper limbs. With the present review, we conclude that there are few RCTs that assessed the effects of a systemized training program on the components of physical fitness of healthy sedentary elderly people.

## **FUNDING**

This study would not have been possible without the assistance of the CAPES/Brazil, LAPEX (29/2015) and, CNPq/Brazil (483510/2013).

## **ACKNOWLEDGMENTS**

We are grateful to the Locomotion Group of the Federal University of Rio Grande do Sul.

## **REFERENCES**

ABE, D.; MURAKI, S.; YASUKOUCHI, A. Ergonomic effects of load carriage on the upper and lower back on metabolic energy cost of walking. **Applied ergonomics**, maio. 2008. v. 39, n. 3, p. 392–8.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE *et al.* American college of sports medicine position stand. exercise and physical activity for older adults. **Medicine and science in sports and exercise**, jul. 2009. v. 41, n. 7, p. 1510–30.

ANDERS C *et al.* Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. **J electromyogr kinesiol**, 2007. v. 17, n. 2, p. 245–252.

ATCHISON, S. B. **The effects of hiking pole use on physiological variables and rate of perceived exertion while hiking uphill.** [S.l.]: California Polytechnic State University, San Luis Obispo, 2010.

BAATILE, J. *et al.* Effect of exercise on perceived quality of life of individuals with parkinson's disease. **Journal of rehabilitation research and development**, 2000. v. 37, n. October, p. 529–534.

BASMAJIAN, J. V.; LUCA, C. J. DE. **Muscles alive: their functions revealed by electromyography.** 5a ed. Wil ed. [S.l.]: [s.n.], 1985.

BEAUCHET, O. *et al.* Gait variability among healthy adults: low and high stride-to-stride variability are both a reflection of gait stability. **Gerontology**, 2009. v. 55, n. 6, p. 702–6.

BENAVENT-CABALLER, V. *et al.* Physical factors underlying the timed “up and go” test in older adults. **Geriatric nursing**, mar. 2016. v. 37, n. 2, p. 122–127.

BITTAR, R. *et al.* Síndrome do desequilíbrio do idoso. **Pró-fono**, 2002.

BOHANNON, R. W.; WILLIAMS ANDREWS, A. Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. **Physiotherapy**, set. 2011. v. 97, n. 3, p. 182–9.

BORG, G. A. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine and science in sports and exercise**, 1982. v. 14, n. 5, p. 377–81.

BREYER, M.-K. *et al.* Nordic walking improves daily physical activities in copd: a randomised controlled trial. **Respiratory research**, 2010. v. 11, p. 112.

BRUCE, R. A.; KUSUMI, F.; HOSMER, D. Maximal oxygen intake and nomographic

assessment of functional aerobic impairment in cardiovascular disease. **American heart journal**, abr. 1973. v. 85, n. 4, p. 546–62.

BUCHANAN, J. J.; HORAK, F. B. Voluntary control of postural equilibrium patterns. **Behavioural brain research**, 14 ago. 2003. v. 143, n. 2, p. 121–140.

BUSCH, A. J. *et al.* Exercise therapy for fibromyalgia. **Current pain and headache reports**, 2011. v. 15, n. 5, p. 358–367.

CAMARA, F. M. *et al.* Capacidade funcional do idoso: formar de avaliação e tendências. **Acta fisiatrica**, 2008. v. 15, n. 4, p. 249–56.

CAPPELLINI, G. *et al.* Motor patterns in human walking and running. **Journal of neurophysiology**, jun. 2006. v. 95, n. 6, p. 3426–37.

CARLA HELRIGLE, A. *et al.* Efeitos de diferentes modalidades de treinamento físico e do hábito de caminhar sobre o equilíbrio funcional de idosos effects of different methods of physical training and the habit of walking on functional balance of elderly. 2013. v. 26, n. 2, p. 321–7.

CARRIER, D. R.; ANDERS, C.; SCHILLING, N. The musculoskeletal system of humans is not tuned to maximize the economy of locomotion. **Proceedings of the national academy of sciences**, 2011. v. 108, n. 46, p. 18631–18636.

CARROLL, S. J. **The energy cost of nordic walking**. [S.l.]: Southern Illinois University, Carbondale, 2010., 2010.

CAVAGNA, G. A.; KANEKO, M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. **Journal of physiology**, jun. 1977. v. 268, n. 3, p. 467–481.

CAVAGNA, G. A.; THYS, H.; ZAMBONI, A. The sources of external work in level walking and running. **The journal of physiology**, nov. 1976. v. 262, n. 3, p. 639–57.

CHUNG, M.-J.; WANG, M.-J. J. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. **Gait & posture**, jan. 2010. v. 31, n. 1, p. 131–135.

CHURCH, T. S.; EARNEST, C. P.; MORSS, G. M. Field testing of physiological responses associated with nordic walking. **Research quarterly for exercise and sport**, set. 2002. v. 73,

n. 3, p. 296–300.

COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. 2 ed. Laur ed. New York: [s.n.], 1988.

COLLINS, E. G. *et al.* Cardiovascular training effect associated with polestriding exercise in patients with peripheral arterial disease. **The journal of cardiovascular nursing**, 2005. v. 20, n. 3, p. 177–85.

DANION, F. *et al.* Stride variability in human gait: the effect of stride frequency and stride length. **Gait & posture**, ago. 2003. v. 18, n. 1, p. 69–77.

DEAN, J. C.; KUO, A. D.; ALEXANDER, N. B. Age-related changes in maximal hip strength and movement speed. **The journals of gerontology. series a, biological sciences and medical sciences**, mar. 2004. v. 59, n. 3, p. 286–92.

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

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

DZIUBA, A. K. *et al.* Biomechanical parameters in lower limbs during natural walking and nordic walking at different speeds. **Acta of bioengineering and biomechanics / wroclaw university of technology**, 2015. v. 17, n. 1, p. 95–101.

EIJKEREN, F. J. M. VAN *et al.* Nordic walking improves mobility in parkinson's disease. **Movement disorders**, 2008. v. 23, n. 15, p. 2239–2243.

ELBAR, O. *et al.* A water-based training program that includes perturbation exercises improves speed of voluntary stepping in older adults: a randomized controlled cross-over trial. **Archives of gerontology and geriatrics**, 2013. v. 56, n. 1, p. 134–140.

FIGARD-FABRE, H. *et al.* Physiological and perceptual responses to nordic walking in obese middle-aged women in comparison with the normal walk. **European journal of applied physiology**, 2010. v. 108, n. 6, p. 1141–1151.

FIGARD-FABRE, H. *et al.* Efficacy of nordic walking in obesity management. **International journal of sports medicine**, jun. 2011. v. 32, n. 6, p. 407–14.

FIGUEIREDO, P. *et al.* Ventilatory determinants of self-selected walking speed in chronic heart failure. **Medicine and science in sports and exercise**, mar. 2013. v. 45, n. 3, p. 415–419.

FIGUEIREDO, S. *et al.* Nordic walking for geriatric rehabilitation: a randomized pilot trial. **Disability and rehabilitation**, 2012. v. 35, n. July 2012, p. 1–8.

\_\_\_\_\_ *et al.* Nordic walking for geriatric rehabilitation: a randomized pilot trial. **Disability and rehabilitation**, jun. 2013. v. 35, n. 12, p. 968–75.

FOISSAC, M.; MILLET, G. Y. Effects of hiking pole inertia on energy and muscular costs during uphill walking. 2008. n. January 2016, p. 0–10.

FRITZ, B. *et al.* The influence of nordic walking training on sit-to-stand transfer in parkinson patients. **Gait and posture**, 2011. v. 34, n. 2, p. 234–238.

FRITZ, T. *et al.* Effects of nordic walking on health-related quality of life in overweight individuals with type 2 diabetes mellitus, impaired or normal glucose tolerance. **Diabetic medicine : a journal of the british diabetic association**, nov. 2011. v. 28, n. 11, p. 1362–72.

FRONTERA, W. R. *et al.* Skeletal muscle fiber quality in older men and women. **American journal of physiology. cell physiology**, set. 2000. v. 279, n. 3, p. C611-8.

GARBER, C. E. *et al.* American college of sports medicine position stand. quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. **Medicine and science in sports and exercise**, jul. 2011. v. 43, n. 7, p. 1334–59.

GARDNER, M. M.; ROBERTSON, M. C.; CAMPBELL, A. J. Exercise in preventing falls and fall related injuries in older people: a review of randomised controlled trials. **British journal of sports medicine**, fev. 2000. v. 34, n. 1, p. 7–17.

GILL, D. L. *et al.* **Physical activity and quality of life. Journal of preventive medicine and public health.**

GOLBIDI, S.; LAHER, I. Exercise and the cardiovascular system. **Cardiology research and practice**, 2012. v. 2012, p. 210852.

GOMENŃUKA, N. A. *et al.* Adaptations to changing speed, load, and gradient in human

walking: cost of transport, optimal speed, and pendulum. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, jun. 2014. v. 24, n. 3, p. e165-73.

GOMEŇUKA, N. A. *et al.* The pendular mechanism does not determine the optimal speed of loaded walking on gradients. **Human movement science**, 2016. v. 47, p. 175–185.

GRAM, B. *et al.* Effects of nordic walking and exercise in type 2 diabetes mellitus: a randomized controlled trial. **Clinical journal of sport medicine : official journal of the canadian academy of sport medicine**, set. 2010. v. 20, n. 5, p. 355–61.

GRANACHER, U.; MUEHLBAUER, T.; GRUBER, M. A qualitative review of balance and strength performance in healthy older adults: impact for testing and training. **Journal of aging research**, 2012. v. 2012, p. 708905.

HAGEN, M.; HENNIG, E. M.; STIELDORF, P. Ground reaction forces, rearfoot motion and wrist acceleration in nordic walking. [S.l.]: [s.n.], 2007. V. 1.

HAGNER-DERENGOWSKA, M. *et al.* Effects of nordic walking and pilates exercise programs on blood glucose and lipid profile in overweight and obese postmenopausal women in an experimental, nonrandomized, open-label, prospective controlled trial. **Menopause (new york, n.y.)**, nov. 2015. v. 22, n. 11, p. 1215–23.

HAGNER, W. *et al.* Changes in level of vo<sub>2</sub>max, blood lipids, and waist circumference in the response to moderate endurance training as a function of ovarian aging. **Menopause (new york, n.y.)**, 2009. v. 16, n. 5, p. 1009–13.

HANSEN, E. A.; SMITH, G. Energy expenditure and comfort during nordic walking with different pole lengths. **Journal of strength and conditioning research**, 2009. v. 23, n. 4, p. 1187–1194.

HARDY, S. E. *et al.* Improvement in usual gait speed predicts better survival in older adults. **Journal of the american geriatrics society**, nov. 2007. v. 55, n. 11, p. 1727–1734.

HARTVIGSEN, J. *et al.* Supervised and non-supervised nordic walking in the treatment of chronic low back pain: a single blind randomized clinical trial. **Bmc musculoskeletal disorders**, 2010. v. 11, p. 1–9.

HARTVIGSEN, J. *et al.* Supervised and non-supervised nordic walking in the treatment of

chronic low back pain: a single blind randomized clinical trial. **Bmc musculoskeletal disorders**, 2010. v. 11, p. 30.

HASKELL, W. L. *et al.* Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the american college of sports medicine and the american heart association. **Circulation**, ago. 2007. v. 116, n. 9, p. 1081–93.

HAUSDORFF, J. Gait variability: methods, modeling and meaning. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, 2005. v. 2, n. 1, p. 19.

HOBEIKA, C. P. Equilibrium and balance in the elderly. **Ear, nose, & throat journal**, ago. 1999. v. 78, n. 8, p. 558–62, 565–6.

HOMMA, D.; JIGAMI, H.; SATO, N. Effects of nordic walking on pelvis motion and muscle activities around the hip joints of adults with hip osteoarthritis. **Journal of physical therapy science**, abr. 2016. v. 28, n. 4, p. 1213–8.

HORTOBÁGYI, T. *et al.* Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. **Gait & posture**, jun. 2009. v. 29, n. 4, p. 558–64.

HOYT, D. F.; TAYLOR, C. R. Gait and the energetics of locomotion in horses. **Nature**, 16 jul. 1981. v. 292, n. 5820, p. 239–240.

IBGE. Instituto brasileiro de geografia e estatística. **Indicadores sociais municipais, censo 2009**, [S.l.], 2009. . Acesso em: 21 jan. 2013.

IVANENKO, Y. P.; POPPELE, R. E.; LACQUANITI, F. Motor control programs and walking. **The neuroscientist : a review journal bringing neurobiology, neurology and psychiatry**, ago. 2006. v. 12, n. 4, p. 339–48.

JOLLENBECK, T.; LEYSER, D.; GRUNENBER, C. Nordic walking a field study of biomechanical loading of the lower extremities. [S.l.]: [s.n.], 2006.

KALLINEN, M.; MARKKU, A. Aging, physical activity and sports injuries. an overview of common sports injuries in the elderly. **Sports medicine (auckland, n.z.)**, jul. 1995. v. 20, n. 1, p. 41–52.

KATSURA, Y. *et al.* Effects of aquatic exercise training using water-resistance equipment in elderly. **European journal of applied physiology**, mar. 2010. v. 108, n. 5, p. 957–64.

KAWAMOTO, R. *et al.* Changes in oxidized low-density lipoprotein cholesterol are associated with changes in handgrip strength in japanese community-dwelling persons. **Endocrine**, abr. 2015. v. 48, n. 3, p. 871–7.

KEAST, M.-L. *et al.* Randomized trial of nordic walking in patients with moderate to severe heart failure. **Canadian journal of cardiology**, 2013. v. 29, n. 11, p. 1470–1476.

KIMURA, M. *et al.* Constructing an index of physical fitness age for japanese elderly based on 7-year longitudinal data: sex differences in estimated physical fitness age. **Age (dordrecht, netherlands)**, fev. 2012. v. 34, n. 1, p. 203–14.

KLASS, M.; BAUDRY, S.; DUCHATEAU, J. Voluntary activation during maximal contraction with advancing age: a brief review. **European journal of applied physiology**, jul. 2007. v. 100, n. 5, p. 543–51.

KLEINDIENST, F. I. *et al.* [Comparison of kinematic and kinetic parameters between the locomotion patterns in nordic walking, walking and running]. **Sportverletzung sportschaden : organ der gesellschaft für orthopädisch-traumatologische sportmedizin**, mar. 2006. v. 20, n. 1, p. 25–30.

KLEINER, A. F. R. *et al.* O papel dos sistemas visual, vestibular, somatosensorial e auditivo para o controle postural. **Revista neurociencias**, 2011. v. 19, n. 2, p. 349–357.

KNIGHT, C. A; CALDWELL, G. E. Muscular and metabolic costs of uphill backpacking: are hiking poles beneficial? **Medicine and science in sports and exercise**, 2000. v. 32, n. 12, p. 2093–2101.

KOCUR, P. *et al.* Effects of nordic walking training on exercise capacity and fitness in men participating in early, short-term inpatient cardiac rehabilitation after an acute coronary syndrome -- a controlled trial. **Clinical rehabilitation**, 2009. v. 23, n. 11, p. 995–1004.

\_\_\_\_\_ *et al.* Does nordic walking improves the postural control and gait parameters of women between the age 65 and 74: a randomized trial. **Journal of physical therapy science**, 2015. v. 27, n. 12, p. 3733–7.

\_\_\_\_\_ ; WILK, M. Nordic walking - nowa forma ćwiczeń w rehabilitacji. **Rehabilitacja medyczna**, 2006. v. 10, n. 2, p. 9–14.

KOCUR, P.; WILK, M. Nordic walking - new form of exercise in rehabilitation.

**Rehabilitacja medyczna**, 2006. v. 10, n. 2, p. 9–14.

LAMOUREUX, E. *et al.* The effects of improved strength on obstacle negotiation in community-living older adults. **Gait & posture**, 2003. v. 17, n. 3, p. 273–283.

LANGBEIN, W. E. *et al.* Increasing exercise tolerance of persons limited by claudication pain using polestriding. **Journal of vascular surgery**, 2002. v. 35, n. 5, p. 887–893.

LAUKKANEN, R. *et al.* Review : scientific evidence on nordic walking 1 . studies related to health. 2007.

LAUREANO, M. L. M. *et al.* Relationship between functional fitness, medication costs and mood in elderly people. **Revista da associação médica brasileira**, jun. 2014. v. 60, n. 3, p. 200–207.

LEE, D.; KO, T.; CHO, Y. Effects on static and dynamic balance of task-oriented training for patients in water or on land. **Journal of physical therapy science**, 2010. v. 23, n. 3, p. 331–336.

LEE, H. S.; PARK, J. H. Effects of nordic walking on physical functions and depression in frail people aged 70 years and above. **Journal of physical therapy science**, ago. 2015. v. 27, n. 8, p. 2453–6.

LEJCZAK, A. *et al.* Nordic walking may safely increase the intensity of exercise training in healthy subjects and in patients with chronic heart failure. **Advances in clinical and experimental medicine**, 2016. v. 25, n. 1, p. 145–149.

LOWE, D. A. *et al.* Electron paramagnetic resonance reveals age-related myosin structural changes in rat skeletal muscle fibers. **American journal of physiology. cell physiology**, mar. 2001. v. 280, n. 3, p. C540-7.

MAKI, B. E. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? **Journal of the american geriatrics society**, mar. 1997. v. 45, n. 3, p. 313–320.

MANNEKORPI, K. *et al.* Does moderate-to-high intensity nordic walking improve functional capacity and pain in fibromyalgia? a prospective randomized controlled trial. **Arthritis research & therapy**, 2010. v. 12, n. 5, p. R189.

MARGARIA, R. Sulla fisiologia e specialmente sul consumo energetico della marcia e della corsa a varia velocità ed inclinazione del terreno. **Att. acc. naz. lincei** ., 1938. v. 7, p. 299–368.

MARTÍNEZ, A. E. **Analisis biomecánico de la marcha nordica: efectos de la experiencia y de la velocidad de práctica sobre el patrón de presión plantar, las fuerzas de reacción del suelo y los niveles de impacto**. [S.l.]: Universidad de Valencia, 2012.

MIAN, O. S. *et al.* Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. **Acta physiologica (oxford, england)**, fev. 2006. v. 186, n. 2, p. 127–39.

MIAN, O. S. *et al.* The impact of physical training on locomotor function in older people. **Sports medicine (auckland, n.z.)**, 2007. v. 37, n. 8, p. 683–701.

MIAN, O. S. *et al.* Gastrocnemius muscle?tendon behaviour during walking in young and older adults. **Acta physiologica**, jan. 2007. v. 189, n. 1.

MIKALACKI, M.; COKORILO, N.; KATIĆ, R. Effect of nordic walking on functional ability and blood pressure in elderly women. **Collegium antropologicum**, set. 2011. v. 35, n. 3, p. 889–94.

MILANOVIĆ, Z. *et al.* Age-related decrease in physical activity and functional fitness among elderly men and women. **Clinical interventions in aging**, 2013. v. 8, p. 549–56.

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**, set. 1992. v. 170, p. 19–34.

MOHER, D. *et al.* The consort statement: revised recommendations for improving the quality of reports of parallel-group randomized trials 2001. **Explore (new york, n.y.)**, jan. 2005. v. 1, n. 1, p. 40–5.

\_\_\_\_\_ *et al.* Reprint--preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the prisma statement. **Physical therapy**, set. 2009. v. 89, n. 9, p. 873–80.

MONTEIRO, E. P. *et al.* Effects of nordic walking training on functional parameters in parkinson's disease: a randomized controlled clinical trial. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, 2016. p. n/a-n/a.

MORSE, C. I. *et al.* In vivo physiological cross-sectional area and specific force are reduced in the gastrocnemius of elderly men. **Journal of applied physiology (bethesda, md. : 1985)**, set. 2005. v. 99, n. 3, p. 1050–5.

NAGANO, H. *et al.* Ageing and limb dominance effects on foot-ground clearance during treadmill and overground walking. **Clinical biomechanics (bristol, avon)**, nov. 2011. v. 26, n. 9, p. 962–8.

NARICI, M. V. *et al.* Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, 1989. v. 59, n. 4, p. 310–9.

NELSON, M. E. *et al.* Physical activity and public health in older adults: recommendation from the american college of sports medicine and the american heart association. **Medicine and science in sports and exercise**, ago. 2007. v. 39, n. 8, p. 1435–45.

NEPTUNE RR, KAUTZ SA, Z. F. Comments on &quot;propulsive adaptation to changing gait speed&quot;; **J biomech**, 2001. v. 34, n. 2, p. 1667–1670.

OLIVEIRA, D. N. ; BARRETO, R. R. Avaliação do equilíbrio estatico em deficientes visuais adquiridos. **Revista neurociencias**, 2005. v. 13, n. 3, p. 122–127.

OLIVEIRA, H. B. *et al.* Estabilidade dinâmica da caminhada de indivíduos hemiparéticos: a influência da velocidade. **Revista da educacao fisica**, 2013. v. 24, n. 4, p. 559–565.

OTA, S. *et al.* Differences in knee joint kinematics and kinetics during level walking and walking with two types of poles — focus on knee varus moment. **Journal of musculoskeletal research**, 2013. v. 16, n. 4, p. 1350018.

OTTER, A. . DEN *et al.* Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. **Gait & posture**, jun. 2004. v. 19, n. 3, p. 270–278.

PALMIERI, R. M. *et al.* Center-of-pressure parameters used in the assessment of postural control. **Sport rehabilitation**, 2002. v. 11, p. 51–66.

PAOLI, A.; BIANCO, A. What is fitness training? definitions and implications: a systematic review article. **Iranian journal of public health**, maio. 2015. v. 44, n. 5, p. 602–14.

PARKATTI, T.; PERTTUNEN, J.; WACKER, P. Improvements in functional capacity from

nordic walking: a randomized-controlled trial among elderly people. **Journal of aging and physical activity**, jan. 2012. v. 20, n. 1, p. 93–105.

PAVOL, M. J.; OWINGS, T. M.; GRABINER, M. D. Body segment inertial parameter estimation for the general population of older adults. **Journal of biomechanics**, maio. 2002. v. 35, n. 5, p. 707–12.

PELLEGRINI, B. *et al.* Exploring muscle activation during nordic walking: a comparison between conventional and uphill walking. **Plos one**, 2015. v. 10, n. 9, p. 1–14.

\_\_\_\_\_ *et al.* Mechanical energy patterns in nordic walking: comparisons with conventional walking. **Gait & posture**, jan. 2017. v. 51, p. 234–238.

PÉREZ-SORIANO, P. *et al.* Nordic walking: a systematic review. **European journal of human movement**, 2014. v. 33, n. 0, p. 26–45.

PERREY, S.; FABRE, N. Exertion during uphill, level and downhill walking with and without hiking poles. **Journal of sports science and medicine**, 2008. v. 7, n. 1, p. 32–38.

PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. **Energética e mecânica da caminhada e corrida humana com especial referência à locomoção em plano inclinado e efeitos da idade**. [S.l.]: Federal University of Rio Grande do Sul, 2008.

PEYRÉ-TARTARUGA, L.; MONTEIRO, E. A new integrative approach to evaluate pathological gait: locomotor rehabilitation index. **Clinical and translational degenerative diseases**, 2016. v. 1, n. 2, p. 86–90.

PHILLIPS, S. K.; BRUCE, S. A.; WOLEDGE, R. C. In mice, the muscle weakness due to age is absent during stretching. **The journal of physiology**, jun. 1991. v. 437, p. 63–70.

PIECH, K.; RACZYŃSKA, B. Review papers nordic walking. 2010. p. 69–78.

PILCH, W. *et al.* Effects of 6-week nordic walking training on changes in 25(oh)d blood concentration in women after 55 years of age. **The journal of sports medicine and physical fitness**, 20 jan. 2016.

PILCH, W. B. *et al.* The influence of a 12-week program of physical activity on changes in body composition and lipid and carbohydrate status in postmenopausal women. **Przegląd menopauzalny = menopause review**, dez. 2015. v. 14, n. 4, p. 231–7.

PORCARI, J. P. *et al.* The physiological responses to walking with and without power poles on treadmill exercise. **Research quarterly for exercise and sport**, jun. 1997. v. 68, n. 2, p. 161–6.

PORTER, M. M.; VANDERVOORT, A. A.; KRAMER, J. F. Eccentric peak torque of the plantar and dorsiflexors is maintained in older women. **The journals of gerontology. series a, biological sciences and medical sciences**, mar. 1997. v. 52, n. 2, p. B125-31.

POUSSON, M.; LEPERS, R.; HOECKE, J. VAN. Changes in isokinetic torque and muscular activity of elbow flexors muscles with age. **Experimental gerontology**, nov. 2001. v. 36, n. 10, p. 1687–1698.

RADMILA, K. *et al.* A comparative analysis of the indicators of the functional fitness of the elderly. **Facta universitatis - series: physical education and sport**, 2011. v. 9, n. 2, p. 161–171.

REILLY, T.; MORRIS, T.; WHYTE, G. The specificity of training prescription and physiological assessment: a review. [Http://dx.doi.org/10.1080/02640410902729741](http://dx.doi.org/10.1080/02640410902729741), 2009.

REUTER, I. *et al.* Effects of a flexibility and relaxation programme, walking, and nordic walking on parkinson's disease. **Journal of aging research**, 2011. v. 2011, p. 232473.

ROBINSON, K. A.; DICKERSIN, K. Development of a highly sensitive search strategy for the retrieval of reports of controlled trials using pubmed. **International journal of epidemiology**, fev. 2002. v. 31, n. 1, p. 150–3.

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.

ROSA, T. E. Da C. *et al.* Fatores determinantes da capacidade funcional entre idosos. **Revista de saúde pública**, fev. 2003. v. 37, n. 1, p. 40–48.

SAIBENE, F.; MINETTI, A. E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. **European journal of applied physiology**, jan. 2003. v. 88, n. 4–5, p. 297–316.

SAUNDERS, M. J. *et al.* Trekking poles increase physiological responses to hiking without

increased perceived exertion. **Journal of strength and conditioning research / national strength & conditioning association**, set. 2008. v. 22, n. 5, p. 1468–74.

SCHIFFER, T. *et al.* Physiological responses to nordic walking, walking and jogging. **European journal of applied physiology**, 2006. v. 98, n. 1, p. 56–61.

\_\_\_\_\_ *et al.* Mechanical and physiological effects of varying pole weights during nordic walking compared to walking. **European journal of applied physiology**, 2011. v. 111, n. 6, p. 1121–1126.

SCHMIDT-NIELSEN, K. Locomotion: energy cost of swimming, flying, and running. **Science (new york, n.y.)**, 21 jul. 1972. v. 177, n. 4045, p. 222–8.

SCHUCH, F. B. *et al.* **Exercise improves physical and psychological quality of life in people with depression: a meta-analysis including the evaluation of control group response. Psychiatry research.**

SCHWAMEDER, H. *et al.* Knee joint forces during downhill walking with hiking poles. **Journal of sports sciences**, 1999. v. 17, n. 12, p. 969–978.

SCHWAMEDER, H. *et al.* Knee joint forces during downhill walking with hiking poles. **Journal of sports sciences**, dez. 1999. v. 17, n. 12, p. 969–78.

SEVENSSON, M. **Nordic walking**. [S.l.]: [s.n.], 2009.

SHIM, J.-M. *et al.* Comparison of the effects of walking with and without nordic pole on upper extremity and lower extremity muscle activation. **Journal of physical therapy science**, 2013. v. 25, n. 12, p. 1553–6.

SIMOCELI, L. *et al.* Perfil diagnóstico do idoso portador de desequilíbrio corporal: resultados preliminares. **Revista brasileira de otorrinolaringologia**, dez. 2003. v. 69, n. 6, p. 772–777.

SKÓRKOWSKA-TELICHOWSKA, K. *et al.* Nordic walking in the second half of life. **Aging clinical and experimental research**, 23 jan. 2016.

SONG, M.-S. *et al.* Effects of nordic walking on body composition, muscle strength, and lipid profile in elderly women. **Asian nursing research**, 2013. v. 7, n. 1, p. 1–7.

SPIRDUSO, W.; FRANCIS, K.; MACRAE, P. Physical dimensions of aging. 1995.

STIEF, F. *et al.* Inverse dynamic analysis of the lower extremities during nordic walking, walking, and running. **Journal of applied biomechanics**, 2008. v. 24, n. 4, p. 351–359.

STOUGHTON. **Psychological profiles before and after 12 weeks of walking or exertrider training in adult women**. [S.l.]: University of Wisconsin La Grosse, 1992.

STRUTZENBERGER, G.; RASP, B.; SCHWAMEDER, H. Effect of walking speed and pole length on kinematics and dynamics in nordic walking. **Isbs - conference proceedings archive**, 2007. v. 1, n. 1.

SUGIYAMA, K. *et al.* Oxygen uptake, heart rate, perceived exertion, and integrated electromyogram of the lower and upper extremities during level and nordic walking on a treadmill. **Journal of physiological anthropology**, 2013. v. 32, n. 1, p. 2.

SVOBODA, Z. *et al.* Kinematical analysis, pole forces and energy cost of nordic walking: slope influence. **Acta gymnica**, 2011. v. 41, n. January 2016, p. 27–34.

SWEET, T. W. *et al.* Quantitation of resistance training using the session rating of perceived exertion method. **Journal of strength and conditioning research / national strength & conditioning association**, nov. 2004. v. 18, n. 4, p. 796–802.

TAKESHIMA, N. *et al.* Functional fitness gain varies in older adults depending on exercise mode. **Medicine and science in sports and exercise**, nov. 2007. v. 39, n. 11, p. 2036–43.

\_\_\_\_\_ *et al.* Effects of nordic walking compared to conventional walking and band-based resistance exercise on fitness in older adults. **Journal of sports science & medicine**, 2013. v. 12, n. 3, p. 422–30.

TARSO, P. DE *et al.* Amplitude e cadência do passo e componentes da aptidão muscular em idosos: um estudo correlacional multivariado. **Rev bras med esporte**, 2004. v. 10, n. 5, p. 389–394.

TAVARES, B. B. *et al.* Impact of physical exercise on quality of life of older adults with depression or alzheimer's disease: a systematic review. **Trends psychiatry psychotherapy**, set. 2014. v. 36, n. 3, p. 134–139.

TRAPPE, S. *et al.* Single muscle fibre contractile properties in young and old men and women. **The journal of physiology**, 1 out. 2003. v. 552, n. Pt 1, p. 47–58.

TSCHENTSCHER, M.; NIEDERSEER, D.; NIEBAUER, J. Health benefits of nordic walking: a systematic review. **American journal of preventive medicine**, 2013. v. 44, n. 1, p. 76–84.

VANDERVOORT, A. A.; KRAMER, J. F.; WHARRAM, E. R. Eccentric knee strength of elderly females. **Journal of gerontology**, jul. 1990. v. 45, n. 4, p. B125-8.

WAGNER, P. D. Muscle intracellular oxygenation during exercise: optimization for oxygen transport, metabolism, and adaptive change. **European journal of applied physiology**, jan. 2012. v. 112, n. 1, p. 1–8.

WILD, L. B. *et al.* Characterization of cognitive and motor performance during dual-tasking in healthy older adults and patients with parkinson's disease. **Journal of neurology**, 2012.

WILLEMS, P. A.; CAVAGNA, G. A.; HEGLUND, N. C. External, internal and total work in human locomotion. **The journal of experimental biology**, fev. 1995. v. 198, n. Pt 2, p. 379–93.

WILLSON, J. *et al.* Gait mechanics. **Sports medicine**, 2000. n. March, p. 0–5.

WILLSON, J. *et al.* Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. **Medicine and science in sports and exercise**, jan. 2001. v. 33, n. 1, p. 142–7.

WINTER, D. A. *et al.* Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. **Physical therapy**, jun. 1990. v. 70, n. 6, p. 340–7.

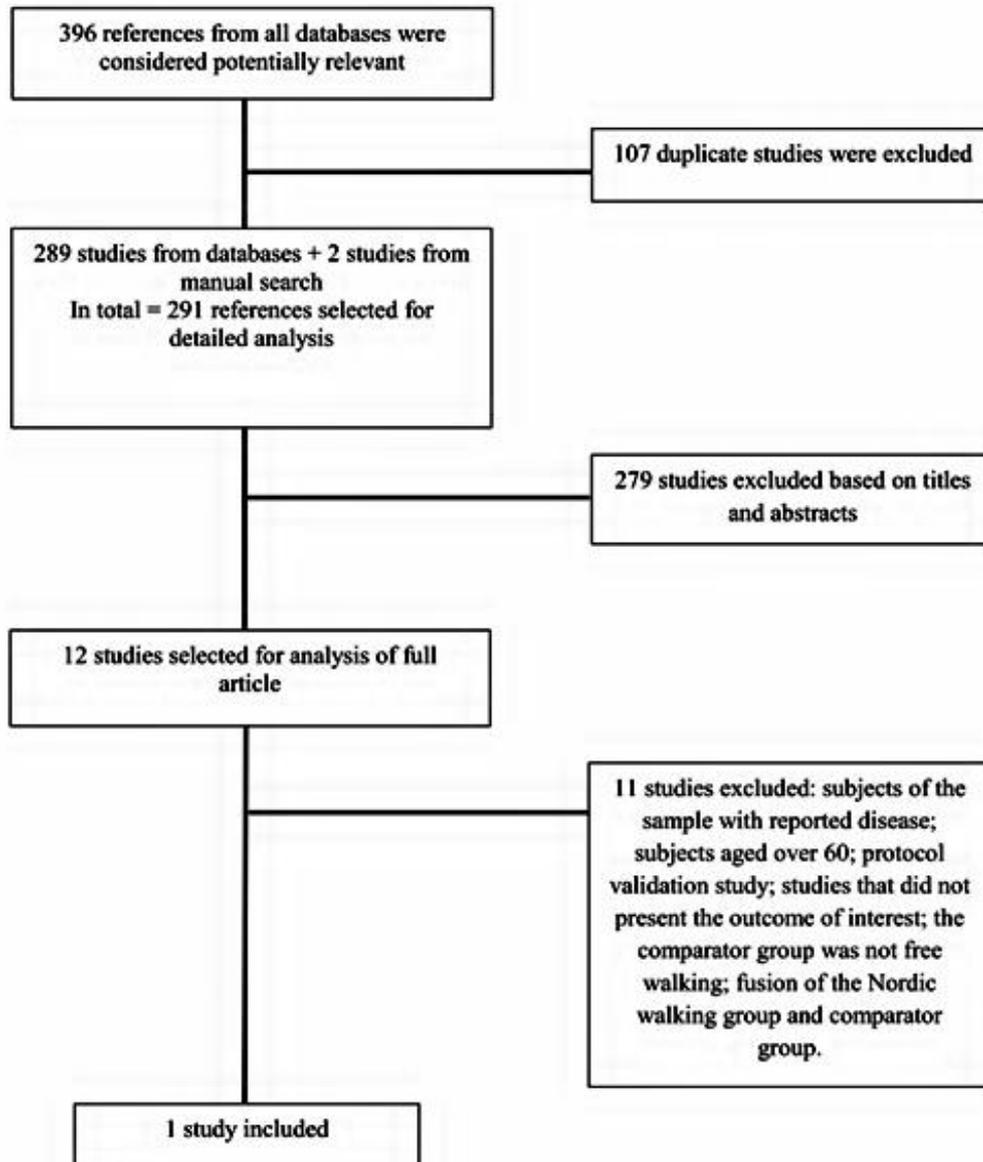
\_\_\_\_\_ *et al.* An integrated emg/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait. **Progress in brain research**, 1993. v. 97, p. 359–67.

\_\_\_\_\_; PATLA, A. E.; FRANK, J. S. Assessment of balance control in humans. **Medical progress through technology**, maio. 1990. v. 16, n. 1–2, p. 31–51.

YANG, J. F.; STEPHENS, M. J.; VISHRAM, R. Infant stepping: a method to study the sensory control of human walking. **The journal of physiology**, 15 mar. 1998. p. 927–37.

**Table 1** – Search strategy used in Pubmed.

#1	“aged”[mesh] or “aged” or “aging” or “elderly” or “older” or “elder” or “older people” or “old” or “ageing” or “older adults” or “older adult”
#2	“nordic walking” or “nordic poles” or “pole walking” or “pole striding” or “hiking poles” or “exerstriders”
#3	(randomized controlled trial[pt] or controlled clinical trial[pt] or randomized controlled trials[mh] or random allocation[mh] or double-blind method[mh] or single-blind method[mh] or clinical trial[pt] or clinical trials[mh] or ("clinical trial"[tw]) or ((singl*[tw] or doubl*[tw] or trebl*[tw] or tripl*[tw]) and (mask*[tw] or blind*[tw])) or ("latin square"[tw]) or placebos[mh] or placebo*[tw] or random*[tw] or research design[mh:noexp] or follow-up studies[mh] or prospective studies[mh] or cross-over studies[mh] or control*[tw] or prospectiv*[tw] or volunteer*[tw]) not (animal[mh] not human[mh])
#4	#1 AND #2 AND #3



**Figure 1:** Flowchart of the studies since the result of the search until inclusion. RCTs = randomized clinical trials.

**Table 2:** Characteristics of the study included.

Sample Size	Age (years)	Sex Female/ Male	Physical Condition	Duration of Intervention (Weeks)	Volume of Intervention	Intensity of Intervention
33	70.1 ±5.3	9 / 8	Sedentary elderly	12 weeks (both groups)	3 times per week with sessions from 50 to 70 minutes (both groups)	Moderate/ High (using heart rate as parameter)
	68.0 ±4.9					

NW = Nordic walking group, FW = free walking group.

**Table 3:** Results summarized of the study included (TAKESHIMA *et al.*, 2013). Post-intervention values expressed as mean and standard deviation; the percentage of change in relation to pre-intervention values; and p value are presented.

Parameter	Test (unit)	NW Group		FW Group		P-value
		Post-training Mean (SD)	Change (%)	Post-training Mean (DP)	Change (%)	
Upper limbs strength and muscular endurance	<b>Arm Curl Test</b> (repetitions in 30 s)	27.8 (4.4)	11.6	26.6 (3.2)	5.1	< 0.001
Lower limbs strength and muscular endurance	<b>Chair Stand Test</b> (repetitions in 30 s)	27.8 (5.4)	12.6	26.6 (3.9)	9.5	> 0.05
Mobility	<b>Timed Up and Go Test</b> (s)	4.1 (0.4)	4.7	4.2 (0.5)	6.7	> 0.05
Flexibility of lumbar spine and posterior thigh muscles	<b>Sit and Reach Test</b> (cm)	12.1 (11.5)	75.3	5.0 (17.3)	61.3	< 0.01
Shoulder joint flexibility	<b>Back and Scratch Test</b> (cm)	-5.1 (13.6)	44.5	-6.0 (13.7)	25	> 0.05

NW = Nordic walking group; FW = free walking group.

## ANEXO D

### ARTIGO B PRONTO PARA SUBMISSÃO

#### **Improvements in quality of life, functional parameters and locomotion of sedentary seniors after Nordic walking training and free walking: a randomized controlled clinical trial**

Natalia Andrea Gomeñuka, Henrique Bianchi Oliveira, Edson Soares da Silva, Ana Carolina Kanitz, Giane Veiga Liedtke, Rochelle Rocha Costa, Felipe Schuch, Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga

#### **ABSTRACT**

**Introduction:** Recently there is an increase of intervention studies with Nordic walking (NW) in elderly people, aiming to maintain and to increase levels of physical activity and functionality of this population. The use of poles during NW allows the recruitment of upper limbs muscles, and therefore almost 90% of body musculature is activated, which is the main difference from walking without poles or free walking (FW). Studies report improvements in health, physical conditioning, functional fitness, balance, strength, walking speed and quality of life with NW training in sedentary elderly people. **Objective:** to assess by means of a randomized clinical trial the effects of eight weeks of NW and FW training on quality of life (QoL), static balance, dynamic variability, self-selected walking speed (SWS) and locomotor rehabilitation index (LRI) in sedentary elderly people. **Methods:** Thirty-two sedentary seniors were randomized into two groups; NW group (n=16, age: 64.6±4.1 years old, body mass: 81.5±10.7 kg and height: 166.3±7.5 cm); and FW group (n=16, age: 68.6±3.9 years old, body mass: 74.6±14.5 kg and height: 161.6±10.3 cm), performed training with and without poles during 8 weeks. QoL, static balance, dynamic variability, SWS and LRI data were collected pre- and post-training. **Conclusion:** the improvement in SWS combined with the use of LRI, along with the preference of the elderly reported in the literature, allow us to conclude that NW training has clinical relevance and is recommended as means of improvement of physical conditioning and method of rehabilitation for sedentary seniors. Furthermore, we emphasize that more RCTs are needed to reinforce these findings.

**Key-words:** Pole walking, elderly training, Locomotor Rehabilitation Index, Self-selected walking speed.

#### **INTRODUCTION**

With the increase of life expectancy worldwide, there is an increasing interest in maintaining and increasing physical activity levels and functionality of this population, aiming an improvement in quality of life and also functional independence of these seniors. In this way, different programs of health promotion for the elderly are being implemented (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE *et al.*, 2009; GARBER *et al.*, 2011; SONG *et al.*, 2013; TAKESHIMA *et al.*, 2013).

Nordic walking (NW) appears relatively as a new modality of walking training, due to the use of ergonomically designed poles for the accomplishment of the movement. The main

purpose of the use of the poles is the recruitment of upper limbs muscles to each force application in the stick upon contact with the ground. The technique of NW increases the intensity of exercise when compared with walking without poles, and because of that, NW is a physical activity recommended for the elderly (FIGUEIREDO *et al.*, 2013; SONG *et al.*, 2013; TAKESHIMA *et al.*, 2013).

Different studies report the need of a training method for the elderly that is of greater intensity than a simple walking, and that way, NW training has been increasing in the past years aiming to cover this necessity. Recently, improvements in health, physical conditioning, functional fitness, balance, strength, walking speed and quality of life have been reported with NW training in sedentary seniors (FIGUEIREDO *et al.*, 2013; LEE; PARK, 2015; PARKATTI; PERTTUNEN; WACKER, 2012; SKÓRKOWSKA-TELICHOWSKA *et al.*, 2016; SONG *et al.*, 2013; TAKESHIMA *et al.*, 2013).

Faced with that, the purpose of the present randomized clinical trial was to assess the effects of eight weeks of Nordic walking training (NW) and free walking training (FW) on quality of life (QoL), static balance, dynamic variability, self-selected walking speed (SWS) and on locomotor rehabilitation index (LRI) of sedentary elderly people. Our hypothesis of this work was that after eight weeks of NW and FW training the sedentary elderly of NW group would present an improvement in QoL rates, static balance, dynamic variability, SWS and in LRI when compared to FW group, being these increments based on adaptations of NW technique.

## **MATERIALS AND METHODS**

### **Sample**

All participants read and signed a free and informed consent form before starting their participation in the study (number 878.736). All evaluations and training sessions were conducted in the Physical Education, Physiotherapy and Dance School of the Federal University of Rio Grande do Sul (UFRGS) of Porto Alegre – Brazil. Thirty-two sedentary elderly people were randomized in two groups. The intervention group performed walking with poles training (NW) during 8 weeks and the control group accomplished walking without poles training (FW) during the same period. Volunteers were divided in NW group with  $n=16$  participants, age:  $64.6\pm 4.1$  years old, body mass:  $81.5\pm 10.7$  kg, and height:  $166.3\pm 7.5$  cm; and FW group with  $n=16$  participants, age:  $68.6\pm 3.9$  years old, body mass:  $74.6\pm 14.5$ kg and height:  $161.6\pm 10.3$  cm. Sedentary elderly people, understood as those

seniors who were at least six months without practicing structured or systematized physical activities, aged between 60 and 80, non-smoking, and who did not show chronic pain or presence of migraine or nausea in daily life, or history of labyrinthitis, and also that did not have factors that could impair the elderly to conclude the sessions and tests were included. Data of the seniors who did not have a minimum of 90% of training frequency were excluded from the analysis. Participants were allocated in the two groups by simple randomization, using a computer software that performs a binary random list. Allocation concealment was performed by a sequentially numbered list, in which a blinded evaluator indicated to each group each number (subject) corresponded. The researcher that conducted the allocation was an impartial evaluator who was not involved with the study, in order to maintain the confidentiality of the allocation and blinding of the study. Randomization and allocation processes were performed after the conclusion of the familiarization with Nordic walking technique and before starting the training.

### **Study Design and Procedures**

This study was designed as a randomized controlled clinical trial in parallel, with allocation index of 1:1. There were no alterations in the groups after the beginning of the training. All subjects performed a period of one month of familiarization with Nordic walking technique (one weekly session of 45 minutes). After familiarization, subjects attended to the laboratory to undergo the post-training period assessments.

On the first visit (day 1) anthropometric, quality of life (WHOQOL-OLD e WHOQOL-BREEF) and static balance in force platform assessments were performed.

Anthropometric evaluations were conducted after the fulfillment of quality of life questionnaires. In pre- and post-training moments, these variables were collected by two trained researchers, who were impartial, not involved with the study and/or training and blinded to the allocation of the groups.

On the second visit (day 2), subjects performed an incremental maximal test in the treadmill. On the third visit (day 3) to the laboratory, subjects attended for the accomplishment of the evaluation of self-selected walking speed (SWS) and walking in different submaximal speeds (1, 2, 3, 4 and 5 km.h<sup>-1</sup>) in the treadmill, where SWS, LRI and dynamic balance in the pre-training moment. After the conclusion of these assessments the subjects were randomized in NW and FW groups and performed eight weeks of training.

After the training period the subjects went back to the laboratory to undergo the same evaluations corresponding to post-training moment. During all intervention period the subjects were instructed to continue with their usual prescribed medication.

### **Familiarization with treadmill and Borg's Scale**

In this day, subjects were directed to the treadmill where they were familiarized with it, informed about security mechanisms and walked on the treadmill in different speeds (with gradual increase of  $0.5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ), thus familiarization lasted approximately 15 minutes. In this occasion, they were also familiarized with Borg's Scale of 1 to 10 (BORG, 1982; SWEET *et al.*, 2004), indicating the value of effort perception during the changing of the walking speeds and with neoprene mask that would be used for the collection of maximal oxygen consumption ( $\text{VO}_{2\text{máx}}$ ).

### **Static Balance Test**

For the collection of static balance data, a force platform was used (Model AMTI OR6-5, Inc., Watertown, MA) for the measurement of the forces and moments in three dimensions ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$  e  $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$ ).

Evaluation was performed with an individual standing on the platform – bipedal support with bare and united feet – in the situations without blindfold (WB – eyes open) and with blindfold (BL – eyes closed). In both conditions the subjects wore comfortable clothes, should keep their arms rested beside the body and stared at a point marked on the wall (in the height of the eyes about three meters away). Besides that, the subject evaluated was instructed to not move or speak during the collection of the data (should maintain orthostatic position). An experienced researcher gave these instructions individually to the subjects before the start of the assessment.

WB and BL situations were executed three times, with duration of 30 seconds each and interval of one minute between them. The order of the tests was drawn by an evaluator after initial instructions. The platform was calibrated before each collection. Three attempts of 30 seconds of duration for each subject in both situations (WB and BL) were collected, with interval of one minute between them. When the subject was properly placed in the position of the test, data collection initiated.

Force and moment data were exported from Nexus software, and then the COP values were calculated in Matlab® software. The signals coming from the force platform had a gain

of 4000 times and were collected at 2000 Hz. In the processing of raw data a mathematic routine was used (with Butterworth low-pass filter of 4<sup>th</sup> order and with cutoff frequency of 10 Hz defined by the residual analysis method. In both situations of body static balance it was analyzed through mean amplitude of COPx and COPy displacement; maximal amplitude of COPx and COPy displacement; mean speed of COPx and COPy displacement and total mean speed of COPx and COPy displacement, and the mean value of the three attempts for each situation was used (WB and BL).

### **Maximal test on treadmill**

This test was performed on the second day of data collection. Subjects attended to the laboratory with sports clothes and proper shoes for the accomplishment of the maximal effort test. Previously to the maximal effort test, resting systolic and diastolic blood pressure of the subjects was measured. If they were with elevated blood pressure (greater than 140mmHg and 90 mmHg for SBP and DBP, respectively) the test was rescheduled for another day. Participants with normal blood pressure performed the incremental maximal effort test in treadmill with protocol proposed by Bruce et al. (1973), in which speed and inclination were progressively incremented until participants reached maximal effort. Test was finished when the participants reached exhaustion and communicated it to the researchers through visual signs. Two trained researchers blinded to allocation of the subjects independently determined all the values of maximal oxygen consumption, ventilatory thresholds and heart rates (HR) in these situations. The value of oxygen consumption in the second ventilatory threshold and HR in the second ventilatory threshold (VT2) was used to prescribe and periodize the eight weeks of training.

### **Walking Test on Treadmill and Dynamic Balance**

On the third collection day, subjects attended to the laboratory to walk in the treadmill in self-selected speed (SWS) and in different speeds of submaximal walking (1, 2, 3, 4 and 5 km.h<sup>-1</sup>). Subjects wore dark sports clothes and shoes proper for the accomplishment of physical activity. Before the beginning of the kinematic data collection the subjects were prepared by trained researchers, who positioned reflective markers on anatomic points of interest according the model Plug-in-Gait Full-Body of the software Nexus 1.8.5 for the collection of Vicon Motion Capture System 3D kinematics (Oxford, United Kingdom), with six cameras of the model Bonita. Calibration of the space volume of the collection was made,

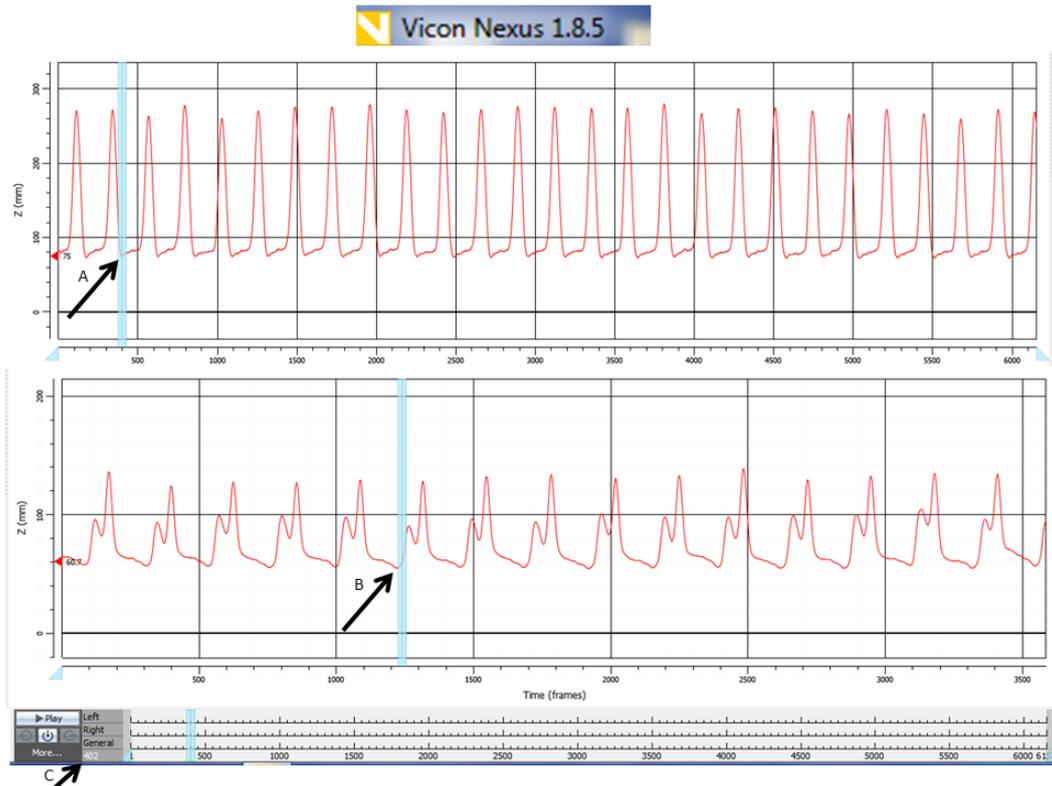
according to the orientations of the manufacturer's manual before the beginning of the collection, and, if it was necessary, the calibration was repeated at any moment.

After placing the reflective markers, the subject positioned himself/herself on the treadmill (model ATL Inbrasport, Medgraphics, Ann Arbor, EUA) and performed the static collection of the subject for the reconstruction of the subsequently images. Thereafter, subjects performed more time (5 to 10 minutes) of familiarization on the treadmill, and only after that, SWS was measured.

A trained evaluator gave the instructions for the subjects to determine their SWS in the treadmill (in this procedure, treadmill speed indicator panel was covered so the individual did not know at which speed he/she was walking, therefore, the researcher gave the command to the subject, who should walk at the most comfortable speed for him/herself, thus representing the walking speed that he/she could sustain for a long time), treadmill speed was gradually decreased or increased in  $0.5 \text{ km.h}^{-1}$  several times, until the subject be sure that that speed was his/her most comfortable walking speed (SWS), and only after this confirmation, treadmill panel was uncovered, and one more time it was asked to the subject if this was his/her SWS, and after this last confirmation SWS was registered.

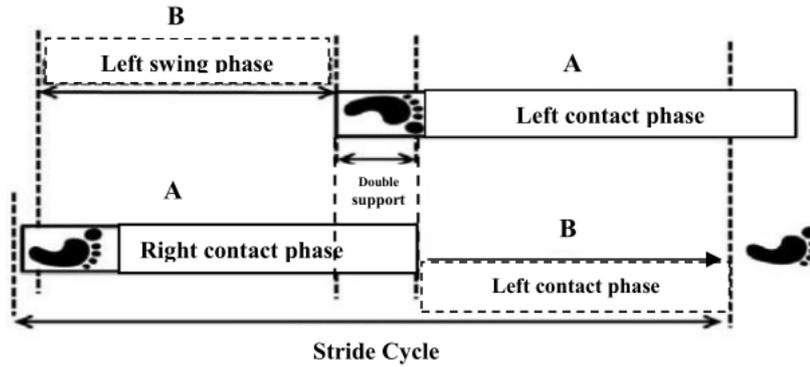
Posteriorly, different submaximal walking speeds in the treadmill were drawn, the subjects performed walking tests in the treadmill during five minutes in each one of these speeds (1, 2, 3, 4, and  $5 \text{ km.h}^{-1}$ ) alternating with five minutes of rest between them. Sampling frequency of the collection in the 3D kinematics system was 200 Hz. Kinematic data were recorded in the minute four of each walking test, with duration of 30 seconds.

Kinematic data processing was performed by an experienced researcher who was blinded to experimental groups. Data corresponding to 10 steps were scanned in the Nexus software for the obtainment of contact moments (touchdown, TD) and unload moments (take off, TO) of the foot with the ground. TD was manually determined by visualizing the minimum value in the vertical displacement graph of each step of the point located in the calcaneus, whereas TO was manually determined by visualizing the first positive displacement of the base point of the third metatarsal of each step in the vertical axis (Figure 1).



**Figure 1:** Illustration referring to the criteria of the determination of the frames considered for “touchdown”, considered as vertical displacement of the reflective marker located in the calcaneus (A) and “take off”, considered as the vertical displacement of the reflective marker located in the third metatarsal (B). C indicates determination of the selected frame.

Thereafter, the determination of the variables corresponding to gait cycle was performed (Contact Time (CT, s), Swing Time (ST, s) and Stride Frequency (SF, Hz)) (Figure 2), from the transformation of the quantity of frames of each phase of the stride for time data, multiplying the quantity of frames by  $dt$  ( $dt = 1/f$ ), where  $f$  is sampling frequency of the images acquisition. For the obtainment of Stride Length (SL, m), the equation  $S = SL \times FP$ , where  $S$  is the treadmill speed and  $FP$  is the inverse of the period (1/s) of step time.



**Figure 2:** Definition of a stride cycle. Contact phase or Contact Time (CT) is the time, during stride cycle, in which the feet (right or left) is in contact with the ground (A). Swing phase or Swing Time (ST) is the time, during stride cycle, in which the feet (right or left) is not in contact with the ground (B). Adapted from Oliveira et al., 2013.

For the determination of dynamic balance variables ( $CoV_{CT}$ ,  $CoV_{ST}$ ,  $CoV_{SL}$ ,  $CoV_{SF}$ ), coefficient of variation was then obtained by the division of mean values ( $\bar{x}$ ) of each variable by its respective standard deviation ( $sv$ ) multiplied by 100, using the following equation  $CoV = [(sv/\bar{x}) \times 100]$  (BEAUCHET *et al.*, 2009; DANION *et al.*, 2003; OLIVEIRA *et al.*, 2013).

Regarding the use of Locomotor Rehabilitation Index (LRI), which is a method that allows the determination of how close SWS is in comparison to the optimal walking speed (OWS), to calculate the theoretical optimal speed of the elderly ( $OPT_T$ ) a mathematical model was used as described in Equation 1:

$$OPT_T = \sqrt{0,25 \times 9,81 \times LLL} \quad \text{Equation 1}$$

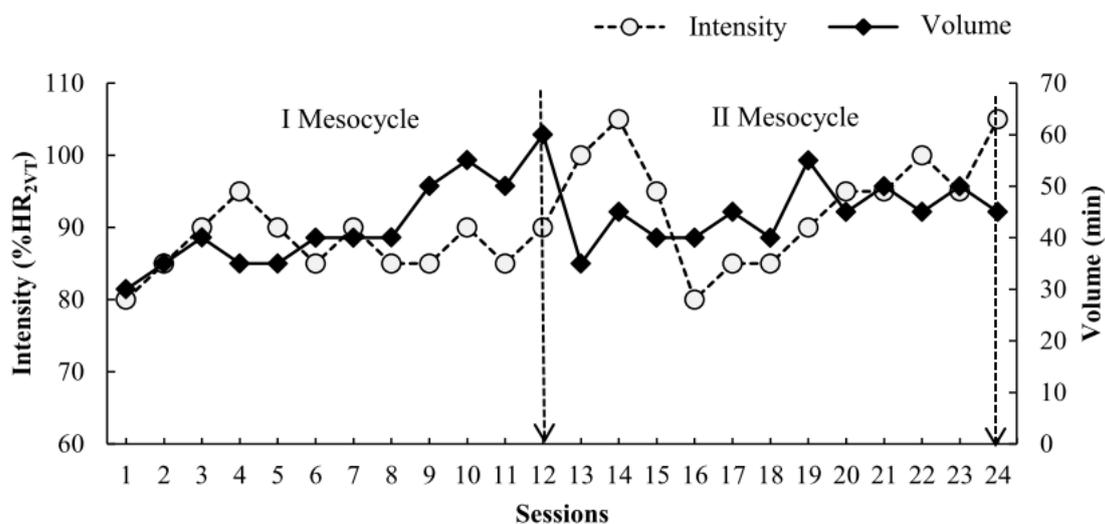
Where  $OPT_T$  is the speed at which subjects spend less metabolic energy per meter of travelled distance, 0.25 represents the optimal walking speed determined by the number of Froude, 9.81 is the gravitational force and LLL is the lower limb length (in meters). After that, to quantify Locomotor Rehabilitation Index (LRI), it is needed to know SWS and  $OPT_T$ . The ratio between SWS and  $OPT_T$  multiplied by 100 indicates LRI, according to Equation 2:

$$LRI = \frac{SWS}{OPT_T} \times 100 \quad \text{Equation 2}$$

In this way, when LRI value is closer to 100, it indicates that the subjects are closer to their OPT speed (FIGUEIREDO *et al.*, 2013).

## Training

The beginning of the training period was performed after the familiarization period with the NW technique (four weeks) and the accomplishment of the initial tests corresponding to pre-training period. Training period had eight weeks of duration, with three weekly sessions (24 sessions in total). Volume (session time in minutes) and intensity (percentage of  $HR_{2VT}$  to reach during the sessions by the subjects) were equal for both groups, corresponding to the percentage of heart rate in the second ventilatory threshold ( $HR_{2VT}$ ). HR was controlled by cardiac monitor (POLAR, S610 model, Finland) during training sessions, with the groups only differing by the use (or not) of the poles during the walks. Training periodization in the different sessions is described as follows: **Warming-up**: all sessions started with 5 minutes of warming-up. **Main part**: with the time referring to the aims of volume and intensity of the session (See Figure 3, Training Periodization). **Back to calm**: all sessions ended with five minutes of back to calm and posteriorly stretching was performed in groups.



**Figure 3:** Model of Training Periodization.

## Statistical Analysis

Sample size was determined by using Gpower program (version 3.1) adopting a significance level of  $\alpha = 0.05$  and power of 90% (based on the studies of ABE; MURAKI; YASUKOUCHI, 2008; ANDERS *et al.*, 2007; CHURCH; EARNEST; MORSS, 2002; FOISSAC; MILLET, 2008; PERREY; FABRE, 2008; SAUNDERS *et al.*, 2008; SCHIFFER *et al.*, 2011). This calculation showed the need of 14 individuals in each group. Descriptive

analysis (mean  $\pm$  standard error) was used to represent results. Sample characterization data (in the base line) of both groups (NW and FW) were compared by Independent T-test (for scalar variables) and Q-square test (for categorical variables). Generalized Estimating Equations (GEE) and Bonferroni post hoc test were used to compare means of all dependent variables (in intention-to-treat analysis). Also, effect size (by Cohen's d) was calculated using post-training values between NW and FW groups, and were classified as small effect (between 0.2 and 0.5), moderate (between 0.5 and 0.8) and big effect (0.8 or more; COHEN, 1988). These results are presented by mean and confidence interval of 95%. Significance level adopted was  $\alpha=0.05$  for all tests. Statistical processing was performed by a highly trained researcher who was blinded to the subjects, using SPSS software (Statistical Package for Social Sciences for Mac, version 22.0).

## **RESULTS**

The aim of this study was to assess the effect of eight weeks of Nordic walking and free walking in sedentary elderly people. Although 32 people have been randomized in FW (n=16) and NW (n=16) groups, six participants dropped out of the study during training period [two subjects of NW group (one for personal reasons and other because of health issue) and four subjects of FW (two for personal reasons, one because of health issue, and one did not state the reason)] representing 18.75% of sample loss. In this way, 26 participants finished the intervention and completed the assessments (NW=12 and FW=14). Participants who completed the intervention had a frequency of 90%, demonstrating adherence to training. Sample characteristics in the beginning of the training did not show differences between groups, as shown on Table 1.

**Table 1:** Sample characterization in intention-to-treat analysis, presenting mean and confidence interval (95% CI) for age, height, body mass (BM), body mass index (BMI), waist/height ratio (WAI/HEI), sum of skinfolds ( $\Sigma$ SK), lower limb length (LLL) and medication of groups' participants data.

Variable	FW group (n=14)	NW group (n=15)	<i>p</i> -value
	Mean (95% CI)	Mean (95% CI)	
Age (years)	68 (66 to 70)	64 (62 to 66)	<b>0.006</b>
Height (cm)	162 (157 to 167)	165 (162 to 169)	0.237
Men, n (%)	4 (44.4)	5 (55.6)	0.686
BM (kg)	74 (66 to 81)	81 (74 to 85)	0.210
Fat Percentage (%)	31 (27 to 35)	32 (27 to 37)	0.918
BMI (kg.m <sup>-2</sup> )	28 (26 to 30)	29 (27 to 31)	0.694
WAI/HEI	0.87 (0.82 to 0.90)	0.91 (0.84 to 0.93)	0.472
$\Sigma$ SK (mm)	132 (113 to 134)	132 (108 to 146)	0.740
LLL <sub>rig</sub> (cm)	83 (80 to 86)	85 (83 to 88)	0.301
LLL <sub>lef</sub> (cm)	83 (80 to 86)	86 (83 to 89)	0.175
Medication (n medicated individuals)			
Hypoglycaemic	3	4	0.663
Anti-hertensive	5	7	0.445
Hypolipidemic	8	7	0.705
Diuretics	3	1	0.280
Hypothyroidism	1	3	0.280
Humour	4	4	1.000

In the results of statistical tests in intention-to-treat analysis of quality of life assessment questionnaire, significant time effects in psychological domain in WHOQOL-BREF ( $p=0.009$ ) and social participation of WHOQOL-OLD ( $<0.001$ ) were observed. There were significant group effects in environment ( $p=0.015$ ) and social relationships domains of WHOQOL-BREF ( $p=0.003$ ). No group\*time interaction was identified (Table 2).

**Table 2:** Results from GEE model effects tests for quality of life test variables of WHOQOL-BREF and WHOQOL-OLD in the different domains. \* represents significant differences in time factor (pre and post-training), and different capital letters represent significant differences in group factor (FW and NW).

Quality of life (QoL)	Intervention	Pre-training	Post-training	<i>p</i> – value		
		Mean±SE	Mean ±SE	Group	Time	Time*Group
BREEF - general QoL	FW	65.38 ±4.11	67.85 ±4.32	0.106	0.258	0.677
	NW	72.32 ±5.38	77.67 ±3.61			
BREEF – Physical	FW	60.39 ±4.57	64.56 ±4.84	0.218	0.074	0.600
	NW	65.05 ±4.36	72.66 ±3.45			
BREEF – Psychological	FW	66.02 ±4.52*	71.42 ±4.64*	0.896	<b>0.009</b>	0.387
	NW	63.98 ±4.91*	74.79 ±2.26*			
BREEF – Environment	FW	61.29 ±3.39 <sup>A</sup>	60.65 ±4.36 <sup>A</sup>	<b>0.015</b>	0.810	0.918
	NW	73.66 ±3.75 <sup>B</sup>	73.40 ±3.92 <sup>B</sup>			
BREEF – Social relationship	FW	62.82 ±3.58 <sup>A</sup>	5.61 ±5.61 <sup>A</sup>	<b>0.003</b>	0.520	0.157
	NW	70.83 ±4.27 <sup>B</sup>	3.37 ±3.37 <sup>B</sup>			
OLD – Total	FW	65.62±3.63	70.65 ±3.93	0.379	0.357	0.096
	NW	72.75 ±3.47	71.30 ±2.43			
OLD – Social participation	FW	60.09 ±5.41*	77.40 ±5.02*	0.385	<b>&lt;0.001</b>	0.088
	NW	70.41 ±4.30*	77.08 ±3.55*			
OLD – Sensory habilities	FW	75.00 ±2.94	70.53 ±4.78	0.332	0.251	0.779
	NW	78.75 ±2.75	76.04 ±5.09			
OLD – Past, present and future activities	FW	68.22 ±6.22	72.76 ±4.57	0.548	0.570	0.341
	NW	74.58 ±3.19	73.43 ±4.04			
OLD – Intimacy	FW	64.28 ±7.18	65.62 ±7.16	0.468	0.319	0.190
	NW	76.52 ±5.17	66.66 ±8.63			
OLD – Death and dying	FW	63.83 ±6.41	62.50 ±5.54	0.654	0.731	0.492
	NW	64.16 ±5.57	68.18±4.13			
OLD – Autonomy	FW	66.34 ±3.63	64.42 ±4.87	0.232	0.800	0.216
	NW	70.00 ±3.18	72.91 ±3.48			

Static balance results evaluated in force platform in WB (open eyes) and BL (closed eyes) situations can be observed on Table 3.

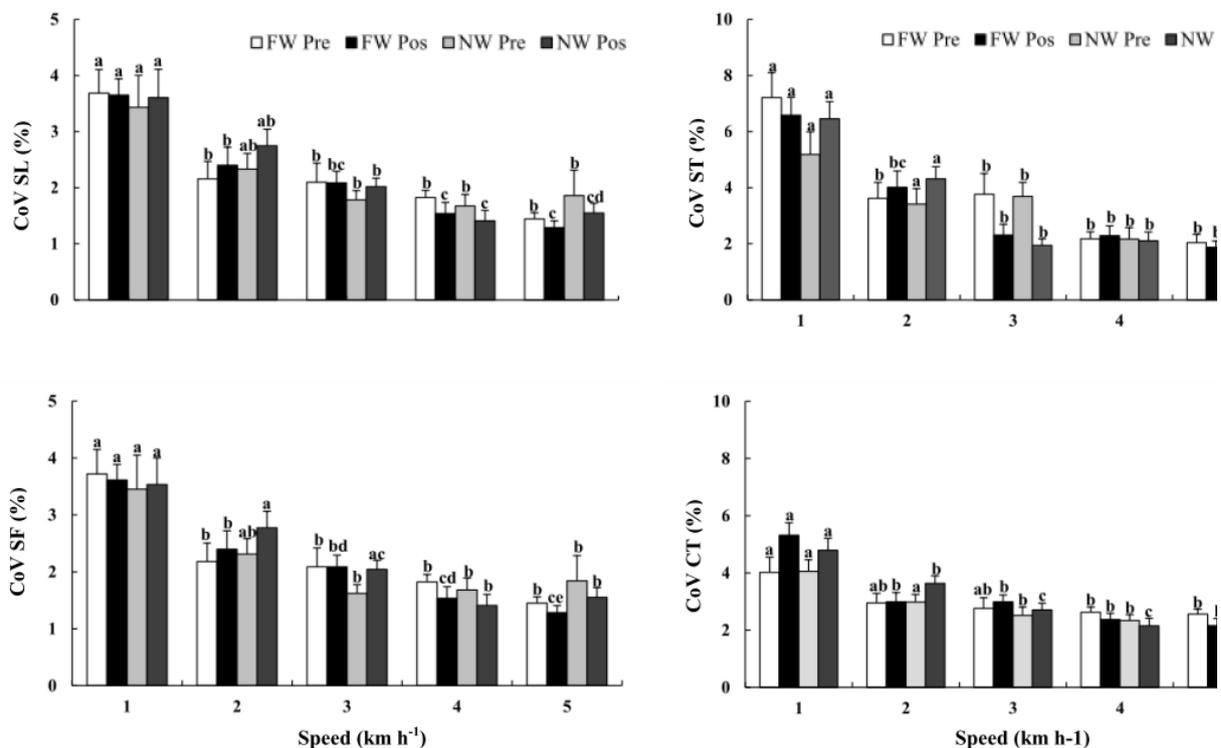
**Table 3:** Results from GEE model effects tests for static balance variables in force platform. Results presented in mean and SE. \* represents that there was difference in with and without blindfold situations in inter-group relation (within each group). Different capital letters represent significant differences of time factor (pre and post-training).

Variable	Group/ Situation	Pre Mean± SE	Post Mean± SE	Group	Time	Situation (BL/WB)	Group* Time	Group* Situation	Time* Situation	Group* Time* Situation	<i>P</i>						
<b>AM<sub>ax</sub> COP<sub>X</sub> (mm)</b>	FW <sub>BL</sub>	28.11±1.68	27.49±1.21*	0.465	0.214	<0.001	0.836	<b>0.012</b>	0.322	0.314							
	FW <sub>WB</sub>	24.41±1.42	27.84±3.54														
	NW <sub>BL</sub>	31.00±1.19*	32.01±2.33*														
	NW <sub>WB</sub>	25.10±1.24	26.09±1.48														
<b>AM<sub>ax</sub> COP<sub>Y</sub> (mm)</b>	FW <sub>BL</sub>	36.25±2.66*	34.75±2.92*	0.171	0.212	<0.001	0.461	0.937	0.385	0.115							
	FW <sub>WB</sub>	29.46±1.71	32.10±3.08														
	NW <sub>BL</sub>	30.56±1.78*	33.32±1.96*														
	NW <sub>WB</sub>	26.65±1.66	28.16±1.21														
<b>AM<sub>ean</sub> COP<sub>X</sub> (mm)</b>	FW <sub>BL</sub>	4.21±0.26	4.5±0.17*	0.071	0.451	<0.001	0.091	0.052	0.920	0.585							
	FW <sub>WB</sub>	4.00±0.30	3.81±0.30														
	NW <sub>BL</sub>	4.77±0.20*	5.02±0.36														
	NW <sub>WB</sub>	4.00±0.22	4.42±0.23														
<b>AM<sub>ean</sub> COP<sub>Y</sub> (mm)</b>	FW <sub>BL</sub>	5.52±0.37*	5.33 ±0.53*	0.256	0.515	<b>0.001</b>	0.310	0.235	0.984	0.390							
	FW <sub>WB</sub>	4.56±0.32	4.61±0.38														
	NW <sub>BL</sub>	4.55±0.25*	4.98±0.29*														
	NW <sub>WB</sub>	4.26 ±0.30	4.46±0.21														
<b>Mean Speed COP<sub>X</sub> (mm/s)</b>	FW <sub>BL</sub>	14.77±1.6 <sup>*A</sup>	12.47±1.66 <sup>*B</sup>	0.803	<b>0.004</b>	<b>0.001</b>	0.627	0.767	0.326	0.208							
	FW <sub>WB</sub>	10.55±0.73 <sup>A</sup>	9.42±0.90 <sup>B</sup>														
	NW <sub>BL</sub>	14.68±1.15 <sup>*A</sup>	13.52±1.17 <sup>*B</sup>														
	NW <sub>WB</sub>	10.82±0.70 <sup>A</sup>	9.52±0.73 <sup>B</sup>														
<b>Mean Speed COP<sub>Y</sub> (mm/s)</b>	FW <sub>BL</sub>	19.03±1.92 <sup>*A</sup>	16.08±1.4 <sup>*B</sup>	0.528	<b>0.025</b>	<0.001	0.051	0.800	0.510	0.786							
	FW <sub>WB</sub>	13.62±1.13 <sup>A</sup>	11.19±0.87 <sup>B</sup>														
	NW <sub>BL</sub>	16.69±1.68 <sup>*A</sup>	16.40±1.39 <sup>*B</sup>														
	NW <sub>WB</sub>	11.72 ±0.83 <sup>A</sup>	11.65 ±0.88 <sup>B</sup>														
<b>Mean Speed COP<sub>Total</sub> (mm/s)</b>	FW <sub>BL</sub>	26.72±2.69 <sup>*A</sup>	22.54±1.90 <sup>*B</sup>	0.830	<b>0.008</b>	<0.001	0.169	0.977	0.323	0.429							
	FW <sub>WB</sub>	19.07±1.39 <sup>A</sup>	16.25±1.32 <sup>B</sup>														
	NW <sub>BL</sub>	24.74±2.03 <sup>*A</sup>	23.55±1.88 <sup>*B</sup>														
	NW <sub>WB</sub>	17.64±1.03 <sup>A</sup>	16.71 ±1.15 <sup>B</sup>														

Statistical tests results of dynamic stability regarding to coefficient of variation (CoV) of CP demonstrate that CoV<sub>SL</sub> significantly changed with speed factor ( $p < 0.001$ ), and there were no differences in group factor ( $p = 0.909$ ), time factor ( $p = 0.998$ ), and not even in group\*time interaction ( $p = 0.723$ ), group\*speed ( $p = 0.175$ ), time\*speed ( $p = 0.098$ ) and group\*time\*speed ( $p = 0.951$ ) interactions. Regarding to CoV<sub>SF</sub>, it was observed that there was significant difference with speed factor ( $p < 0.001$ ) and there was time\*speed interaction ( $p = 0.030$ ). This variable was not affected by group factor ( $p = 0.986$ ), time factor ( $p = 0.966$ ), group\*time interaction ( $p = 0.602$ ), group\*speed ( $p = 0.129$ ) and not even by group\*time\*speed interaction ( $p = 0.823$ ). Values are observed on Figure 4 (Left Panel).

Still in relation to dynamic balance results corresponding to CoV of swing time (ST), these results demonstrated that they were also affected by walking speed ( $p < 0.001$ ) and there was speed\*time interaction ( $p = 0.004$ ). The other factors did not have significant influence in

this outcome, group factor ( $p=0.465$ ), time factor ( $p=0.479$ ), not even in group\*time interaction ( $p=0.485$ ), group\*speed ( $p=0.578$ ) and group\*time\*speed interactions ( $p=0.508$ ). Regarding to CoV of contact time (CT), it was observed that it was modified by speed ( $p<0.001$ ) and there was also time\*speed factor interaction ( $p=0.004$ ). The other factors did not affect  $CoV_{CT}$ , as group factor ( $p=0.702$ ), time factor ( $p=0.144$ ), not even group\*time ( $p=0.787$ ), group\*speed ( $p=0.160$ ) and group\*time\*speed interactions ( $p=0.327$ ). Results of both variables in different walking speed can be observed on Figure 4 (right panel).

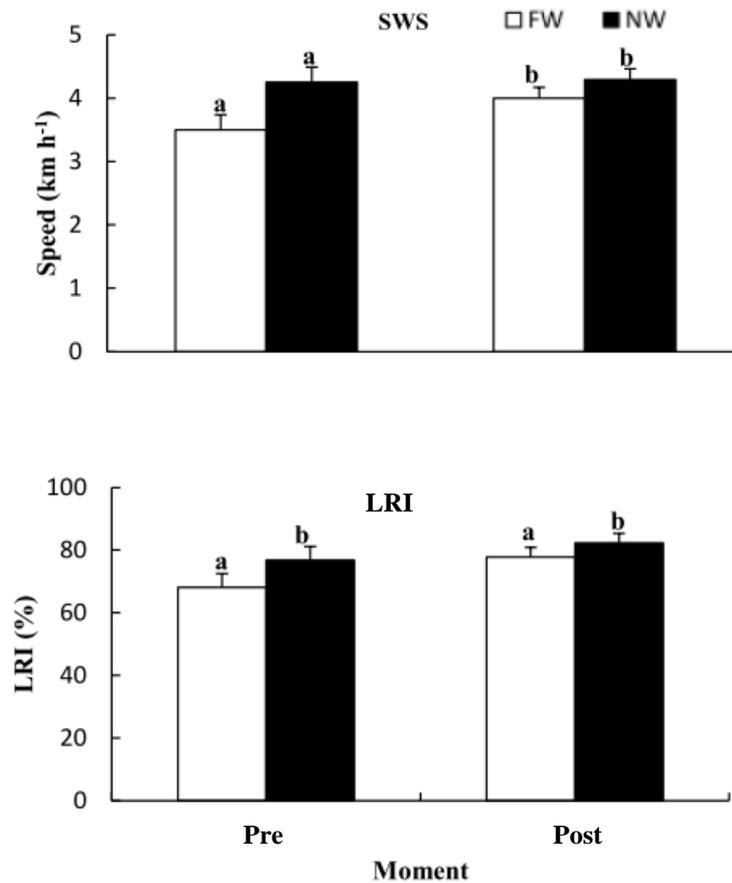


**Figure 4:** Results of CoV. Left side of the figure,  $CoV_{SL}$  (top panel) and CoV of SF (bottom panel) and in the right side,  $CoV_{ST}$  (top panel) and CoV of CT (bottom panel). FW group results of pre- and post-training moments are observed in white and black columns, respectively. NW group results of pre- and post-training moments are observed in light gray and dark gray, respectively. Data presented in mean and SE. Different capital letters represent significant differences ( $p<0.001$ ) between speeds.

In SWS results, the statistical tests demonstrated that SWS had influence only in factor time ( $p=0.011$ ), where it was determined that there was an increase of SWS in both FW in pre-training moment from  $3.50 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  to post-training of  $4.00 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ , and in NW from  $4.00 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  in pre-training to  $4.29 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  in post-training (Figure 5, top panel). There were no differences in group factor (0.085), and in group\*time interaction (0.505).

LRI showed significant increments only in factor time ( $p=0.013$ ) for both groups, whereas FW increased from 68.08% in pre-training to 77.85% in post-training; and NW

group from 76.73% to 82.26% in post-training moment (Figure 5, bottom panel). There were no differences in factor group ( $p=0.135$ ) and not even in group\*time interaction ( $p=0.490$ ).



**Figure 5:** Results of SWS (top panel) and LRI (bottom panel) of FW group (white column) and NW group (black column) in pre- and post-training moments. Mean and standard errors. Different letters represent significant differences in time factor ( $p=0.011$  and  $p=0.013$ , respectively).

Different size effects analysis of quality of life test, static balance parameters, SWS and LRI can be observed on Table 4.

**Table 4:** Effect size results of post-intervention comparisons of NW and FW groups. Values in mean and lower and upper limits of 95% Confidence Interval, for quality of life test, static balance parameters, SWS and LRI.

<b>Variables:</b>	<b>NW vs FW Mean (95% CI)</b>	<b>NW vs FW Mean (95% CI)</b>
<b>- QoL Domains:</b>		
BREEF – Physical	0.50 (-0.28 to 1.29)	
BREEF - Psychological	0.25 (-0.53 to 1.02)	
BREEF- Environment	0.79 (-0.01 to 1.59)	
BREEF – Social Relation	0.90 (0.09 to 1.71)	
BREEF – General QoL	0.64 (-0.15 to 1.43)	
OLD – Total	0.05 (-0.72 to 0.82)	
OLD – Social Participation		0.02 (-0.75 to 0.79)
OLD – Sensory habilities	0.28 (-0.49 to 1.06)	
OLD – Past, present and future activities	0.04 (-0.73 to 0.81)	
OLD – Intimacy	0.03 (-0.74 to 0.80)	
OLD – Death and dying	0.30 (-0.47 to 1.08)	
OLD - Autonomy	0.53 (-0.26 to 1.31)	
<b>- Balance parameters</b>		
<b>Static:</b>		
AMax COP <sub>X</sub> BL		0.60 (-0.16 to 1.36)
AMax COP <sub>X</sub> WB	0.16 (-0.58 to 0.90)	
AMax COP <sub>Y</sub> BL	0.14 (-0.60 to 0.88)	
AMax COP <sub>Y</sub> WB	0.41 (-0.33 to 1.16)	
AMean COP <sub>X</sub> BL		0.75 (-0.02 to 1.51)
AMean COP <sub>X</sub> WB		0.69 (-0.07 to 1.45)
AMean COP <sub>Y</sub> BL	0.20 (-0.54 to 0.94)	
AMean COP <sub>Y</sub> WB	0.12 (-0.62 to 0.86)	
MeanSpeed COP <sub>X</sub> BL		0.22 (-0.52 to 0.96)
MeanSpeed COP <sub>X</sub> WB		0.03 (-0.71 to 0.77)
MeanSpeed COP <sub>Y</sub> BL		0.06 (-0.68 to 0.80)
MeanSpeed COP <sub>Y</sub> WB		0.13 (-0.61 to 0.87)
MeanSpeed <sub>TOTAL</sub> BL		0.13 (-0.61 to 0.87)
MeanSpeed <sub>TOTAL</sub> WB		0.09 (-0.65 to 0.83)
<b>SWS</b>	0.42 (-0.31 to 1.16)	
<b>LRI</b>		0.36 (-0.39 to 1.10)

Effect sizes results for dynamic balance variables can be observed on Table 5.

**Table 5:** Results in mean and lower and upper limits (95% CI) of effect size calculated for comparisons of post-intervention results of NW and FW groups in dynamic balance parameters.

<b>Variables</b>	<b>Speeds</b>				
	<b>1 km.h<sup>-1</sup> ES (95% CI)</b>	<b>2 km.h<sup>-1</sup> ES (95% CI)</b>	<b>3 k km.h<sup>-1</sup> ES (95% CI)</b>	<b>4 km.h<sup>-1</sup> ES (95% CI)</b>	<b>5 km.h<sup>-1</sup> ES (95% CI)</b>
CoV <sub>SL</sub>	0.03 (-0.71 to 0.77)	0.28 (-0.46 to 1.03)	0.10 (-0.65 to 0.84)	0.16 (-0.58 to 0.90)	0.43 (-0.32 to 1.18)
CoV <sub>SF</sub>	0.05 (-0.69 to 0.79)	0.30 (-0.45 to 1.04)	0.06 (-0.68 to 0.80)	0.16 (-0.58 to 0.90)	0.45 (-0.30 to 1.20)
CoV <sub>ST</sub>	0.05 (-0.69 to 0.79)	0.15 (-0.60 to 0.89)	0.29 (-0.45 to 1.04)	0.14 (-0.61 to 0.88)	0.06 (-0.68 to 0.81)
CoV <sub>CT</sub>	0.31 (-0.44 to 1.05)	0.54 (-0.22 to 1.29)	0.29 (-0.46 to 1.06)	0.24 (-0.51 to 0.98)	0.20 (-0.54 to 0.94)

## DISCUSSION:

After analyzing the results of our study, we can confirm that we partially rejected our hypothesis, because after eight weeks of NW and FW training, both groups of sedentary elderly people showed improvements in QoL, static and dynamic balance, SWS and LRI parameters, without group effect, but with significant improvements from pre- to post-training moments. However, there were some little differences between groups and still, we highlight that these results present interesting characteristics that will be reported below.

Among the reasons of the improvements presented in FW and NW groups, we highlight that both groups were very sedentary in the pre-training moment (some of them reported in the interview that they sought training because they remained all day long in their residences, and several of them only watched TV), thus, we believe that probably most gains in physical conditioning and quality of life improvements among groups have happened during the month of adaptation to the technique of Nordic walking, and, unfortunately for logistical reasons (collection time, human material for the accomplishment of the tests, demand time to perform the collections of 32 subjects, and starting and finish the training on time) it was not possible to conduct the collections in the moment zero (the collection in the moment previous to the adaptation with NW technique) and these adaptations in the moment zero were not registered. However, our study is strong in other aspects. For example, improvements in both groups in a short period of time were reported (eight weeks), and besides that, the seniors who participated in the training (FW and NW) after the conclusion of the study subscribed in the Nordic walking extension project for elderly people (and remain training until the present moment along with other elderly individuals who posteriorly subscribed in the program), thus demonstrating adherence to training and indirectly recognizing the improvements in quality of life and physical conditioning of these seniors (even though this was not statistically demonstrated).

Regarding to quality of life of the elderly, it is stated that the present study identified improvements in psychological and social participation domains. These results corroborate other previous studies which identified exercise benefits in these domains in the elderly and other populations in clinical conditions (GILL *et al.*, 2013; SCHUCH *et al.*, 2016; TAVARES *et al.*, 2014). The improvements occurred independently of the type of walking training. It is important to emphasize that these improvements were found in a brief period of eight weeks of training. Several factors can explain the improvement of quality of life in psychological domain, like improvement in cognition, in self-reported functions and decrease of depressive

symptoms (MCAULEY; MORRIS, 2007; SCHUCH *et al.*, 2014). Other studies that applied NW training in frail elderly older than 70 years (three weekly sessions with 60 minutes of duration, during 12 weeks), and compared with general exercises reported that there was a significant decrease in depression levels (Koren version of Short Geriatric Depression Scale test) after intervention in NW group (LEE; PARK, 2015). However, we verified that RCTs are still lacking to support these findings that allow us to conclude about which training method (NW or FW) will report improvements in QoL in the shortest amount of time.

The results of the present study showed that both NW and FW trainings were effective in improving static balance of elderly individuals after eight weeks of intervention. This improvement was found by the reduction of COP mean speed during the test in bipedal support, in with and without blindfold situations. However, the outcomes regarding to COP amplitude did not show significant modifications after interventions. In addition, the results demonstrated significantly greater values in the assessments with blindfold in comparison to without blindfold situation. The analysis of postural oscillation through variables regarding to COP is widely indicated to measure body balance of seniors in static conditions (GRANACHER; MUEHLBAUER; GRUBER, 2012), and a decrease in amplitude and speed values of COP indicate a greater postural stability in these situations (PALMIERI *et al.*, 2002).

Thereby, the reduction in mean speed  $COP_X$ ,  $COP_Y$  e  $COP_{Total}$  observed after NW and FW training, indicated that both interventions were effective in causing the improvement in postural control of the elderly subjects evaluated. It should be noted that this result occurred in both groups, without significant difference between them. These findings corroborate other studies that also observed improvements in static balance of older individuals after a NW intervention (KOCUR; PIOTR *et al.*, 2015; LEE; PARK, 2015) or similar effects between NW and CW (conventional walking) in this outcome (FIGUEIREDO *et al.*, 2013; TAKESHIMA *et al.*, 2013). However, these authors assessed static balance through time in unipodal support (LEE; PARK, 2015), functional reach test (KOCUR *et al.*, 2015; TAKESHIMA *et al.*, 2013) and Berg's scale (FIGUEIREDO *et al.*, 2013). Besides that, no studies were found in the literature that used COP speed as evaluation parameter of static balance, which hinders a deeply analysis about the behavior of this outcome in response to training. More similar to the present study, Takeshima *et al.* (2013) assessed postural sway of seniors through angular speed of center of gravity (COG) in four static situations (firm and foam surface with eyes open and closed), collected in a platform with a specific system to

measure balance. However, the authors did not observe a decrease in COG speed after 12 weeks of NW and CW training.

In contrast, in both groups the outcomes related to displacement amplitude of COP did not show significant difference after the training period. This result corroborate Kocur et al. (2015), who did not observe reduction in COP maximal amplitude during functional tests as forward reach test and upward reach test, after 12 weeks of NW training with female elderly subjects. Yet, these same authors verified a significant increase in the distance reached in both tests after intervention, indicating an improvement in postural sway.

Several studies in the literature have been using bipedal evaluation in the situations with and without blindfold in the eyes in order to assess static balance (ELBAR *et al.*, 2013; KATSURA *et al.*, 2010; LEE; KO; CHO, 2010). The aim to conduct these two assessments is due to the fact that balance is very related to visual stimulus, which is responsible for 85% of the information that central nervous system receives from the external environment, becoming the main source of information input for the maintenance of static balance (BUCHANAN; HORAK, 2003; KLEINER *et al.*, 2011; OLIVEIRA; BARRETO, 2005). Thereby, without the input of visual information, it is difficult to maintain an adequate postural balance and body oscillations may increase more than double (KLEINER *et al.*, 2011), which justifies the greater values found in the situation with blindfold.

Lastly, we highlight that the improvement of static balance leads to the elderly an improvement in postural stability, being able to reflect in a risk reduction of falls which is one of the main factors that cause dependence, and given that aging generates damages in static balance, and consequently in postural control, it is very important that older subjects engage in training programs that promote benefits in these parameters. Thus, both trainings performed in the present study are adequate and effective in improving static balance of this population. In addition, the high rates of falls in elderly people is associated to alterations in balance, emphasizing the importance of our results; however, it must be pointed that it has been established that elderly people experience more safety when performing walking training with poles (SKÓRKOWSKA-TELICHOWSKA *et al.*, 2016), so once again NW training has been indicated to the improvement of physical conditioning of older people.

The results regarding to dynamic stability demonstrated that there were no influence of time (training) and group (FW vs NW) factors, yet, there was interaction in the speed factor, in which an inverse relationship was verified between spatio-temporal variability and

speed, representing an increase of dynamic stability in the greater speeds analyzed. Just like SWS, LRI presented significant increments for both groups, without group\*time interaction.

In a systematic review with meta-analysis, Bohannon & Andrews (2011) established SWS normative values according to the mean age of people free of diseases between 20 and 99 years, grouped by decades. The selected studies should describe SWS or equivalent, in the ground, with a minimum distance of three meters and a maximum of 30.5, disregarding the phases of acceleration and deceleration. We considered the means between the values for men and women according to age groups, considering the sample of our study. The results of the meta-analysis for the age group between 60-69 years (n=941), considering the mean between the values for men and women, indicate the value of 4.64 km.h<sup>-1</sup> as normative for this age group of healthy elderly. Our results for FW group in pre- and post-training were 3.50 and 4.00 km.h<sup>-1</sup> (p = 0.011) respectively, and for NW group in pre and post-training were 4.00 and 4.29 km.h<sup>-1</sup> respectively. In this way, the improvements found with training in both groups approximated the values of SWS with the values considered normative for the age group analyzed. The increase of SWS has a big clinical relevance in seniors and is related to a decrease of up to 58% and up to 17% in relative and absolute risks of death, respectively, inclusive considering a follow-up of eight years for the maintenance of the benefits acquired with the increment of SWS (HARDY *et al.*, 2007).

The decrease of the CoV of spatio-temporal variables in response to the increase of speed corroborates the findings of Oliveira *et al.* (2013) in a study with methodology similar to CoV determination and sample composed by healthy hemiparetic seniors. The group of healthy elderly, in walking usual speeds (3.4 km.h<sup>-1</sup>), showed values similar to the present study, varying between 3.24 – 2.77% for CoV<sub>CT</sub> and 6.01 and 3.79% to CoV<sub>ST</sub>. Another study evaluated CoV of healthy elderly walking only at SWS (4.13 km.h<sup>-1</sup>) and also found values similar to the present study at the speed 4.0 km.h<sup>-1</sup>, being 3.5 and 4.3% for CoV<sub>CT</sub> and CoV<sub>ST</sub>, respectively (CoV<sub>CT</sub> of FW group was 2.63 from pre- to 2.38% in post-training, and in NW group it was from 2.34% in pre- to 2.15% in post-training; CoV<sub>ST</sub> of FW group was from 2.18% in pre- to 2.19% in post-training and in NW group it was from 2.17% in pre- to 2.11% in post-training, in the speed of 4.0 km.h<sup>-1</sup>). Moreover, in the same study, CoV<sub>SL</sub> was from 2.3%, a value that corroborates with the present study findings (CoV<sub>SL</sub> of FW group was from 1.83% in pre- to 1.54% in post-training and in NW group it was from 1.67% in pre- to 1.41% in post-training, at the speed 4.0 km.h<sup>-1</sup>).

At the higher speeds, for both groups and independently of training factor, walking was considered more stable and safer, due to the lower variability, representing lower risk of falls (BEAUCHET *et al.*, 2009; HAUSDORFF, 2005; MAKI, 1997; OLIVEIRA, Henrique Bianchi *et al.*, 2013), thus, we corroborate one more finding of great clinical relevance for training and rehabilitation of elderly people now in relation to walking dynamic balance.

Regarding to SWS, both groups increased their walking speed on treadmill across time (FW group was from 3.5 km.h<sup>-1</sup> to 4.0 km.h<sup>-1</sup> in post-training, NW group was from 4.0 km.h<sup>-1</sup> in pre-training to 4.29 km.h<sup>-1</sup> in post-training, Figure 5). These findings agree with Monteiro *et al.* (2016) in relation to the increment of SWS in the factor time in FW and NW groups after six weeks of training, and also regarding to the greater walking speed values reported in NW group, however, it disagrees regarding to the improvements related to the factor group with our study, probably due to the fact that the elderly patients with Parkinson Disease are more sensitive to the use of poles and the adaptations produced by NW in this population are also related to neural factors, however, our sedentary elderly participants reported some others improvements in physical condition (for example: increase in muscle strength of upper limbs and decrease of muscular pain) and after the end of intervention, several elderly of both groups continued practicing the walk with poles, indicating adherence to NW training and also recognizing the health and physical conditioning benefits of the sedentary elderly.

Equally, an increase in walking speed of sedentary seniors was reported by Figueiredo *et al.* (2013b), being NW 106% more efficient than walking without poles in increasing walking speed of elderly people, nevertheless, it should be noted that this walking speed was assessed through 6-minute walk test (performed on track), and, differently from this test, the elderly of the present study were subject to the increase of the treadmill (0.5 km.h<sup>-1</sup>) for the determination of SWS, and after declaring their SWS their speed was recorded and there were no changes or increases in speed how it may happen in field tests with the aim to perform a greater distance in a shorter period of time. Yet, it is worth noticing that we agree with the findings of Takeshima *et al.* (2013), who also did not find difference in walking speed of sedentary elderly people after 12 weeks of NW training (50 – 70 minutes per day, 3 times a week) when compared to FW; however, the authors indicated that NW confers additional benefits in muscular strength when compared to walking without poles, also promoting improvements in aerobic capacity, muscle strength and in other components of functional fitness in a short period of time, as also they highlight that all of this is

accomplished with less time dedicated to training in each session and with less material (only a pair of poles), because for the same gains in physical conditioning improvements by performing walking without poles, it would be necessary to add strength training in alternate days, and this is more expensive in relation to time per session and also to financial costs.

Locomotor rehabilitation index (LRI) represents an integrative mechanism that minimizes muscular work and metabolic cost of walking. In the present study, the significant increase of LRI for both groups, with greater values for NW group can be associated to the increase of self-selected walking speed in response to the use of poles and to the greater stride length, resulting in an optimization of center of mass energy exchanges reducing total mechanical work (PEYRÉ-TARTARUGA; MONTEIRO, 2016).

By analyzing our LRI results of the present study, there were significant improvements in time factor ( $p=0.013$ ) for both groups (FW group was from 68.08% to 77.85%; and NW group was from 76.73% to 82.26% from pre to post-training, respectively). These findings are interesting, because in sedentary seniors there was a greater approach of LRI with the theoretical optimal speed of walking, and it is expected that these gains or improvements in LRI remain equal or very close to 100% after a longer intervention period. Nonetheless, there was not a group effect, both groups improved LRI after eight weeks of training, being this a very relevant result to be applied in the training area, in clinical rehabilitation of the sedentary elderly. Moreover, we once again emphasize the applicability of LRI to other populations, like in the study of Monteiro et al. (2016) in which greater improvements in the index of NW group were found in comparison to FW group of elderly people with PD, thus showing a greater sensitivity of this special population to the adaptation to training with poles, due to an improvement in coordination, balance and in functional mobility when compared to FW. Furthermore, we highlight that the applicability of LRI goes beyond elderly rehabilitation, because it also gives information regarding to walking energy cost (FIGUEIREDO et al., 2013). In this way, progressively during the intervention programs, the subjects walk faster, and LRI shows how close this patient is to his/her optimal walking speed (in which less metabolic energy is consumed by distance travelled). Recently, the use of LRI was enhanced as a new proposal to assess walking functionality, being extremely promising and indicating its stimulation in studies that examine the effects of therapies on gait functionality in degenerative diseases (PEYRÉ-TARTARUGA; MONTEIRO, 2016), we still point that considering degenerative aspects related to the advanced aging in this study, LRI also has a preventive and motivational character in

physical conditioning of the elderly and allied to the benefits of NW technique, we believe that in medium and long terms the gains in physical conditioning of the seniors will be very important.

Yet, it should be stressed that although both trainings have shown improvements in relation to time, without differences between groups, the use of poles of NW during training has been reported in several studies, showing greater adherence by the elderly, mainly due to safety issues of the support of the poles on the ground during the movement of walking. Moreover, we highlight that NW promotes gains at cardiovascular levels, in upper limbs muscle strength and in functional fitness, among others (BENAVENT-CABALLER *et al.*, 2016; FIGUEIREDO, S. *et al.*, 2013; SHIM *et al.*, 2013; SKÓRKOWSKA-TELICHOWSKA *et al.*, 2016; SONG *et al.*, 2013; TAKESHIMA *et al.*, 2013), emphasizing that in NW exercise intensity is greater than a simple walk and still has less impact than running, in this way, its use is recommended as means of improvement of physical condition and rehabilitation of healthy elderly people. Lastly, we also highlight that its use could be studied in other populations (like elderly people with PD, frail elderly, DPOC patients, among others).

## CONCLUSION

By considering the exposed results, we conclude that there were improvements in quality of life, in functional parameters and in locomotion of sedentary elderly people after NW and FW training of eight weeks of duration. These improvements occurred in both intervention groups, however we highlight that: i) regarding to quality of life, there were greater improvements in environment and social relations domains in the quality of life test in NW group when compared to FW; ii) static balance showed improvements in both intervention groups; iii) dynamic variability improved with time and with speed increment in both groups; iv) SWS improved with time, being from 3.5 km.h<sup>-1</sup> to 4.00 km.h<sup>-1</sup> and from 4.00 km.h<sup>-1</sup> to 4.29 km.h<sup>-1</sup> from pre- to post-training in FW and NW groups, respectively; v) LRI increased with time, being from 68.08% to 77.85% and from 76.73% to 82.26% in FW and NW groups, respectively. Thus, the improvement in SWS allied to the use of LRI, along with the preference of the elderly reported in the literature, allow us to conclude that NW training has clinical relevance and is recommended as means of improvement of physical conditioning and as rehabilitation method for sedentary seniors. Moreover, we point out that more RCTs are needed to reinforce these findings.

### **Study limitations**

It should be emphasized that although the relevant findings of this work have been exposed and discussed, our study also had limitations, which will be pointed in the following: i) it was not possible to collect data in the previous moment to the familiarization with NW technique (moment zero), and it is believed that due to the fact that the subjects were sedentary elderly, significant gains have probably happened in that familiarization month, and we weren't able to register these changes; ii) Regarding to the small sample size, we highlight that although many participants started the project, for being elderly many of them had problem issues (four subjects) and had to drop out the training, thus reducing our sample; iii) In relation to the training of eight weeks of duration, it was not possible to accomplish a greater period of training (12 weeks, for example) because familiarization happened on August, pre-training collection was on September, the training itself occurred on October and November, post-training collections were performed on December, and most of the elderly reported to travel to visit their family in the end of year parties, and that they would only come back on the following March, which was the reason why we preferred to train for only eight weeks, thus avoiding a greater sample loss.

### **Perspectives for future studies**

We believe that the intervention with Nordic walking still can be widely explored, and more RCTs are needed to generate consensus in the scientific community and in the professionals of physical education, physical training and rehabilitation of the elderly about periodization, intensity and volume of NW training to be applied, taking into account the purpose to improve physical conditioning and/or elderly rehabilitation. Equally, we emphasize that there is still a lack of studies in other populations like DPOC, intermittent claudication, patients with cardiac diseases and even cardiac transplanted, and still the application of training and monitoring of physical conditioning of pregnant women along pregnancy.

### **Acknowledgments**

This study would not have been possible without the assistance of the Coordination of Superior Level Staff Improvement CAPES/Brazil. We are grateful to the Locomotion Group and the GPAT Group of the Federal University of Rio Grande do Sul -Brazil for discussions

and comments, and we are also very grateful to our patients of the Research and Extension Program of Nordic Walking for the Elderly at the University.

## REFERENCES

- ABE, D.; MURAKI, S.; YASUKOUCHI, A. Ergonomic effects of load carriage on the upper and lower back on metabolic energy cost of walking. **Applied ergonomics**, maio. 2008. v. 39, n. 3, p. 392–8.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE *et al.* American college of sports medicine position stand. exercise and physical activity for older adults. **Medicine and science in sports and exercise**, jul. 2009. v. 41, n. 7, p. 1510–30.
- ANDERS C *et al.* Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. **J electromyogr kinesiol**, 2007. v. 17, n. 2, p. 245–252.
- ATCHISON, S. B. **The effects of hiking pole use on physiological variables and rate of perceived exertion while hiking uphill**. [S.l.]: California Polytechnic State University, San Luis Obispo, 2010.
- BAATILE, J. *et al.* Effect of exercise on perceived quality of life of individuals with parkinson's disease. **Journal of rehabilitation research and development**, 2000. v. 37, n. October, p. 529–534.
- BASMAJIAN, J. V.; LUCA, C. J. DE. **Muscles alive: their functions revealed by electromyography**. 5a ed. Wil ed. [S.l.]: [s.n.], 1985.
- BEAUCHET, O. *et al.* Gait variability among healthy adults: low and high stride-to-stride variability are both a reflection of gait stability. **Gerontology**, 2009. v. 55, n. 6, p. 702–6.
- BENAVENT-CABALLER, V. *et al.* Physical factors underlying the timed “up and go” test in older adults. **Geriatric nursing**, mar. 2016. v. 37, n. 2, p. 122–127.
- BITTAR, R. *et al.* Síndrome do desequilíbrio do idoso. **Pró-fono**, 2002.
- BOHANNON, R. W.; WILLIAMS ANDREWS, A. Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. **Physiotherapy**, set. 2011. v. 97, n. 3, p. 182–9.
- BORG, G. A. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine and science in sports and exercise**, 1982. v. 14, n. 5, p. 377–81.
- BREYER, M.-K. *et al.* Nordic walking improves daily physical activities in copd: a randomised controlled trial. **Respiratory research**, 2010. v. 11, p. 112.
- BRUCE, R. A.; KUSUMI, F.; HOSMER, D. Maximal oxygen intake and nomographic assessment of functional aerobic impairment in cardiovascular disease. **American heart journal**, abr. 1973. v. 85, n. 4, p. 546–62.
- BUCHANAN, J. J.; HORAK, F. B. Voluntary control of postural equilibrium patterns. **Behavioural brain research**, 14 ago. 2003. v. 143, n. 2, p. 121–140.
- BUSCH, A. J. *et al.* Exercise therapy for fibromyalgia. **Current pain and headache reports**, 2011. v. 15, n. 5, p. 358–367.
- CAMARA, F. M. *et al.* Capacidade funcional do idoso: formar de avaliação e tendências. **Acta fisiatrica**, 2008. v. 15, n. 4, p. 249–56.

- CAPPELLINI, G. *et al.* Motor patterns in human walking and running. **Journal of neurophysiology**, jun. 2006. v. 95, n. 6, p. 3426–37.
- CARLA HELRIGLE, A. *et al.* Efeitos de diferentes modalidades de treinamento físico e do hábito de caminhar sobre o equilíbrio funcional de idosos effects of different methods of physical training and the habit of walking on functional balance of elderly. 2013. v. 26, n. 2, p. 321–7.
- CARRIER, D. R.; ANDERS, C.; SCHILLING, N. The musculoskeletal system of humans is not tuned to maximize the economy of locomotion. **Proceedings of the national academy of sciences**, 2011. v. 108, n. 46, p. 18631–18636.
- CARROLL, S. J. **The energy cost of nordic walking**. [S.l.]: Southern Illinois University, Carbondale, 2010., 2010.
- CAVAGNA, G. A.; KANEKO, M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. **Journal of physiology**, jun. 1977. v. 268, n. 3, p. 467–481.
- CAVAGNA, G. A.; THYS, H.; ZAMBONI, A. The sources of external work in level walking and running. **The journal of physiology**, nov. 1976. v. 262, n. 3, p. 639–57.
- CHUNG, M.-J.; WANG, M.-J. J. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. **Gait & posture**, jan. 2010. v. 31, n. 1, p. 131–135.
- CHURCH, T. S.; EARNEST, C. P.; MORSS, G. M. Field testing of physiological responses associated with nordic walking. **Research quarterly for exercise and sport**, set. 2002. v. 73, n. 3, p. 296–300.
- COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. 2 ed. Laur ed. New York: [s.n.], 1988.
- COLLINS, E. G. *et al.* Cardiovascular training effect associated with polestriding exercise in patients with peripheral arterial disease. **The journal of cardiovascular nursing**, 2005. v. 20, n. 3, p. 177–85.
- DANION, F. *et al.* Stride variability in human gait: the effect of stride frequency and stride length. **Gait & posture**, ago. 2003. v. 18, n. 1, p. 69–77.
- DEAN, J. C.; KUO, A. D.; ALEXANDER, N. B. Age-related changes in maximal hip strength and movement speed. **The journals of gerontology. series a, biological sciences and medical sciences**, mar. 2004. v. 59, n. 3, p. 286–92.
- DESCHENES, M. R. Effects of aging on muscle fibre type and size. **Sports medicine (auckland, n.z.)**, 2004. v. 34, n. 12, p. 809–24.
- DOHERTY, T. J. Invited review: aging and sarcopenia. **Journal of applied physiology (bethesda, md. : 1985)**, out. 2003. v. 95, n. 4, p. 1717–27.
- DZIUBA, A. K. *et al.* Biomechanical parameters in lower limbs during natural walking and nordic walking at different speeds. **Acta of bioengineering and biomechanics / wroclaw university of technology**, 2015. v. 17, n. 1, p. 95–101.
- EIJKEREN, F. J. M. VAN *et al.* Nordic walking improves mobility in parkinson's disease.

**Movement disorders**, 2008. v. 23, n. 15, p. 2239–2243.

ELBAR, O. *et al.* A water-based training program that includes perturbation exercises improves speed of voluntary stepping in older adults: a randomized controlled cross-over trial. **Archives of gerontology and geriatrics**, 2013. v. 56, n. 1, p. 134–140.

FIGARD-FABRE, H. *et al.* Physiological and perceptual responses to nordic walking in obese middle-aged women in comparison with the normal walk. **European journal of applied physiology**, 2010. v. 108, n. 6, p. 1141–1151.

FIGARD-FABRE, H. *et al.* Efficacy of nordic walking in obesity management. **International journal of sports medicine**, jun. 2011. v. 32, n. 6, p. 407–14.

FIGUEIREDO, P. *et al.* Ventilatory determinants of self-selected walking speed in chronic heart failure. **Medicine and science in sports and exercise**, mar. 2013. v. 45, n. 3, p. 415–419.

FIGUEIREDO, S. *et al.* Nordic walking for geriatric rehabilitation: a randomized pilot trial. **Disability and rehabilitation**, 2012. v. 35, n. July 2012, p. 1–8.

\_\_\_\_\_ *et al.* Nordic walking for geriatric rehabilitation: a randomized pilot trial. **Disability and rehabilitation**, jun. 2013. v. 35, n. 12, p. 968–75.

FOISSAC, M.; MILLET, G. Y. Effects of hiking pole inertia on energy and muscular costs during uphill walking. 2008. n. January 2016, p. 0–10.

FRITZ, B. *et al.* The influence of nordic walking training on sit-to-stand transfer in parkinson patients. **Gait and posture**, 2011. v. 34, n. 2, p. 234–238.

FRITZ, T. *et al.* Effects of nordic walking on health-related quality of life in overweight individuals with type 2 diabetes mellitus, impaired or normal glucose tolerance. **Diabetic medicine : a journal of the british diabetic association**, nov. 2011. v. 28, n. 11, p. 1362–72.

FRONTERA, W. R. *et al.* Skeletal muscle fiber quality in older men and women. **American journal of physiology. cell physiology**, set. 2000. v. 279, n. 3, p. C611-8.

GARBER, C. E. *et al.* American college of sports medicine position stand. quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. **Medicine and science in sports and exercise**, jul. 2011. v. 43, n. 7, p. 1334–59.

GARDNER, M. M.; ROBERTSON, M. C.; CAMPBELL, A. J. Exercise in preventing falls and fall related injuries in older people: a review of randomised controlled trials. **British journal of sports medicine**, fev. 2000. v. 34, n. 1, p. 7–17.

GILL, D. L. *et al.* **Physical activity and quality of life. Journal of preventive medicine and public health.**

GOLBIDI, S.; LAHER, I. Exercise and the cardiovascular system. **Cardiology research and practice**, 2012. v. 2012, p. 210852.

GOMENŃUKA, N. A. *et al.* Adaptations to changing speed, load, and gradient in human walking: cost of transport, optimal speed, and pendulum. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, jun. 2014. v. 24, n. 3, p. e165-73.

GOMEŇUKA, N. A. *et al.* The pendular mechanism does not determine the optimal speed of loaded walking on gradients. **Human movement science**, 2016. v. 47, p. 175–185.

GRAM, B. *et al.* Effects of nordic walking and exercise in type 2 diabetes mellitus: a randomized controlled trial. **Clinical journal of sport medicine : official journal of the canadian academy of sport medicine**, set. 2010. v. 20, n. 5, p. 355–61.

GRANACHER, U.; MUEHLBAUER, T.; GRUBER, M. A qualitative review of balance and strength performance in healthy older adults: impact for testing and training. **Journal of aging research**, 2012. v. 2012, p. 708905.

HAGEN, M.; HENNIG, E. M.; STIELDORF, P. Ground reaction forces, rearfoot motion and wrist acceleration in nordic walking. [S.l.]: [s.n.], 2007. V. 1.

HAGNER-DERENGOWSKA, M. *et al.* Effects of nordic walking and pilates exercise programs on blood glucose and lipid profile in overweight and obese postmenopausal women in an experimental, nonrandomized, open-label, prospective controlled trial. **Menopause (new york, n.y.)**, nov. 2015. v. 22, n. 11, p. 1215–23.

HAGNER, W. *et al.* Changes in level of vo<sub>2</sub>max, blood lipids, and waist circumference in the response to moderate endurance training as a function of ovarian aging. **Menopause (new york, n.y.)**, 2009. v. 16, n. 5, p. 1009–13.

HANSEN, E. A.; SMITH, G. Energy expenditure and comfort during nordic walking with different pole lengths. **Journal of strength and conditioning research**, 2009. v. 23, n. 4, p. 1187–1194.

HARDY, S. E. *et al.* Improvement in usual gait speed predicts better survival in older adults. **Journal of the american geriatrics society**, nov. 2007. v. 55, n. 11, p. 1727–1734.

HARTVIGSEN, J. *et al.* Supervised and non-supervised nordic walking in the treatment of chronic low back pain: a single blind randomized clinical trial. **Bmc musculoskeletal disorders**, 2010. v. 11, p. 1–9.

HARTVIGSEN, J. *et al.* Supervised and non-supervised nordic walking in the treatment of chronic low back pain: a single blind randomized clinical trial. **Bmc musculoskeletal disorders**, 2010. v. 11, p. 30.

HASKELL, W. L. *et al.* Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the american college of sports medicine and the american heart association. **Circulation**, ago. 2007. v. 116, n. 9, p. 1081–93.

HAUSDORFF, J. Gait variability: methods, modeling and meaning. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, 2005. v. 2, n. 1, p. 19.

HOBEIKA, C. P. Equilibrium and balance in the elderly. **Ear, nose, & throat journal**, ago. 1999. v. 78, n. 8, p. 558–62, 565–6.

HOMMA, D.; JIGAMI, H.; SATO, N. Effects of nordic walking on pelvis motion and muscle activities around the hip joints of adults with hip osteoarthritis. **Journal of physical therapy science**, abr. 2016. v. 28, n. 4, p. 1213–8.

HORTOBÁGYI, T. *et al.* Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. **Gait & posture**, jun. 2009. v. 29, n. 4, p. 558–64.

HOYT, D. F.; TAYLOR, C. R. Gait and the energetics of locomotion in horses. **Nature**, 16 jul. 1981. v. 292, n. 5820, p. 239–240.

IBGE. Instituto brasileiro de geografia e estatística. **Indicadores sociais municipais, censo 2009**, [S.l.], 2009. . Acesso em: 21 jan. 2013.

IVANENKO, Y. P.; POPPELE, R. E.; LACQUANITI, F. Motor control programs and walking. **The neuroscientist : a review journal bringing neurobiology, neurology and psychiatry**, ago. 2006. v. 12, n. 4, p. 339–48.

JOLLENBECK, T.; LEYSER, D.; GRUNENBER, C. Nordic walking a field study of biomechanical loading of the lower extremities. [S.l.]: [s.n.], 2006.

KALLINEN, M.; MARKKU, A. Aging, physical activity and sports injuries. an overview of common sports injuries in the elderly. **Sports medicine (auckland, n.z.)**, jul. 1995. v. 20, n. 1, p. 41–52.

KATSURA, Y. *et al.* Effects of aquatic exercise training using water-resistance equipment in elderly. **European journal of applied physiology**, mar. 2010. v. 108, n. 5, p. 957–64.

KAWAMOTO, R. *et al.* Changes in oxidized low-density lipoprotein cholesterol are associated with changes in handgrip strength in japanese community-dwelling persons. **Endocrine**, abr. 2015. v. 48, n. 3, p. 871–7.

KEAST, M.-L. *et al.* Randomized trial of nordic walking in patients with moderate to severe heart failure. **Canadian journal of cardiology**, 2013. v. 29, n. 11, p. 1470–1476.

KIMURA, M. *et al.* Constructing an index of physical fitness age for japanese elderly based on 7-year longitudinal data: sex differences in estimated physical fitness age. **Age (dordrecht, netherlands)**, fev. 2012. v. 34, n. 1, p. 203–14.

KLASS, M.; BAUDRY, S.; DUCHATEAU, J. Voluntary activation during maximal contraction with advancing age: a brief review. **European journal of applied physiology**, jul. 2007. v. 100, n. 5, p. 543–51.

KLEINDIENST, F. I. *et al.* [Comparison of kinematic and kinetic parameters between the locomotion patterns in nordic walking, walking and running]. **Sportverletzung sportschaden : organ der gesellschaft für orthopädisch-traumatologische sportmedizin**, mar. 2006. v. 20, n. 1, p. 25–30.

KLEINER, A. F. R. *et al.* O papel dos sistemas visual, vestibular, somatosensorial e auditivo para o controle postural. **Revista neurociencias**, 2011. v. 19, n. 2, p. 349–357.

KNIGHT, C. A; CALDWELL, G. E. Muscular and metabolic costs of uphill backpacking: are hiking poles beneficial? **Medicine and science in sports and exercise**, 2000. v. 32, n. 12, p. 2093–2101.

KOCUR, P. *et al.* Effects of nordic walking training on exercise capacity and fitness in men participating in early, short-term inpatient cardiac rehabilitation after an acute coronary syndrome -- a controlled trial. **Clinical rehabilitation**, 2009. v. 23, n. 11, p. 995–1004.

\_\_\_\_\_ *et al.* Does nordic walking improves the postural control and gait parameters of women between the age 65 and 74: a randomized trial. **Journal of physical therapy science**, 2015. v. 27, n. 12, p. 3733–7.

\_\_\_\_\_; WILK, M. Nordic walking - nowa forma ćwiczeń w rehabilitacji. **Rehabilitacja medyczna**, 2006. v. 10, n. 2, p. 9–14.

KOCUR, P.; WILK, M. Nordic walking - new form of exercise in rehabilitation. **Rehabilitacja medyczna**, 2006. v. 10, n. 2, p. 9–14.

LAMOUREUX, E. *et al.* The effects of improved strength on obstacle negotiation in community-living older adults. **Gait & posture**, 2003. v. 17, n. 3, p. 273–283.

LANGBEIN, W. E. *et al.* Increasing exercise tolerance of persons limited by claudication pain using polestriding. **Journal of vascular surgery**, 2002. v. 35, n. 5, p. 887–893.

LAUKKANEN, R. *et al.* Review : scientific evidence on nordic walking 1 . studies related to health. 2007.

LAUREANO, M. L. M. *et al.* Relationship between functional fitness, medication costs and mood in elderly people. **Revista da associação médica brasileira**, jun. 2014. v. 60, n. 3, p. 200–207.

LEE, D.; KO, T.; CHO, Y. Effects on static and dynamic balance of task-oriented training for patients in water or on land. **Journal of physical therapy science**, 2010. v. 23, n. 3, p. 331–336.

LEE, H. S.; PARK, J. H. Effects of nordic walking on physical functions and depression in frail people aged 70 years and above. **Journal of physical therapy science**, ago. 2015. v. 27, n. 8, p. 2453–6.

LEJCZAK, A. *et al.* Nordic walking may safely increase the intensity of exercise training in healthy subjects and in patients with chronic heart failure. **Advances in clinical and experimental medicine**, 2016. v. 25, n. 1, p. 145–149.

LOWE, D. A. *et al.* Electron paramagnetic resonance reveals age-related myosin structural changes in rat skeletal muscle fibers. **American journal of physiology. cell physiology**, mar. 2001. v. 280, n. 3, p. C540-7.

MAKI, B. E. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? **Journal of the american geriatrics society**, mar. 1997. v. 45, n. 3, p. 313–320.

MANNERKORPI, K. *et al.* Does moderate-to-high intensity nordic walking improve functional capacity and pain in fibromyalgia? a prospective randomized controlled trial. **Arthritis research & therapy**, 2010. v. 12, n. 5, p. R189.

MARGARIA, R. Sulla fisiologia e specialmente sul consumo energetico della marcia e della corsa a varia velocità ed inclinazione del terreno. **Att. acc. naz. lincei .**, 1938. v. 7, p. 299–368.

MARTÍNEZ, A. E. **Analisis biomecánico de la marcha nordica: efectos de la experiencia y de la velocidad de práctica sobre el patrón de presión plantar, las fuerzas de reacción del suelo y los niveles de impacto.** [S.l.]: Universidad de Valencia, 2012.

MIAN, O. S. *et al.* Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. **Acta physiologica (oxford, england)**, fev. 2006. v. 186, n. 2, p. 127–39.

MIAN, O. S. *et al.* The impact of physical training on locomotor function in older people.

**Sports medicine (auckland, n.z.)**, 2007. v. 37, n. 8, p. 683–701.

MIAN, O. S. *et al.* Gastrocnemius muscle?tendon behaviour during walking in young and older adults. **Acta physiologica**, jan. 2007. v. 189, n. 1.

MIKALACKI, M.; COKORILO, N.; KATIĆ, R. Effect of nordic walking on functional ability and blood pressure in elderly women. **Collegium antropologicum**, set. 2011. v. 35, n. 3, p. 889–94.

MILANOVIĆ, Z. *et al.* Age-related decrease in physical activity and functional fitness among elderly men and women. **Clinical interventions in aging**, 2013. v. 8, p. 549–56.

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**, set. 1992. v. 170, p. 19–34.

MOHER, D. *et al.* The consort statement: revised recommendations for improving the quality of reports of parallel-group randomized trials 2001. **Explore (new york, n.y.)**, jan. 2005. v. 1, n. 1, p. 40–5.

\_\_\_\_\_ *et al.* Reprint--preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the prisma statement. **Physical therapy**, set. 2009. v. 89, n. 9, p. 873–80.

MONTEIRO, E. P. *et al.* Effects of nordic walking training on functional parameters in parkinson's disease: a randomized controlled clinical trial. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, 2016. p. n/a-n/a.

MORSE, C. I. *et al.* In vivo physiological cross-sectional area and specific force are reduced in the gastrocnemius of elderly men. **Journal of applied physiology (bethesda, md. : 1985)**, set. 2005. v. 99, n. 3, p. 1050–5.

NAGANO, H. *et al.* Ageing and limb dominance effects on foot-ground clearance during treadmill and overground walking. **Clinical biomechanics (bristol, avon)**, nov. 2011. v. 26, n. 9, p. 962–8.

NARICI, M. V *et al.* Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, 1989. v. 59, n. 4, p. 310–9.

NELSON, M. E. *et al.* Physical activity and public health in older adults: recommendation from the american college of sports medicine and the american heart association. **Medicine and science in sports and exercise**, ago. 2007. v. 39, n. 8, p. 1435–45.

NEPTUNE RR, KAUTZ SA, Z. F. Comments on "propulsive adaptation to changing gait speed"; **J biomech**, 2001. v. 34, n. 2, p. 1667–1670.

OLIVEIRA, D. N. ; BARRETO, R. R. Avaliação do equilíbrio estatico em deficientes visuais adquiridos. **Revista neurociencias**, 2005. v. 13, n. 3, p. 122–127.

OLIVEIRA, H. B. *et al.* Estabilidade dinâmica da caminhada de indivíduos hemiparéticos: a influência da velocidade. **Revista da educacao fisica**, 2013. v. 24, n. 4, p. 559–565.

OTA, S. *et al.* Differences in knee joint kinematics and kinetics during level walking and walking with two types of poles — focus on knee varus moment. **Journal of**

**musculoskeletal research**, 2013. v. 16, n. 4, p. 1350018.

OTTER, A. . DEN *et al.* Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. **Gait & posture**, jun. 2004. v. 19, n. 3, p. 270–278.

PALMIERI, R. M. *et al.* Center-of-pressure parameters used in the assessment of postural control. **Sport rehabilitation**, 2002. v. 11, p. 51–66.

PAOLI, A.; BIANCO, A. What is fitness training? definitions and implications: a systematic review article. **Iranian journal of public health**, maio. 2015. v. 44, n. 5, p. 602–14.

PARKATTI, T.; PERTTUNEN, J.; WACKER, P. Improvements in functional capacity from nordic walking: a randomized-controlled trial among elderly people. **Journal of aging and physical activity**, jan. 2012. v. 20, n. 1, p. 93–105.

PAVOL, M. J.; OWINGS, T. M.; GRABINER, M. D. Body segment inertial parameter estimation for the general population of older adults. **Journal of biomechanics**, maio. 2002. v. 35, n. 5, p. 707–12.

PELLEGRINI, B. *et al.* Exploring muscle activation during nordic walking: a comparison between conventional and uphill walking. **Plos one**, 2015. v. 10, n. 9, p. 1–14.

\_\_\_\_\_ *et al.* Mechanical energy patterns in nordic walking: comparisons with conventional walking. **Gait & posture**, jan. 2017. v. 51, p. 234–238.

PÉREZ-SORIANO, P. *et al.* Nordic walking: a systematic review. **European journal of human movement**, 2014. v. 33, n. 0, p. 26–45.

PERREY, S.; FABRE, N. Exertion during uphill, level and downhill walking with and without hiking poles. **Journal of sports science and medicine**, 2008. v. 7, n. 1, p. 32–38.

PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. **Energética e mecânica da caminhada e corrida humana com especial referência à locomoção em plano inclinado e efeitos da idade**. [S.l.]: Federal University of Rio Grande do Sul, 2008.

PEYRÉ-TARTARUGA, L.; MONTEIRO, E. A new integrative approach to evaluate pathological gait: locomotor rehabilitation index. **Clinical and translational degenerative diseases**, 2016. v. 1, n. 2, p. 86–90.

PHILLIPS, S. K.; BRUCE, S. A.; WOLEDGE, R. C. In mice, the muscle weakness due to age is absent during stretching. **The journal of physiology**, jun. 1991. v. 437, p. 63–70.

PIECH, K.; RACZYŃSKA, B. Review papers nordic walking. 2010. p. 69–78.

PILCH, W. *et al.* Effects of 6-week nordic walking training on changes in 25(oh)d blood concentration in women after 55 years of age. **The journal of sports medicine and physical fitness**, 20 jan. 2016.

PILCH, W. B. *et al.* The influence of a 12-week program of physical activity on changes in body composition and lipid and carbohydrate status in postmenopausal women. **Przegląd menopauzalny = menopause review**, dez. 2015. v. 14, n. 4, p. 231–7.

PORCARI, J. P. *et al.* The physiological responses to walking with and without power poles on treadmill exercise. **Research quarterly for exercise and sport**, jun. 1997. v. 68, n. 2, p.

161–6.

PORTER, M. M.; VANDERVOORT, A. A.; KRAMER, J. F. Eccentric peak torque of the plantar and dorsiflexors is maintained in older women. **The journals of gerontology. series a, biological sciences and medical sciences**, mar. 1997. v. 52, n. 2, p. B125-31.

POUSSON, M.; LEPERS, R.; HOECKE, J. VAN. Changes in isokinetic torque and muscular activity of elbow flexors muscles with age. **Experimental gerontology**, nov. 2001. v. 36, n. 10, p. 1687–1698.

RADMILA, K. *et al.* A comparative analysis of the indicators of the functional fitness of the elderly. **Facta universitatis - series: physical education and sport**, 2011. v. 9, n. 2, p. 161–171.

REILLY, T.; MORRIS, T.; WHYTE, G. The specificity of training prescription and physiological assessment: a review. [Http://dx.doi.org/10.1080/02640410902729741](http://dx.doi.org/10.1080/02640410902729741), 2009.

REUTER, I. *et al.* Effects of a flexibility and relaxation programme, walking, and nordic walking on parkinson's disease. **Journal of aging research**, 2011. v. 2011, p. 232473.

ROBINSON, K. A.; DICKERSIN, K. Development of a highly sensitive search strategy for the retrieval of reports of controlled trials using pubmed. **International journal of epidemiology**, fev. 2002. v. 31, n. 1, p. 150–3.

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.

ROSA, T. E. Da C. *et al.* Fatores determinantes da capacidade funcional entre idosos. **Revista de saúde pública**, fev. 2003. v. 37, n. 1, p. 40–48.

SAIBENE, F.; MINETTI, A. E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. **European journal of applied physiology**, jan. 2003. v. 88, n. 4–5, p. 297–316.

SAUNDERS, M. J. *et al.* Trekking poles increase physiological responses to hiking without increased perceived exertion. **Journal of strength and conditioning research / national strength & conditioning association**, set. 2008. v. 22, n. 5, p. 1468–74.

SCHIFFER, T. *et al.* Physiological responses to nordic walking, walking and jogging. **European journal of applied physiology**, 2006. v. 98, n. 1, p. 56–61.

\_\_\_\_\_ *et al.* Mechanical and physiological effects of varying pole weights during nordic walking compared to walking. **European journal of applied physiology**, 2011. v. 111, n. 6, p. 1121–1126.

SCHMIDT-NIELSEN, K. Locomotion: energy cost of swimming, flying, and running. **Science (new york, n.y.)**, 21 jul. 1972. v. 177, n. 4045, p. 222–8.

SCHUCH, F. B. *et al.* **Exercise improves physical and psychological quality of life in people with depression: a meta-analysis including the evaluation of control group response. Psychiatry research.**

SCHWAMEDER, H. *et al.* Knee joint forces during downhill walking with hiking poles.

**Journal of sports sciences**, 1999. v. 17, n. 12, p. 969–978.

SCHWAMEDER, H. *et al.* Knee joint forces during downhill walking with hiking poles. **Journal of sports sciences**, dez. 1999. v. 17, n. 12, p. 969–78.

SEVENSSON, M. **Nordic walking**. [S.l.]: [s.n.], 2009.

SHIM, J.-M. *et al.* Comparison of the effects of walking with and without nordic pole on upper extremity and lower extremity muscle activation. **Journal of physical therapy science**, 2013. v. 25, n. 12, p. 1553–6.

SIMOCELI, L. *et al.* Perfil diagnóstico do idoso portador de desequilíbrio corporal: resultados preliminares. **Revista brasileira de otorrinolaringologia**, dez. 2003. v. 69, n. 6, p. 772–777.

SKÓRKOWSKA-TElichowska, K. *et al.* Nordic walking in the second half of life. **Aging clinical and experimental research**, 23 jan. 2016.

SONG, M.-S. *et al.* Effects of nordic walking on body composition, muscle strength, and lipid profile in elderly women. **Asian nursing research**, 2013. v. 7, n. 1, p. 1–7.

SPIRDUSO, W.; FRANCIS, K.; MACRAE, P. **Physical dimensions of aging**. 1995.

STIEF, F. *et al.* Inverse dynamic analysis of the lower extremities during nordic walking, walking, and running. **Journal of applied biomechanics**, 2008. v. 24, n. 4, p. 351–359.

STOUGHTON. **Psychological profiles before and after 12 weeks of walking or exertrider training in adult women**. [S.l.]: University of Wisconsin La Grosse, 1992.

STRUTZENBERGER, G.; RASP, B.; SCHWAMEDER, H. Effect of walking speed and pole length on kinematics and dynamics in nordic walking. **Isbs - conference proceedings archive**, 2007. v. 1, n. 1.

SUGIYAMA, K. *et al.* Oxygen uptake, heart rate, perceived exertion, and integrated electromyogram of the lower and upper extremities during level and nordic walking on a treadmill. **Journal of physiological anthropology**, 2013. v. 32, n. 1, p. 2.

SVOBODA, Z. *et al.* Kinematical analysis, pole forces and energy cost of nordic walking: slope influence. **Acta gymnica**, 2011. v. 41, n. January 2016, p. 27–34.

SWEET, T. W. *et al.* Quantitation of resistance training using the session rating of perceived exertion method. **Journal of strength and conditioning research / national strength & conditioning association**, nov. 2004. v. 18, n. 4, p. 796–802.

TAKESHIMA, N. *et al.* Functional fitness gain varies in older adults depending on exercise mode. **Medicine and science in sports and exercise**, nov. 2007. v. 39, n. 11, p. 2036–43.

\_\_\_\_\_ *et al.* Effects of nordic walking compared to conventional walking and band-based resistance exercise on fitness in older adults. **Journal of sports science & medicine**, 2013. v. 12, n. 3, p. 422–30.

TARSO, P. DE *et al.* Amplitude e cadência do passo e componentes da aptidão muscular em idosos: um estudo correlacional multivariado. **Rev bras med esporte**, 2004. v. 10, n. 5, p. 389–394.

- TAVARES, B. B. *et al.* Impact of physical exercise on quality of life of older adults with depression or alzheimer's disease: a systematic review. **Trends psychiatry psychotherapy**, set. 2014. v. 36, n. 3, p. 134–139.
- TRAPPE, S. *et al.* Single muscle fibre contractile properties in young and old men and women. **The journal of physiology**, 1 out. 2003. v. 552, n. Pt 1, p. 47–58.
- TSCHENTSCHER, M.; NIEDERSEER, D.; NIEBAUER, J. Health benefits of nordic walking: a systematic review. **American journal of preventive medicine**, 2013. v. 44, n. 1, p. 76–84.
- VANDERVOORT, A. A.; KRAMER, J. F.; WHARRAM, E. R. Eccentric knee strength of elderly females. **Journal of gerontology**, jul. 1990. v. 45, n. 4, p. B125-8.
- WAGNER, P. D. Muscle intracellular oxygenation during exercise: optimization for oxygen transport, metabolism, and adaptive change. **European journal of applied physiology**, jan. 2012. v. 112, n. 1, p. 1–8.
- WILD, L. B. *et al.* Characterization of cognitive and motor performance during dual-tasking in healthy older adults and patients with parkinson's disease. **Journal of neurology**, 2012.
- WILLEMS, P. A.; CAVAGNA, G. A.; HEGLUND, N. C. External, internal and total work in human locomotion. **The journal of experimental biology**, fev. 1995. v. 198, n. Pt 2, p. 379–93.
- WILLSON, J. *et al.* Gait mechanics. **Sports medicine**, 2000. n. March, p. 0–5.
- WILLSON, J. *et al.* Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. **Medicine and science in sports and exercise**, jan. 2001. v. 33, n. 1, p. 142–7.
- WINTER, D. A. *et al.* Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. **Physical therapy**, jun. 1990. v. 70, n. 6, p. 340–7.
- \_\_\_\_\_ *et al.* An integrated emg/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait. **Progress in brain research**, 1993. v. 97, p. 359–67.
- \_\_\_\_\_; PATLA, A. E.; FRANK, J. S. Assessment of balance control in humans. **Medical progress through technology**, maio. 1990. v. 16, n. 1–2, p. 31–51.
- YANG, J. F.; STEPHENS, M. J.; VISHRAM, R. Infant stepping: a method to study the sensory control of human walking. **The journal of physiology**, 15 mar. 1998. p. 927–37.

## ANEXO E

## RESULTADOS SECUNDÁRIOS DA TESE

Outros Resultados da Tese														
ID= número sujeito, Grupo: 1 e 2, Vel= 1,2,3,4 e 5 km/h														
ID	Grupo	Tempo	Vel	R <sub>int</sub>	R <sub>ste</sub>	%Con	Shift <sub>pha</sub>	Eff,	P <sub>met</sub>	C,	DF	CP	Inc_Min Tronco	Inc_Max tronco
1.00	1.00	1.00	1.00	0.12	0.47	56.92	106.94	0.03	2.05	7.38	0.95	0.82	55.42	71.07
		2.00	1.00	0.33	0.37	41.85	89.75	0.04	1.56	5.62	0.84	0.73	59.23	77.56
1.00	1.00	1.00	2.00	0.30	0.39	44.49	50.68	0.04	3.68	6.62	0.77	0.98	48.71	65.53
		2.00	2.00	0.38	0.40	34.40	133.45	0.05	2.79	5.02	0.72	1.09	51.39	72.60
1.00	1.00	1.00	3.00	0.34	0.69	29.65	105.69	0.06	3.80	4.56	0.67	1.29	45.11	59.77
		2.00	3.00	0.42	0.58	27.81	106.44	0.06	3.80	4.56	0.67	1.38	53.60	70.78
1.00	1.00	1.00	4.00	0.60	0.66	12.12	60.58	0.08	5.17	4.65	0.63	1.35	48.49	65.50
		2.00	4.00	0.45	0.69	21.46	128.84	0.06	6.04	5.44	0.66	1.30	48.81	66.91
1.00	1.00	1.00	5.00	0.64	0.78	9.44	21.74	0.08	6.79	4.89	0.63	1.57	47.33	62.32
		2.00	5.00	0.66	0.72	11.15	75.57	0.08	6.74	4.85	0.63	1.47	47.30	60.80
2.00	1.00	1.00	1.00	0.30	0.40	36.25	52.70	0.03	2.22	7.99	0.81	0.57	39.54	52.28
		2.00	1.00	0.28	0.46	33.75	84.77	0.06	1.35	4.86	0.81	0.44	44.64	52.76
2.00	1.00	1.00	2.00	0.31	0.32	44.39	91.22	0.07	3.01	5.42	0.73	0.87	40.26	48.48
		2.00	2.00	0.25	0.25	50.14	115.26	0.09	1.90	3.42	0.73	0.99	41.91	57.09
2.00	1.00	1.00	3.00	0.26	0.23	54.92	187.42	0.07	4.59	5.51	0.70	1.18	40.82	50.45
		2.00	3.00	0.35	0.33	41.31	75.07	0.17	1.70	2.04	0.69	1.20	49.36	59.05
2.00	1.00	1.00	4.00	0.33	0.33	45.48	87.86	0.10	4.95	4.46	0.67	1.45	40.77	49.92
		2.00	4.00	0.39	0.47	36.21	130.12	0.16	2.61	2.35	0.64	1.38	42.05	54.71
2.00	1.00	1.00	5.00	0.49	0.72	21.69	63.58	0.08	7.14	5.14	0.63	1.68	35.63	55.59
		2.00	5.00	0.50	0.68	23.05	101.61	0.16	3.64	2.62	0.60	1.57	49.18	59.19
3.00	1.00	1.00	1.00	0.25	0.29	31.63	69.69	0.04	2.10	7.56	0.77	0.44	47.14	59.22
		2.00	1.00	0.33	0.21	26.56	88.69	0.03	2.78	10.01	0.78	0.47	39.22	51.69
3.00	1.00	1.00	2.00	0.33	0.50	25.33	92.19	0.05	3.58	6.44	0.71	0.83	45.14	61.59
		2.00	2.00	0.41	0.24	32.69	73.24	0.05	4.58	8.24	0.58	0.79	46.75	58.23
3.00	1.00	1.00	3.00											
		2.00	3.00	0.52	0.82	30.48	247.06	0.09	4.29	5.15	0.63	1.29	41.49	59.28
3.00	1.00	1.00	4.00	0.39	0.27	16.21	140.45	0.09	7.48	6.73	0.63	1.23	47.63	64.34
		2.00	4.00	0.47	0.70	21.45		0.07	5.0	4.51	0.0	1.68	45.81	53.73



			0											
6.00	1.00	1.00	5.0 0											
		2.00	5.0 0	0.4 6	0.85	17.25	162.29	0.09	5.1 9	3.74	0.6 0	1.52	45.21	52.99
7.00	1.00	1.00	1.0 0	0.5 0	0.49	24.96	102.68	0.03	2.2 1	7.96	0.8 0	0.78	45.78	68.22
		2.00	1.0 0	0.3 8	0.39	26.89	82.23	0.03	2.0 5	7.38	0.7 5	0.81	40.73	71.29
7.00	1.00	1.00	2.0 0	0.4 6	0.54	20.01	212.28	0.05	2.7 9	5.02	0.7 2	1.01	50.53	70.12
		2.00	2.0 0											
7.00	1.00	1.00	3.0 0	0.4 2	0.62	19.56	143.30	0.07	4.1 0	4.92	0.6 8	1.16	47.19	59.45
		2.00	3.0 0	0.4 4	0.84	17.04	60.86	17.29	4.4 4	5.33	0.6 8	1.29	43.01	56.53
7.00	1.00	1.00	4.0 0	0.5 0	0.59	22.98		0.07	5.3 0	4.77	0.0 0	1.83	55.86	67.09
		2.00	4.0 0	0.5 0	0.66	19.17	146.33	0.07	5.4 3	4.89	0.6 8	1.38	35.68	49.43
7.00	1.00	1.00	5.0 0	0.6 7	0.95	8.90	120.27	0.06	7.5 8	5.46	0.6 3	1.47	45.75	56.30
		2.00	5.0 0	0.6 8	0.70	9.59	115.23	0.07	7.5 8	5.46	0.6 0	1.45	39.10	49.55
8.00	1.00	1.00	1.0 0	0.3 1	0.33	36.06	188.34	0.04	1.9 4	6.98	0.8 8	0.75	23.82	40.14
		2.00	1.0 0	0.3 0	0.18	34.13	125.96	0.06	1.1 3	4.07	0.7 2	0.65	40.85	52.59
8.00	1.00	1.00	2.0 0	0.3 4	0.39	40.30	117.90	0.07	2.5 4	4.57	0.7 2	1.03	30.00	40.29
		2.00	2.0 0	0.3 4	0.40	32.38	134.87	0.08	2.2 2	4.00	0.7 0	0.98	46.62	56.26
8.00	1.00	1.00	3.0 0	0.3 8	0.39	31.41	108.41	0.08	3.4 5	4.14	0.6 9	1.27	32.97	39.63
		2.00	3.0 0	0.4 5	0.49	26.02	93.90	0.11	2.6 2	3.14	0.6 6	1.18	41.48	57.97
8.00	1.00	1.00	4.0 0	0.2 4	0.33	20.93	109.50	0.37	4.5 5	0.48	0.6 7	12.3 2	30.39	40.16
		2.00	4.0 0	0.5 3	0.69	16.15	79.60	0.09	4.1 4	3.73	0.6 2	1.35	46.61	54.91
8.00	1.00	1.00	5.0 0	0.5 6	0.70	13.58	214.32	0.09	5.9 3	4.27	0.6 6	1.55	29.37	37.86
		2.00	5.0 0	0.7 0	0.76	7.31	82.77	0.10	4.6 4	3.34	0.6 1	1.55	46.26	55.67
9.00	1.00	1.00	1.0 0	0.3 3	0.18	18.32	107.34	0.03	3.5 1	12.6 4	0.7 2	0.45	38.71	51.19
		2.00	1.0 0											
9.00	1.00	1.00	2.0 0	0.4 0	0.26	21.89	104.83	0.05	3.8 1	6.86	0.6 6	0.70	35.13	45.72
		2.00	2.0 0	0.4 0	0.22	31.66	153.91	0.05	3.9 8	7.16	0.6 9	0.82	47.60	56.64
9.00	1.00	1.00	3.0 0	0.4 6	0.47	18.46	162.15	0.06	4.3 1	5.17	0.6 7	1.03	36.01	47.54
		2.00	3.0 0	0.3 7	0.39	27.25	82.82	0.06	4.6 2	5.54	0.6 8	1.09	44.47	56.88
9.00	1.00	1.00	4.0 0	0.5 7	0.53	8.52	75.88	0.07	5.3 2	4.79	0.6 2	1.27	35.46	44.88
		2.00	4.0 0	0.4 5	0.59	18.92	152.00	0.08	5.1	4.59	0.6	1.37	46.21	54.41

			0	6					0		5				
9.00	1.00	1.00	5.0	0.5	0.56	10.06	186.35	0.08	7.3	9	5.32	0.6	1.47	29.14	35.88
		2.00	5.0	0.5	0.60	8.65	127.10	0.08	7.3	9	5.32	0.6	1.64	22.08	31.47
10.0	1.00	1.00	1.0												
		2.00	1.0	0.2					2.7	10.0		0.6			
			0	6	0.35	29.72	74.50	0.04	8	1		4	0.52	36.43	48.43
10.0	1.00	1.00	2.0	0.2	0.22	50.80	132.84	0.08	2.8			0.7			
		2.00	0	0					4	5.11		4	0.90	24.83	53.80
			2.0												
10.0	1.00	1.00	3.0	0.2	0.26	50.16	125.10	0.09	4.1			0.6			
		2.00	0	1					1	4.93		3	1.11	30.58	47.52
			3.0	0.2					3.7			0.4			
		2.00	0	7	0.29	42.11	30.08	0.09	5	4.45		5	1.07	48.45	54.84
10.0	1.00	1.00	4.0	0.3	0.30	38.09	119.92	0.11	5.0			0.6			
		2.00	0	4					2	4.52		8	1.32	26.14	44.26
			4.0	0.3					5.1			0.5			
		2.00	0	2	0.32	41.96	110.40	0.11	2	4.61		9	1.20	41.40	53.44
10.0	1.00	1.00	5.0	0.4	0.37	41.86	206.57	0.11	5.8			0.5			
		2.00	0	6					2	4.19		8	1.36	23.88	40.21
			5.0												
		2.00	0												
11.0	1.00	1.00	1.0	0.3	0.54	34.53	158.28	0.02	2.5			0.8			
		2.00	0	2					3	9.11		5	0.63	38.08	52.23
			1.0	0.4					1.3			0.0			
		2.00	0	8	0.61	18.98		0.04	8	4.97		0	1.05	46.64	58.58
11.0	1.00	1.00	2.0	0.2	0.40	43.62	169.52	0.06	2.6			0.7			
		2.00	0	7					0	4.68		3	0.97	39.53	55.38
			2.0	0.3					2.3			0.7			
		2.00	0	2	0.46	32.53	179.05	0.06	6	4.25		3	0.99	49.47	61.26
11.0	1.00	1.00	3.0	0.3	0.56	27.24	72.72	0.08	3.1			0.6			
		2.00	0	8					0	3.72		5	1.26	40.11	50.98
			3.0	0.4					3.5			0.7			
		2.00	0	3	0.46	27.92	125.70	0.08	2	4.22		2	1.25	45.38	60.14
11.0	1.00	1.00	4.0	0.4	0.49	29.19	153.57	0.09	4.4			0.6			
		2.00	0	3					1	3.97		7	1.34	42.04	51.40
			4.0	0.4					4.4			0.6			
		2.00	0	4	0.53	25.26	105.62	0.11	3	3.99		7	1.32	48.59	65.06
11.0	1.00	1.00	5.0	0.5	0.62	20.25	150.37	0.09	5.8			0.7			
		2.00	0	3					8	4.23		1	1.46	36.41	46.60
			5.0	0.4					6.0			0.6			
		2.00	0	8	0.66	20.29	138.39	0.10	7	4.37		3	1.43	44.30	56.76
12.0	1.00	1.00	1.0	0.5	0.40	21.15	83.44	0.04	2.3			0.8			
		2.00	0	3					0	8.28		8	0.51	21.11	48.41
			1.0	0.4					2.4			0.8			
		2.00	0	4	0.28	34.19	110.47	0.03	3	8.75		0	0.54	40.11	54.93
12.0	1.00	1.00	2.0	0.5	0.41	11.24	63.87	0.06	3.2			0.7			
		2.00	0	3					1	5.78		2	0.79	18.55	55.94
			2.0	0.4					3.2			0.7			
		2.00	0	1	0.49	13.69	67.15	0.06	4	5.83		0	0.70	33.86	54.27
12.0	1.00	1.00	3.0	0.5	0.63	9.13	102.83	0.07	3.6			0.6			
		2.00	0	5					1	4.33		6	1.07	37.15	53.23
			3.0	0.5					4.3			0.6			
		2.00	0	7	0.53	13.71	93.30	0.06	6	5.23		6	1.04	36.38	53.46
12.0	1.00	1.00	4.0	0.6	0.52	10.13	104.83	0.08	139.4			0.6			
		2.00	0	0					3	4.7		1	1.24	33.47	49.72
			4.0	0.5	0.56	11.49	82.22	0.08	5.5	4.99		0.6	1.24	35.52	50.94



		2.00	4.0 0	0.6 5	0.66	6.93	38.65	0.10	4.1 8	3.76	0.7 0	1.29	41.38	48.50
15.0 0	2.00	1.00	5.0 0	0.7 6	0.77	4.50	72.44	0.08	6.6 5	4.79	0.6 1	1.48	33.69	40.83
		2.00	5.0 0	0.7 3	0.75	4.17	87.54	0.09	5.9 8	4.31	0.6 1	1.57	36.98	45.31
16.0 0	2.00	1.00	1.0 0	0.1 3	0.16	65.74	173.87	0.03	2.1 6	7.78	0.7 6	0.78	45.57	60.13
		2.00	1.0 0	0.2 7	0.18	50.72	56.85	0.04	2.0 0	7.20	0.8 2	0.77	45.08	64.88
16.0 0	2.00	1.00	2.0 0	0.3 5	0.26	39.77	76.09	0.07	2.2 7	4.09	0.7 0	1.13	40.52	56.63
		2.00	2.0 0	0.4 1	0.27	34.02	128.59	0.07	2.4 4	4.39	0.7 1	0.99	43.93	59.75
16.0 0	2.00	1.00	3.0 0	0.3 5	0.39	40.20	101.49	0.09	3.0 7	3.68	0.6 9	1.15	40.64	54.04
		2.00	3.0 0	0.3 0	0.27	42.97	148.39	0.10	2.9 8	3.58	0.7 1	1.09	40.04	57.13
16.0 0	2.00	1.00	4.0 0	0.4 1	0.44	36.13	41.34	0.11	4.0 5	3.65	0.6 4	1.27	43.98	52.46
		2.00	4.0 0	0.4 8	0.51	29.64	91.81	0.09	4.7 1	4.24	0.6 6	1.22	38.70	53.40
16.0 0	2.00	1.00	5.0 0											
		2.00	5.0 0	0.5 8	0.60	18.47	90.90	0.10	5.5 3	3.98	0.6 4	1.48	44.37	57.09
17.0 0	2.00	1.00	1.0 0	0.3 6	0.64	27.90	8.15	0.03	1.9 1	6.88	0.7 8	0.52	51.85	82.70
		2.00	1.0 0	0.2 0	0.32	56.11	115.68	0.03	2.7 3	9.83	0.7 5	0.41	51.85	82.70
17.0 0	2.00	1.00	2.0 0											
		2.00	2.0 0	0.4 6	0.42	23.48	73.16	0.04	3.2 5	5.85	0.5 8	1.03	46.51	64.32
17.0 0	2.00	1.00	3.0 0	0.4 2	0.30	34.55	149.20	0.08	3.5 1	4.21	0.6 9	1.09	52.71	68.07
		2.00	3.0 0	0.4 7	0.48	21.83	84.65	0.06	4.4 1	5.29	0.6 7	0.99	43.74	62.76
17.0 0	2.00	1.00	4.0 0	0.5 0	0.44	32.26	97.27	0.08	4.9 2	4.43	0.6 7	1.31	36.95	54.58
		2.00	4.0 0	0.5 8	0.69	14.98	140.74	0.07	5.0 3	4.53	0.6 1	1.45	48.52	63.26
17.0 0	2.00	1.00	5.0 0	0.7 5	0.88	8.91	64.32	0.09	5.0 5	3.64	0.6 4	1.55	50.23	63.30
		2.00	5.0 0	0.7 8	0.73	8.97	44.10	0.06	7.4 4	5.36	0.6 5	1.52	46.92	66.12
18.0 0	2.00	1.00	1.0 0	0.4 5	0.47	25.54	56.93	0.04	1.6 8	6.05	0.8 3	0.61	44.77	73.32
		2.00	1.0 0	0.5 0	0.52	24.53	26.03	0.09	0.7 4	2.66	0.7 7	0.64	50.63	82.77
18.0 0	2.00	1.00	2.0 0	0.3 3	0.53	28.64	17.97	0.07	2.3 9	4.30	0.7 0	0.85	44.46	70.82
		2.00	2.0 0	0.4 2	0.50	24.20	56.38	0.20	0.8 5	1.53	0.7 1	0.91	48.10	78.65
18.0 0	2.00	1.00	3.0 0	0.4 2	0.42	30.95	86.49	0.10	2.9 9	3.59	0.7 0	1.08	47.37	73.92
		2.00	3.0 0	0.4 7	0.39	27.59	71.13	0.30	1.0 1	1.21	0.6 8	1.15	49.23	74.89
18.0 0	2.00	1.00	4.0 0	0.5 0	0.56	23.31	25.73	0.12	3.8 1	3.43	0.6 6	1.21	45.37	63.86

		2.00	4.0 0	0.5 7	0.63	21.70	148.62	0.31	1.3 5	1.22	0.6 6	1.32	54.56	71.93
18.0 0	2.00	1.00	5.0 0	0.6 3	0.67	17.37	62.70	0.15	3.9 2	2.82	0.6 2	1.56	55.40	68.21
		2.00	5.0 0	0.6 4	0.69	15.50	102.68	0.22	2.5 2	1.81	0.6 1	1.59	54.17	70.70
19.0 0	2.00	1.00	1.0 0	0.1 3	0.35	59.58		0.04	2.0 4	7.34		0.69	39.73	50.10
		2.00	1.0 0	0.2 7	0.36	51.63	199.57	0.04	2.0 7	7.45	0.8 2	0.71	34.23	46.79
19.0 0	2.00	1.00	2.0 0	0.1 8	0.17	55.79	88.12	0.07	2.6 2	4.72	0.6 7	1.10	42.21	52.54
		2.00	2.0 0	0.2 1	0.15	54.31	118.89	0.13	2.5 7	4.63	0.6 2	0.96	4.66	89.93
19.0 0	2.00	1.00	3.0 0	0.2 9	0.35	35.56	58.98	0.09	3.3 5	4.02	0.5 7	1.19	41.83	53.41
		2.00	3.0 0	0.2 9	0.49	32.59	45.02	0.10	2.9 3	3.52	0.6 1	1.34	38.61	47.48
19.0 0	2.00	1.00	4.0 0	0.5 3	0.51	19.93	143.72	0.11	3.7 4	3.37	0.6 2	1.21	39.55	50.01
		2.00	4.0 0	0.4 5	0.49	24.16	103.80	0.10	4.3 0	3.87	0.6 6	1.31	34.28	46.32
19.0 0	2.00	1.00	5.0 0	0.5 9	0.72	8.53	230.26	0.11	4.6 0	3.31	0.3 6	1.74	40.31	47.87
		2.00	5.0 0	0.5 8	0.71	14.17	122.36	0.09	5.6 8	4.09	0.6 5	1.65	33.31	43.39
20.0 0	2.00	1.00	1.0 0	0.3 0	0.29	32.73	121.50	0.03	3.7 0	13.3 2	0.8 6	1.09	27.19	47.51
		2.00	1.0 0											
20.0 0	2.00	1.00	2.0 0	0.4 3	0.58	19.58	108.93	0.04	4.2 7	7.69	0.5 0	1.49	24.32	47.39
		2.00	2.0 0											
20.0 0	2.00	1.00	3.0 0	0.3 8	0.96	44.60	196.86	0.07	5.7 5	6.90	0.7 0	1.35	27.09	53.05
		2.00	3.0 0	0.3 8	0.54	24.52	71.93	0.09	3.5 5	4.26	0.6 8	1.36	41.90	59.01
20.0 0	2.00	1.00	4.0 0	0.3 2	0.29	27.28	111.42	0.21	6.9 4	0.73	0.6 6	11.9 6	30.32	43.69
		2.00	4.0 0	0.4 7	0.53	18.42	148.78	0.10	4.7 9	4.31	0.6 7	1.44	41.95	60.13
20.0 0	2.00	1.00	5.0 0											
		2.00	5.0 0	0.5 4	0.73	14.13	74.56	0.15	3.9 2	2.82	0.6 9	1.53	44.48	59.80
21.0 0	2.00	1.00	1.0 0	0.3 0	0.47	36.24	119.77	0.02	1.9 6	7.06	0.7 5	0.65	39.81	58.41
		2.00	1.0 0	0.2 5	0.42	37.47	94.24	0.04	1.6 6	5.98	0.8 1	0.70	39.46	67.71
21.0 0	2.00	1.00	2.0 0											
		2.00	2.0 0	0.4 1	0.39	26.22	83.41	0.08	2.1 1	3.80	0.7 3	1.09	43.96	62.41
21.0 0	2.00	1.00	3.0 0	0.3 4	0.56	30.80	13.25	0.08	3.7 0	4.44	0.6 2	1.16	47.98	59.59
		2.00	3.0 0	0.4 8	0.35	26.18	129.42	0.10	2.8 3	3.40	0.6 5	1.32	45.80	63.38
21.0 0	2.00	1.00	4.0 0	0.5 1	0.39	27.16	171.59	0.10	4.6 8	4.21	0.6 7	1.42	39.10	53.22

		2.00	4.0 0	0.4 1	0.48	24.21	69.83	0.12	4.0 1	3.61	0.7 0	1.51	45.82	65.42
21.0 0	2.00	1.00	5.0 0	0.4 9	0.55	20.33	119.96	0.10	6.8 0	4.90	0.6 1	1.58	41.64	54.41
		2.00	5.0 0	0.4 8	0.59	19.36	109.94	0.11	5.7 4	4.13	0.6 5	1.66	43.26	57.56
22.0 0	2.00	1.00	1.0 0	0.5 4	0.62	19.26	87.23	0.02	2.4 8	8.93	0.7 9	0.56	45.59	62.55
		2.00	1.0 0	0.5 8	0.61	14.69	63.80	0.02	2.2 2	7.99	0.7 9	0.57	49.04	64.92
22.0 0	2.00	1.00	2.0 0	0.4 1	0.53	26.92	40.01	0.05	3.3 0	5.94	0.6 9	0.85	46.44	59.75
		2.00	2.0 0	0.4 6	0.52	18.76	44.33	0.06	2.6 2	4.72	0.7 2	0.88	49.92	65.15
22.0 0	2.00	1.00	3.0 0	0.4 4	0.59	27.60	69.14	0.07	3.8 1	4.57	0.7 0	1.07	49.19	62.68
		2.00	3.0 0	0.4 8	0.50	20.94	61.88	0.08	3.6 9	4.43	0.7 1	1.15	45.75	62.07
22.0 0	2.00	1.00	4.0 0	0.5 7	0.69	17.54	36.70	0.09	4.6 2	4.16	0.6 7	1.29	44.55	54.34
		2.00	4.0 0	0.4 3	0.64	22.21	138.13	0.13	3.3 9	3.05	0.6 4	1.29	45.88	54.89
22.0 0	2.00	1.00	5.0 0	0.5 8	0.83	12.28	201.60	0.08	6.7 8	4.88	0.6 4	1.49	46.94	57.36
		2.00	5.0 0	0.8 2	0.84	4.29	72.52	0.09	5.3 0	3.82	0.5 9	1.57	44.65	54.44
23.0 0	2.00	1.00	1.0 0	0.4 2	0.49	17.37	150.25	0.03	2.5 0	9.00	0.7 9	0.54	40.31	57.70
		2.00	1.0 0	0.4 0	0.38	16.55	65.99	0.06	1.6 9	6.08	0.7 6	0.50	37.18	53.84
23.0 0	2.00	1.00	2.0 0	0.4 9	0.47	20.48	130.28	0.07	2.6 1	4.70	0.6 5	1.17	27.48	53.69
		2.00	2.0 0	0.4 4	0.44	17.55	145.35	0.06	2.8 9	5.20	0.7 0	0.83	46.96	70.21
23.0 0	2.00	1.00	3.0 0	0.5 3	0.54	22.50	95.95	0.08	3.2 8	3.94	0.6 8	1.18	34.25	53.17
		2.00	3.0 0	0.5 9	0.52	21.63	7.62	0.07	3.8 1	4.57	0.6 9	1.16	47.57	61.43
23.0 0	2.00	1.00	4.0 0	0.6 5	0.69	14.86	126.37	0.08	4.7 9	4.31	0.6 5	1.41	38.59	51.37
		2.00	4.0 0	0.5 6	0.74	16.98	9.70	0.06	6.6 1	5.95	0.4 5	1.67	52.48	62.70
23.0 0	2.00	1.00	5.0 0	0.7 0	0.86	10.27	111.73	0.07	6.9 2	4.98	0.6 4	1.59	42.17	50.61
		2.00	5.0 0	0.7 4	0.78	7.66	34.92	0.07	6.4 0	4.61	0.4 2	1.61	51.51	59.87
24.0 0	2.00	1.00	1.0 0	0.2 8	0.56	36.12	90.62	0.03	2.1 8	7.85	0.7 8	0.51	41.88	60.72
		2.00	1.0 0	0.2 4	0.35	44.61	95.08	0.10	0.6 8	2.45	0.6 9	0.74	45.91	62.69
24.0 0	2.00	1.00	2.0 0	0.3 2	0.41	40.75	109.31	0.08	3.9 9	4.79	0.7 1	1.03	45.75	59.00
		2.00	2.0 0	0.2 5	0.22	51.54		0.16	1.0 8	1.94	0.0 0	1.22	47.91	58.26
24.0 0	2.00	1.00	3.0 0											
		2.00	3.0 0											
24.0 0	2.00	1.00	4.0 0	0.4 4	0.56	30.02	77.52	0.08	5.0 6	4.55	0.6 3	1.22	49.62	62.59

		2.00	4.0 0	0.4 6	0.50	31.10	184.06	0.16	2.8 8	2.59	0.6 3	1.23	47.92	61.91
24.0 0	2.00	1.00	5.0 0	0.4 5	0.70	24.89	207.75	0.09	6.3 4	4.56	0.6 6	1.41	53.55	69.57
		2.00	5.0 0	0.4 9	0.79	18.63	158.13	0.14	3.6 5	2.63	0.7 0	1.40	46.84	58.60
25.0 0	2.00	1.00	1.0 0											
		2.00	1.0 0	0.2 3	0.15	53.83	98.25	0.08	0.9 2	3.31	0.8 1	0.61	39.36	51.66
25.0 0	2.00	1.00	2.0 0	0.2 1	0.21	53.07	179.59	0.06	2.9 8	5.36	0.7 6	0.90	35.79	58.65
		2.00	2.0 0	0.2 6	0.21	50.38	94.59	0.11	1.4 3	2.57	0.7 6	0.99	37.48	52.12
25.0 0	2.00	1.00	3.0 0	0.3 7	0.46	33.76	68.98	0.08	3.4 3	4.12	0.6 7	1.13	38.76	64.29
		2.00	3.0 0	0.2 9	0.48	33.02	108.87	0.13	2.2 8	2.74	0.7 0	1.32	36.88	51.02
26.0 0	2.00	1.00	4.0 0	0.5 2	0.61	19.35	127.28	0.08	4.7 0	4.23	0.6 5	1.45	40.48	58.20
		2.00	4.0 0	0.5 2	0.64	23.38	106.09	0.13	2.9 5	2.66	0.6 8	1.50	40.97	50.14
26.0 0	2.00	1.00	5.0 0	0.6 1	0.76	13.68	90.19	0.08	6.2 1	4.47	0.6 1	1.60	39.20	58.79
		2.00	5.0 0											
27.0 0	2.00	1.00	1.0 0	0.3 6	0.38	33.94	42.95	0.03	3.0 6	11.0 2	0.9 6	0.70	46.78	67.21
		2.00	1.0 0	0.3 6	0.39	38.02	30.38	0.03	2.8 6	10.3 0	0.8 6	0.76	46.83	68.63
27.0 0	2.00	1.00	2.0 0	0.4 4	0.68	20.08	107.89	0.04	3.9 0	7.02	0.7 2	0.90	52.58	77.21
		2.00	2.0 0	0.4 1	0.66	22.53	50.20	0.06	2.6 4	4.75	0.7 1	0.91	46.06	71.64
27.0 0	2.00	1.00	3.0 0	0.4 5	0.67	20.78	76.75	0.05	4.8 0	5.76	0.6 7	1.14	52.30	70.79
		2.00	3.0 0	0.4 8	0.67	17.68	112.47	0.07	4.1 5	4.98	0.5 6	1.20	49.96	64.99
27.0 0	2.00	1.00	4.0 0	0.5 8	0.68	14.26	124.36	0.09	4.5 7	4.11	0.6 6	1.32	51.54	65.98
		2.00	4.0 0	0.4 7	0.73	19.81	91.90	0.09	5.2 5	4.73	0.6 4	1.27	51.05	63.06
27.0 0	2.00	1.00	5.0 0	0.6 1	0.70	14.65	95.40	0.09	6.2 4	4.49	0.6 2	1.46	49.97	60.97
		2.00	5.0 0	0.5 4	0.72	15.64	108.82	0.11	5.7 7	4.15	0.6 0	1.46	48.83	64.04
28.0 0	2.00	1.00	1.0 0	0.2 0	0.13	37.29	105.00	0.09	0.9 7	3.49	0.5 0	0.54	61.26	76.39
		2.00	1.0 0											
28.0 0	2.00	1.00	2.0 0	0.4 3	0.18	26.48	129.84	0.19	0.9 3	1.67	0.7 1	0.86	62.55	77.75
		2.00	2.0 0											
28.0 0	2.00	1.00	3.0 0	0.4 0	0.38	26.24	92.43	0.21	1.3 5	1.62	0.6 9	1.12	59.45	71.19
		2.00	3.0 0											
28.0 0	2.00	1.00	4.0 0	0.3 9	0.50	24.11	67.09	0.20	2.2 7	2.04	0.6 8	1.30	58.50	70.73

