

Silvana Lopes Nogueira Lahr

**DESENVOLVIMENTO DO CONTROLE POSTURAL NA
SENESCÊNCIA**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2015

Silvana Lopes Nogueira Lahr

DESENVOLVIMENTO DO CONTROLE POSTURAL NA SENESCÊNCIA

Tese apresentada ao curso de doutorado em Ciências do Esporte da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de doutor em Ciências do Esporte.

Área de concentração: Treinamento Esportivo

Orientador: Dr. Rodolfo Novellino Benda

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2015

L183d Lahr, Silvana Lopes Nogueira
2015 Desenvolvimento do controle postural na senescência. [manuscrito] /Silvana
Lopes Nogueira Lahr. – 2015.
170f., enc. : il.

Orientador: Rodolfo Novellino Benda

Tese (doutorado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação
Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Bibliografia: f. 96-112

1. Capacidade motora - Teses. 2. Equilíbrio – Teses. 3. Estatística - Análise -
Teses. I. Benda, Rodolfo Novellino. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola
de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. II. Título.

CDU:796.012.1

**Ficha catalográfica elaborada pela equipe de bibliotecários da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e
Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Programa de Pós-Graduação em Ciências do Esporte

A Tese intitulada “**Desenvolvimento do controle postural na senescência**”, de autoria da doutoranda **Silva Lopes Nogueira**, defendida em 07 de agosto de 2015, na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, foi submetida à banca examinadora composta pelos professores:

Prof. Dr. Rodolfo Novellino Benda (orientador)
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais

Prof. Dr. Sergio Teixeira Fonseca
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais

Profa. Dra. Luci Fuscaldi Teixeira Salmela
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais

Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi
Universidade do Estado de São Paulo

Prof. Dr. Herbert Ugrinowitsch
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte, 07 de agosto de 2015.

“Porque desde a antiguidade não se ouviu, nem com ouvidos se percebeu, nem com os olhos se viu Deus além de ti, que trabalha para aquele que nele espera.” (Bíblia – Isaías 64:4)

Dedico esse trabalho aos meus sobrinhos Alexandre, Sara e Gustavo...e à Luiza,
com todo o meu amor...e também ao Sérgio, por me ensinar a cada dia o verdadeiro
significado de amar!

AGRADECIMENTOS

Esta tese faz parte de um projeto muito maior que é minha vida. Hoje eu agradeço a Ele, autor da vida. A Ele seja dada toda a honra e glória pelos séculos dos séculos!

À minha família:

Meu pai, com você aprendi sobre honestidade e sobre como devemos tratar as pessoas. Isso me ajudou a ser mais feliz e a viver melhor em todos os ambientes.

Minha mãe, você é meu exemplo de fé e mulher sábia. Sempre acreditou em mim e isso foi decisivo para determinar quem sou hoje.

Meu irmão Ademir, sua vida é uma história digna de ser escrita em um livro. Mesmo assim, você não se fez de vítima, escolheu correr atrás de seus objetivos, e é um vitorioso. Amo você, Cida e Sarinha.

Meu irmão Sidney, consegue imaginar o orgulho que sinto de você? Além de irmão, é meu grande amigo, alguém com um enorme coração. Amo você, Ju e meus gatinhos.

Sérgio, durante o doutorado ganhei muitas coisas... Ganhei uma pessoa também: você! A sua vida, o modo como me trata e cuida de mim me fazem entender o que é alguém amar de verdade! Obrigada por tudo!!!

Aos meus amigos:

Kelly, por me ouvir e me ajudar sempre. Por sua cumplicidade e seu apoio incondicionais.

Cris, minha irmãzinha, sinto-me privilegiada por ter sua amizade. Torço por você todos os dias, e sei que isso é recíproco. Você vai longe!

Mari Magalhães, por sua amizade e pelos conselhos tão importantes.

Suzi, não apenas por sua amizade, mas por palavras decisivas que vieram em momentos importantes durante o processo.

Marluce, pelas conversas tão inspiradoras e que tornaram meus dias mais alegres.

Thábata, por sua amizade, além da serenidade e da sabedoria sempre presentes.

Livinha, por sua cumplicidade no meio deste processo adaptativo.

Pr. Eduardo: pelos aconselhamentos, pela amizade incondicional e pelas orações. Eu nunca poderei agradecer por tudo!

Ao meu orientador Rodolfo, pela orientação segura e sempre presente. Admiro sua competência e sua maneira humana de lidar com as pessoas. Sempre me inspiro na

visão profunda, histórica e ao mesmo tempo detalhada que você tem da nossa área. Sinto-me privilegiada por ter trabalhado com você.

Aos professores: Herbert Ugrinowitsch, por toda a ajuda durante o processo, e Guilherme Lage, pelas conversas sempre inspiradoras.

À família GEDAM, que continua crescendo; aos que se foram e aos que continuam chegando, cada um de vocês ajudou um pouquinho. Alguns ajudaram muito. No GEDAM aprendi a trabalhar em grupo. Adoro isso!!!

A todos aqueles que contribuíram na coleta de dados: Carol, Cíntia, Cris, Cristiane, Daniela, Décio, Fábio, Felipe, Fernanda, Gabi, Léo, Lucinéia, Madson, Marluce, Patrick, Rúbia, Sérgio, Tércio, Valeska e Vivi.

Ao Leonardo Portes, pela ajuda com análises, equipamentos e programas, e pela disposição em ajudar desde o início.

Ao Prof. André Gustavo, pela disponibilidade em ajudar com equipamentos e análises estatísticas.

Ao Cláudio, por toda ajuda desde a construção do projeto.

Ao Laboratório de Análise do Movimento, pela concessão de espaço físico e equipamentos, especialmente à prof^a. Juliana Ocarino, ao prof. Thales Resende, e aos funcionários e alunos que do laboratório fazem parte.

À CAPES, pelo investimento financeiro durante o doutorado.

À tia Mirinha, pelo acolhimento, pelos conselhos e pelas orações.

À querida Gabi (*in memoriam*), minha irmãzinha de república: sempre me lembrarei do seu sorriso e da sua doçura.

Ao JA e ao Pr. Gidiel pelo companheirismo e privilégio da convivência.

Aos queridos idosos, não apenas aos que participaram da pesquisa, mas a todos aqueles que contribuíram para tornar maior a minha experiência e muito maior a minha satisfação e realização profissional.

Aos funcionários do Programa Vida Ativa (PMBH), especialmente Márcia, Beto, Nayara, Cíntia e Sônia, por toda a ajuda.

Aos membros da banca, pela disponibilidade, pelas valiosas contribuições e por me fazerem refletir.

Enfim, se eu fosse citar aqui todas as pessoas que me ajudaram de alguma forma, em algum momento, seriam inúmeras páginas. Mas quero deixar claro o quanto me sinto privilegiada, pois várias pessoas contribuíram, não apenas pra que esse trabalho fosse feito, mas pra fosse um tempo precioso, bem sucedido (e feliz)...

RESUMO

Modificações anatômicas e funcionais nos principais sistemas responsáveis pelo controle postural acontecem durante toda a vida, e continuam ocorrendo durante a senescência. O controle postural é fundamental para a realização de diversas atividades cotidianas, e tem sido estudado por meio da oscilação do corpo. A partir do centro de pressão, extraem-se variáveis que informam a respeito da magnitude (quantidade de variação) e da estrutura (organização temporal) da oscilação corporal. Uma das possíveis razões para os resultados inconclusivos encontrados na literatura seria a baixa demanda oferecida pela tarefa na maioria dos estudos que compararam jovens e idosos, e nos poucos estudos que compararam idosos em diferentes idades. O objetivo desse estudo foi investigar o desenvolvimento do controle postural na senescência, tanto em termos de magnitude quanto de estrutura da oscilação corporal. No estudo 1 foram avaliados 15 adultos jovens e 15 idosos, visando verificar se o aumento da demanda da tarefa (base de suporte) evidenciaria possíveis mudanças na magnitude e estrutura da oscilação corporal com o envelhecimento. Para tal, os sujeitos foram avaliados em três diferentes bases de suporte (autosselecionada, pés unidos e semi-tandem). Observou-se que o aumento na demanda na tarefa ampliou as diferenças de magnitude (amplitude e velocidade) da oscilação corporal entre jovens e idosos, particularmente na direção em que ocorreu tal restrição; porém o mesmo efeito não foi observado na estrutura da oscilação entre os grupos. No estudo 2 foram avaliados indivíduos de quatro grupos etários (adultos jovens, idosos jovens, idosos médios e idosos longevos), com 15 sujeitos em cada grupo, na base de suporte semi-tandem. Verificou-se que mudanças no início da senescência foram mais relacionadas à direção de restrição da tarefa (mediolateral), e posteriormente tais modificações foram mantidas, além de ocorrerem mudanças na direção ântero-posterior, primeiro na velocidade e após na amplitude. Também foi possível observar que idosos modificaram o comportamento emergente em termos de aumento da magnitude (quantidade) de oscilação, mas o padrão de estrutura de oscilação permaneceu semelhante entre os diferentes grupos etários avaliados. Concluiu-se que o desenvolvimento do controle postural com o envelhecimento, especialmente na senescência, ocorre de maneira diferente nas direções ântero-posterior e mediolateral, e que as mudanças no comportamento com

vistas a atingir a estabilidade postural afetam mais a magnitude da oscilação corporal, porém a estrutura de oscilação é semelhante ao longo do tempo.

Palavras-chave: Desenvolvimento motor. Controle postural. Senescência. Dinâmica não-linear.

ABSTRACT

Functional and anatomic changes in the many systems responsible for postural control happen over a lifetime and keep occurring during senescence. Postural control is essential for performing many daily activities, and has been studied through body sway. From the center of pressure, they draw up variables that inform about the magnitude (amount of variation) and structure (temporal organization) of body sway. One of the possible reasons for inconclusive results in the literature is the low demand offered by tasks in most of the studies comparing the young and the elderly, and in the few studies comparing the elderly at different ages. The aim of this study was to investigate the development of postural control during senescence, both in terms of magnitude and the structure of body sway. In Study 1, 15 young adults and 15 elderly were evaluated, with the purpose of verifying if the increase in task demand (basis of support) could point possible changes in the magnitude and structure of body sway with ageing. For this purpose, subjects were evaluated in three different basis of support (self-selected, feet together, semi-tandem). It was observed that increase in demand in the task extended the differences in the magnitude (amplitude and speed) of body sway between young adults and elderly, particularly towards the direction in which such constraint happened; but the same effect was not observed in the structure of sway between groups. In study 2, subjects of four age groups (young adults, young elderly, middle elderly and the oldest-old), with 15 subjects in each group, in the semi-tandem basis of support. It was verified that changes in the beginning of senescence were more related to the direction of task constraint (mediolateral), and such modifications were posteriorly maintained, there are also changes in the anteroposterior direction, first in speed and after in amplitude. Also, it was possible to observe that the elderly modified the emerging behavior in terms of the magnitude (amount) of sway, but the structure of sway pattern remained similar between the studied groups. It was concluded that the development of postural control through aging, specially in senescence, occurs in a different manner in anteroposterior and mediolateral directions, and that the changes in behavior in order to reach the postural stability, affects the magnitude of body sway more. However, the structure of sway is similar over time.

Keywords: Motor development. Postural control. Senescence. Nonlinear dynamic.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AMaAP - amplitude máxima ântero-posterior.

AMaML - amplitude máxima mediolateral.

AMAP - amplitude média ântero-posterior.

AMML - amplitude média mediolateral.

AMTI - *Advanced Mechanical Tecnology Inc.*

ANOVA - análise de variância.

AP - anteroposterior.

BSAS - base de suporte autosselecionada.

BSPU - base de suporte pés unidos.

BSST - base de suporte semi-tandem.

COP - centro de pressão.

DFA - Detrended Flutuuation Analysis

DFAAP - *Detrended Flutuuation Analysis* na direção ântero-posterior.

DFAML - *Detrended Flutuuation Analysis* na direção mediolateral.

DISDAAP - coeficiente de difusão de longo prazo (*Stabilogram Diffusion Analysis*) na direção ântero-posterior.

DISDAML - coeficiente de difusão de longo prazo (*Stabilogram Diffusion Analysis*) na direção mediolateral.

DMAP - deslocamento médio na direção ântero-posterior.

DMML - deslocamento médio na direção mediolateral.

DP - desvio padrão.

DPAMAP - desvio padrão da amplitude média ântero-posterior.

DPAMML - desvio padrão da amplitude média mediolateral.

DsSDAAP - coeficiente de difusão de curto prazo (*Stabilogram Diffusion Analysis*) na direção ântero-posterior.

DsSDAML - coeficiente de difusão de curto prazo (*Stabilogram Diffusion Analysis*) na direção mediolateral.

F80AP - frequência do sinal, onde 80% da potência total do sinal estão abaixo de F80 (direção ântero-posterior).

F80ML - frequência do sinal, onde 80% da potência total do sinal estão abaixo de F80 (direção mediolateral).

F80T - frequência do sinal, onde 80% da potência total do sinal estão abaixo de F80.

FMAP - frequência média ântero-posterior.

FMML - frequência média mediolateral.

H_{AP} - expoente de Hurst na direção ântero-posterior.

HISDA - expoente de escala de longo prazo (*Stabilogram Analysis*).

HISDAAP - expoente de escala de longo prazo (*Stabilogram Diffusion Analysis*) na direção ântero-posterior.

HISDAML - expoente de escala de longo prazo (*Stabilogram Diffusion Analysis*) na direção mediolateral.

H_{ML} - expoente de Hurst na direção mediolateral.

HsSDA - *Stabilogram Diffusion Analysis* (região de curto prazo).

HsSDAAP - *Stabilogram Diffusion Analysis* (região de curto prazo) na direção ântero-posterior.

HsSDAAP - *Stabilogram Diffusion Analysis* (região de curto prazo) na direção ântero-posterior.

HsSDAML - *Stabilogram Diffusion Analysis* (região de curto prazo) na direção mediolateral.

ICA - idosos caídores.

IdI – idoso institucionalizado.

INC - idosos não caídores.

IPAQ - Questionário Internacional de Atividade Física.

LyE - maior expoente de Lyapunov.

Mini-mental - mini-exame do Estado Mental.

ML - mediolateral.

NE - não específica.

RMS - root mean square.

RMSAP - RMS do deslocamento na direção ântero-posterior.

RMSML - RMS do deslocamento na direção mediolateral.

RMSTD - RMS do comprimento da trajetória do COP.

SDA - *Stabilogram Diffusion Analysis*.

TDCOP - trajetória do deslocamento do centro de pressão.

VMAP - velocidade média ântero-posterior.

VMML - velocidade média mediolateral.

VMT - velocidade média total.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	- Demonstração da utilização complementar de medidas lineares e não-lineares de diferentes sinais.....	33
Figura 2	- Bases de suporte autosselecionada, pés unidos e semi-tandem.....	58
Figura 3	- Representação esquemática das diferenças no controle postural (magnitude da oscilação corporal) entre adultos jovens e idosos, em diferentes bases de suporte.....	69
Figura 4	- Base de suporte semi-tandem.....	80
Figura 5	- Representação esquemática das mudanças no controle postural (magnitude da oscilação corporal) na senescência.....	89
Gráfico 1	- Amplitude média de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior de adultos jovens e idosos em diferentes bases de suporte.....	61
Gráfico 2	- Amplitude média de deslocamento do centro de pressão na direção mediolateral de jovens e idosos em diferentes bases de suporte.....	62
Gráfico 3	- Velocidade média de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior de jovens e idosos em diferentes bases de suporte.....	63
Gráfico 4	- Velocidade média de deslocamento do centro de pressão na direção mediolateral de jovens e idosos em diferentes bases de suporte.....	64
Gráfico 5	- Frequência média de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior de jovens e idosos em diferentes bases de suporte.....	65
Gráfico 6	- Frequência média de deslocamento do centro de pressão na direção mediolateral de jovens e idosos em diferentes bases de suporte.....	66
Gráfico 7	- Área de deslocamento do centro de pressão na direção de jovens e idosos em diferentes bases de suporte.....	67
Gráfico 8	- Expoente de Hurst (<i>Detrended Fluctuation Analysis</i>) para o deslocamento ântero-posterior de jovens e idosos em diferentes bases de suporte.....	67

Gráfico 9	- Expoente de Hurst (<i>Detrended Flutuation Analysis</i>) para o deslocamento mediolateral de jovens e idosos em diferentes bases de suporte.....	68
Gráfico 10	- Amplitude média de deslocamento ântero-posterior do centro de pressão dos grupos na postura ereta quieta.....	84
Gráfico 11	- Amplitude média de deslocamento mediolateral do centro de pressão dos grupos na postura ereta quieta.....	85
Gráfico 12	- Velocidade média de deslocamento ântero-posterior do centro de pressão dos grupos na postura ereta quieta.....	86
Gráfico 13	- Velocidade média de deslocamento mediolateral do centro de pressão dos grupos na postura ereta quieta.....	87
Gráfico 14	- Expoente de Hurst do deslocamento ântero-posterior do centro de pressão dos grupos na postura ereta quieta.....	88
Gráfico 15	- Expoente de Hurst do deslocamento mediolateral do centro de pressão dos grupos na postura ereta quieta.....	88
Quadro 1	- Síntese de estudos que compararam o controle postural (oscilação corporal) entre idosos ou entre esses e adultos jovens (condição olhos abertos).....	49

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	- Caracterização da amostra de adultos jovens e idosos.....	61
Tabela 2	- Média, desvio padrão, limite inferior e limite superior da idade e do estado cognitivo (Mini-mental) dos voluntários em cada grupo.....	83
Tabela 3	- Distribuição do número de voluntários por nível de atividade física (IPAQ) e sexo em cada um dos grupos.....	83
Tabela 4	- Antropometria (massa e estatura) da amostra de adultos jovens e idosos (Estudo 1).....	125
Tabela 5	- Antropometria (massa e estatura) da amostra de adultos jovens e idosos (Estudo 2).....	125
Tabela 6	- Valores médios e desvio padrão das variáveis globais e estruturais para adultos jovens e idosos em diferentes bases de suporte (Estudo 1).....	126
Tabela 7	- Valores médios e desvio padrão das variáveis globais e estruturais para grupos de diferentes faixas etárias na base de suporte semi-tandem (Estudo 2).....	127
Tabela 8	- Idade, sexo e estado cognitivo dos voluntários do Estudo 1.....	128
Tabela 9	- Idade, sexo, estado cognitivo e nível de atividade física dos voluntários do Estudo 2.....	129
Tabela 10	- Amplitude média (mm) de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior de adultos jovens e idosos nas bases de suporte autosselecionada, pés unidos e semi-tandem (Estudo 1).....	131
Tabela 11	- Amplitude média (mm) de deslocamento do centro de pressão na direção mediolateral de adultos jovens e idosos nas bases de suporte autosselecionada, pés unidos e semi-tandem (Estudo 1).....	134
Tabela 12	- Velocidade média (mm/s) de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior de adultos jovens e idosos nas bases de suporte autosselecionada, pés unidos e semi-tandem (Estudo 1)	137
Tabela 13	- Velocidade média (mm/s) de deslocamento do centro de pressão na direção mediolateral de adultos jovens e	

	idosos nas bases de suporte autosselecionada, pés unidos e semi-tandem (Estudo 1)	140
Tabela 14	- Frequência média (Hz) de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior de adultos jovens e idosos nas bases de suporte autosselecionada, pés unidos e semi-tandem (Estudo 1)	143
Tabela 15	- Frequência média (Hz) de deslocamento do centro de pressão na direção mediolateral de adultos jovens e idosos nas bases de suporte autosselecionada, pés unidos e semi-tandem (Estudo 1)	146
Tabela 16	- Área (mm ²) de deslocamento do centro de pressão de adultos jovens e idosos nas bases de suporte autosselecionada, pés unidos e semi-tandem (Estudo 1)...	149
Tabela 17	- Expoente de Hurst do deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior de adultos jovens e idosos nas bases de suporte autosselecionada, pés unidos e semi-tandem (Estudo 1)	152
Tabela 18	- Expoente de Hurst do deslocamento do centro de pressão na direção mediolateral de adultos jovens e idosos nas bases de suporte autosselecionada, pés unidos e semi-tandem (Estudo 1)	155
Tabela 19	- Amplitude de deslocamento (mm) do centro de pressão na direção ântero-posterior de indivíduos de diferentes faixas etárias na base de suporte semi-tandem (Estudo 2)	158
Tabela 20	- Amplitude de deslocamento (mm) do centro de pressão na direção mediolateral de indivíduos de diferentes faixas etárias na base de suporte semi-tandem (Estudo 2).....	160
Tabela 21	- Velocidade de deslocamento (mm/s) do centro de pressão na direção ântero-posterior de indivíduos de diferentes faixas etárias na base de suporte semi-tandem (Estudo 2).....	162
Tabela 22	- Velocidade de deslocamento (mm/s) do centro de pressão na direção mediolateral de indivíduos de diferentes faixas etárias na base de suporte semi-tandem (Estudo 2)	164
Tabela 23	- Expoente de Hurst do deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior de indivíduos de diferentes faixas etárias na base de suporte semi-tandem (Estudo 2)	166
Tabela 24	- Expoente de Hurst do deslocamento do centro de pressão	

na direção mediolateral de indivíduos de diferentes faixas etárias na base de suporte semi-tandem (Estudo 2)..... 168

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	20
2 REFERENCIAL TEÓRICO.....	23
2.1 Desenvolvimento motor e envelhecimento.....	23
2.2 Controle postural.....	25
2.2.1 Posturografia e postura ereta quieta.....	26
2.2.2 Ferramentas e análises centro de pressão na postura ereta quieta	28
2.2.2.1 Variáveis globais ou de magnitude.....	28
2.2.2.2 Variáveis estruturais.....	34
2.3 Controle postural e envelhecimento.....	40
2.3.1 Estudos que avaliaram o controle postural em idosos.....	46
3 OBJETIVOS.....	54
3.1 Objetivo geral.....	54
3.2 Objetivos específicos.....	54
3.2.1 Estudo 1.....	54
3.2.2 Estudo 2.....	54
4 HIPÓTESES DE ESTUDO.....	55
4.1 Hipótese: Estudo 1.....	55
4.2 Hipóteses: Estudo 2.....	55
5 ESTUDO 1.....	56
5.1 Método.....	56
5.1.1 Amostra.....	56
5.1.2 Instrumento e tarefa.....	57
5.1.3 Procedimentos.....	58
5.1.4 Variáveis dependentes.....	59
5.1.5 Análise dos dados.....	60
5.2 Resultados	60
5.3 Discussão.....	69

6 ESTUDO 2.....	78
6.1 Método.....	78
6.1.1 Amostra.....	78
6.1.2 Instrumento e tarefa.....	79
6.1.3 Procedimentos.....	80
6.1.4 Variáveis dependentes.....	81
6.1.5 Análise dos dados.....	82
6.2 Resultados.....	82
6.3 Discussão.....	89
7 DISCUSSÃO GERAL E CONCLUSÃO.....	94
REFERÊNCIAS.....	96
ANEXOS.....	113
APÊNDICES.....	125

1 INTRODUÇÃO

Ao longo da vida, o indivíduo passa por mudanças na organização do comportamento motor, o que caracteriza o desenvolvimento motor. Especialmente na infância e senescência, esse processo é mais perceptível, uma vez que as mudanças anatômicas e funcionais do organismo acontecem de forma mais acelerada do que na fase adulta (HAYWOOD; GETCHELL, 2004).

Estudos têm sugerido que alterações em diferentes sistemas resultantes do processo de envelhecimento ocorrem em idades relativamente jovens, em alguns casos a partir de 30 anos (FIELDING *et al.*, 2011; KITABAYASHI; DEMURA; MURASE, 2011; LAURETANI *et al.*, 2003; SALAT *et al.*, 2004). De modo semelhante, mudanças morfofisiológicas e funcionais continuam ocorrendo durante a senescência (AAGAARD *et al.*, 2010; McNEIL *et al.*, 2005; SALAT *et al.*, 2004). Tais alterações decorrentes do processo de envelhecimento atingem os principais sistemas responsáveis pelo controle postural, que são o muscular, o nervoso e o sensorial.

O controle postural é resultado da interação entre diversos sistemas, visando produzir padrões de atividade muscular necessários para regular a relação entre o centro de massa corporal e a base de suporte em que o indivíduo se encontra (FREITAS; BARELA, 2006). Ele é fundamental na execução de atividades da vida diária e na realização de atividades físicas, tanto em crianças, adolescentes, quanto em adultos jovens, em idosos jovens e naqueles em idade avançada (DUARTE; FREITAS, 2010).

A oscilação corporal é o principal meio pelo qual se tem estudado o controle postural, e diversos trabalhos têm sido realizados na tentativa de entender o que muda na oscilação com o envelhecimento, tanto em termos de magnitude (revelam a quantidade de variação de movimento) quanto de estrutura (organização temporal do movimento) durante a realização de uma tarefa.

Especificamente em relação à estrutura, na série temporal produzida pela oscilação do corpo podem haver correlações de longo alcance, e elas podem ser positivamente correlacionadas (série temporal persistente) ou negativamente correlacionadas (série temporal anti-persistente). Análise de séries temporais da trajetória do centro de pressão de adultos jovens e idosos têm mostrado tanto a

existência de correlações de longo alcance, quanto de anti-persistência (correlação negativa) (DELIGNIERES *et al.*, 2003). Enquanto no trabalho de Cavalheiro *et al.* (2009) não foi verificada diferença entre os grupos etários, outros estudos observaram tendência de aumento da anti-persistência com o aumento da idade (AMOUD *et al.*, 2007; BORG; LAXÅBACK, 2010; NORRIS *et al.*, 2005).

Em relação aos trabalhos que compararam o controle postural (oscilação corporal) na postura ereta quieta entre grupos etários (incluindo idosos), os resultados são inconclusivos. Alguns encontraram diferenças em variáveis de magnitude derivadas do centro de pressão (CAVALHEIRO *et al.*, 2009; KAPOULA; LÊ, 2006; KIM *et al.*, 2010; 2006; PRIETO *et al.*, 1996; VIEIRA; OLIVEIRA; NADAL, 2009), outros não encontraram diferenças nas mesmas variáveis (AMIRIDIS; HATZITAKIB; ARABATZI, 2003; LAUGHTON *et al.*, 2003; NORRIS *et al.*, 2005). Uma possível explicação para a divergência entre os resultados poderia ser a tarefa, uma vez que na maioria dos casos é utilizada uma base de suporte com baixa demanda para os sistemas responsáveis pelo controle postural, o que poderia ser insuficiente para expor possíveis diferenças entre os grupos etários (BARELA *et al.*, 2009; GILLETTE; ABBAS, 2003; PRIOLI *et al.*, 2006).

Além disso, na maioria dos estudos de controle postural, idosos têm sido categorizados como um grupo etário uniforme, definido por indivíduos com idade superior a 60 ou 65 anos. Entretanto, alterações nos sistemas responsáveis pelo controle postural continuam ocorrendo ao longo da senescência (KONOPLA; NAIR, 2013; MITCHELL *et al.*, 2012; BUTLER *et al.*, 2008). Portanto, é possível que ocorram mudanças no controle postural durante esta etapa da vida.

Poucos trabalhos encontrados na literatura investigaram mudanças na magnitude da oscilação corporal ao longo da senescência, sendo que alguns (CHOY; BRAUER; NITZ, 2003; FUJITA *et al.*, 2005; UHLER, 2008) observaram mudanças no controle postural ao longo da senescência, e Gomes (2012) não encontrou. Assim, não está claro na literatura se o uso de uma tarefa que ofereça maior demanda aos sistemas responsáveis pelo controle postural poderia expor possíveis mudanças na magnitude de oscilação corporal ao longo da senescência. Além disso, a investigação de quais mudanças poderiam ocorrer na estrutura dinâmica da oscilação corporal poderia auxiliar na compreensão de como ocorre o desenvolvimento do controle postural nessa fase da vida. Considerando essas questões apresentadas, o problema de estudo é compreender as mudanças que

ocorrem no controle postural durante a senescência, bem como se a demanda na tarefa pode influenciar nos resultados obtidos, expondo tais modificações.

Sendo assim, o presente trabalho pretendeu investigar o desenvolvimento do sistema de controle postural ao longo da senescência, tanto em termos de magnitude quanto de estrutura da oscilação corporal.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Desenvolvimento motor e envelhecimento

O campo de estudos do Desenvolvimento Motor investiga as mudanças que ocorrem no comportamento motor ao longo da vida, assim como os processos que servem de apoio a essas mudanças (CLARK; WHITALL, 1989; MAUERBERG-DE-CASTRO, 2001). Mais especificamente, existe a preocupação central de compreender como padrões de comportamento emergem e quais princípios governam tais padrões (BARELA; BARELA, 2001). Nessa perspectiva, considera-se que durante a vida de um indivíduo ocorre o desenvolvimento de múltiplos sistemas e não de um sistema somente. Na infância e senescência as modificações anatômicas e funcionais do organismo acontecem de maneira mais acelerada, portanto o desenvolvimento motor é mais perceptível (HAYWOOD; GETCHELL, 2004; MANOEL, 1998).

O termo senescência vem sendo usado na literatura com dois significados. O primeiro deles está relacionado a processo, e tem o sentido de alterações decorrentes do envelhecimento que ocorrem no organismo (KIRKWOOD, 2008). O segundo, que será adotado no presente trabalho, se refere ao período da vida que se inicia aos 60-65 anos e que vai até a morte (WATANABE *et al.*, 2013).

Durante a senescência, ocorrem mudanças no organismo, que se relacionam, por exemplo, à perda de capacidades físicas como força, resistência muscular localizada e flexibilidade (CRISTOPOLISKI *et al.*, 2008; DALY *et al.*, 2013; MITCHELL *et al.*, 2013; NOLAN *et al.*, 2010; SAMUEL; ROWE, 2009). Tais modificações atingem diferentes sistemas do corpo, são gradativas e não acontecem de maneira uniforme. Especificamente nos sistemas que estão envolvidos diretamente no controle postural, ocorrem alterações anatômicas e funcionais no sistema musculoesquelético, tais como redução da massa muscular (HASHEMI *et al.*, 2012; MANINI; HONG; CLARK, 2013; SHINOHARA, 2011) e diminuição capacidade de produzir força (BEAN *et al.*, 2003; ORR *et al.*, 2008). Há também mudanças no sistema nervoso que implicam em redução na velocidade de condução do estímulo (SHAFFER; HARRISON, 2007), aumento do ruído neural e diminuição

da capacidade de comunicação e transmissão de sinais (MANINI; HONG; CLARK, 2013). Em relação aos sistemas sensoriais, ocorre degradação da acuidade tátil (MELZER; BENJUJA; KAPLANSKI, 2004), com mudanças anatômicas e funcionais nos receptores cutâneos (IWASAKI *et al.*, 2003; SHAFFER; HARRISON, 2007), perda de células receptoras do aparelho vestibular (YOUNG *et al.*, 1997), além de redução da velocidade de processamento visual e da sensibilidade ao contraste espacial (OWSLEY, 2011).

Tendo em vista as diversas modificações que ocorrem ao longo da vida, o indivíduo paulatinamente modifica sua forma de realizar os movimentos. Tais mudanças visam atender sua nova condição anatômica e fisiológica, o que caracteriza o desenvolvimento motor na senescência. O comportamento emergente observado (movimento) surge da interação do organismo com o ambiente no qual ele acontece e com a tarefa a ser executada (NEWELL, 1986). Deste modo, as alterações que ocorrem no organismo com o envelhecimento levam a modificações no comportamento motor, ou seja, ao surgimento de novos padrões de movimento.

Considerando o princípio da equifinalidade, segundo o qual sistemas abertos possuem competência para utilizar diferentes meios visando atingir o mesmo objetivo (BENDA; UGRINOWITSCH, 2009; BERTALANFFY, 1977; TANI, 2005), o indivíduo busca novas estratégias para realizar tarefas que são necessárias para viver em seu meio. Por exemplo, para permanecer em pé sem se mexer, em uma base de suporte com determinado nível de dificuldade, ele pode usar diferentes estratégias, de acordo com suas capacidades. Conforme seu organismo muda, o idoso pode variar as estratégias utilizadas para atingir tal objetivo e ao mesmo tempo se sentir seguro. Portanto, o declínio associado à senescência e as possíveis modificações nas relações entre o indivíduo com seu ambiente podem determinar novos comportamentos, necessários à medida que o indivíduo avança em idade.

O desenvolvimento envolve mudanças adaptativas em direção à competência, as quais estão constantemente em fluxo (KEOGH; SUGDEN, 1985). Assim, ao longo de toda a vida, ocorre adaptação na realização de ações motoras diversificadas e complexas, que são utilizadas em atividades ocupacionais, funcionais, recreativas, artísticas e esportivas (MANOEL, 2002).

Tal processo de mudanças no comportamento motor (desenvolvimento) não cessa na vida adulta, mas permanece, inclusive durante a senescência (SANTOS, 2002). De acordo com Clark e Whitall (1989), idosos adaptam seu movimento de

forma a conseguir realizá-lo com um corpo (organismo) que sofreu alterações decorrentes do envelhecimento.

Este trabalho, portanto, adota uma perspectiva de desenvolvimento no sentido de alterações adaptativas em direção à competência, que visam atender a modificações que ocorrem no idoso, e ao mesmo tempo conseguir realizar as tarefas que necessita em seu cotidiano. Além disso, seus movimentos são resultantes da interação entre as restrições de três elementos, o seu organismo, o ambiente no qual se encontra e a tarefa que está realizando.

2.2 Controle postural

O controle postural se constitui em um processo dinâmico envolvendo os sistemas muscular, nervoso e sensorial, que serão tratados a partir daqui como “sistema de controle postural”. Tal processo é resultante da interação do organismo com o ambiente no qual se encontra (HARBOURNE; STERGIOU, 2003), e possui dois objetivos: orientação e estabilidade postural. A orientação postural pode ser definida como a capacidade de manter uma relação adequada entre os segmentos corporais, e entre estes e o ambiente para uma determinada tarefa. A estabilidade postural, por sua vez, diz respeito à coordenação de estratégias que visam estabilizar o centro de massa corporal, ou seja, está relacionada à capacidade de manter o corpo em equilíbrio (HORAK; MACPHERSON, 1996; HORAK, 2006). O termo postura descreve a orientação de um segmento corporal em relação ao vetor gravitacional, e é uma medida angular a partir da vertical (WINTER, 1995); pode também ser definido como o alinhamento biomecânico do corpo e a sua orientação em relação ao ambiente (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

Forças internas (batimento cardíaco, respiração, ativação muscular para manter a postura, dentre outras) e externas (força gravitacional e força de reação do solo) agem sobre o corpo a todo momento. Por isso acontece uma oscilação em torno do centro de massa, mesmo quando o indivíduo tenta não se mover. Esta seria uma forma de buscar equilíbrio, uma vez que, do ponto de vista biomecânico, quando a pessoa está em pé e parada, seu corpo é mais estável se a projeção

vertical do centro de massa estiver no meio da base de suporte (BERG; NORMAN, 1996; DUARTE; FREITAS, 2010).

Desse modo, o organismo utiliza informações sensoriais, advindas predominantemente dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial para coordenar e controlar os segmentos corporais (CHANDLER, 2002; WINTER, 1995). Tais informações dizem respeito à posição relativa dos segmentos corporais e às forças externas e internas que agem sobre eles. Assim, na tarefa de permanecer de pé parado as informações sensoriais e a ação motora estão entrelaçadas entre si, em um fluxo contínuo, cujo objetivo é atingir e manter a orientação e a estabilidade postural.

Mesmo quando o indivíduo está “parado”, seu corpo produz pequenos movimentos, oscilando nas direções ântero-posterior e mediolateral. Conforme a proposição de Newell (1986), os movimentos surgem da interação entre organismo, ambiente e tarefa, os quais definem o comportamento emergente observado, por meio da restrição dos graus de liberdade dos componentes daquele sistema (TURVEY; FITCH; TULLER, 1982). Consequentemente, qualquer mudança em um desses três elementos levaria a uma modificação no padrão de movimento observado, no caso em questão, na oscilação do corpo. Assim, sofrendo o organismo as mesmas influências do ambiente citadas anteriormente, uma alteração no indivíduo (envelhecimento, por exemplo), levaria a uma nova combinação de elementos que faria surgir um comportamento diferente (magnitude e/ou estrutura de oscilação).

2.2.1 Posturografia e postura ereta quieta

O meio para avaliação do controle postural que tem sido mais utilizado em pesquisas é a análise das forças de reação do solo, utilizando-se para tal uma plataforma de força. Essa técnica é chamada de posturografia, e quantifica a oscilação do corpo pela medida do centro de pressão (COP), variável cinética que representa o ponto de aplicação da resultante das forças verticais que agem sobre a superfície de suporte (DUARTE, FREITAS, 2010; VIEIRA; OLIVEIRA, 2006; WINTER *et al.*, 2003). Segundo Baratto *et al.* (2002), o controle postural pode ser

estudado por meio do paradigma estático (sem perturbação) e do paradigma dinâmico (com perturbação), sendo possível por meio deles acessar diferentes aspectos do sistema de controle postural, produzindo tipos de informação independentes. Corroborando essa informação, Moya *et al.* (2009) não encontraram associação entre os resultados obtidos em posturografia estática e posturografia dinâmica.

A postura ereta sobre os dois pés é adquirida já nos primeiros anos de vida, tornando-se precursora e parte integrante das atividades da vida diária do indivíduo (WINTER *et al.*, 1998). Quando o corpo está nessa posição, o centro de pressão se desloca para várias direções com vistas a manter o centro de massa em uma posição segura e relativamente constante entre os dois pés. Assim, se o centro de pressão está à frente do centro de massa, ele acelera o centro de massa para trás, e se centro de pressão está à direita do centro de massa ele o acelera para a esquerda, por exemplo (WINTER *et al.*, 2003).

O centro de massa corporal corresponde à média ponderada do centro de massa de cada segmento do corpo, e representa o ponto de localização do centro de massa em um espaço tridimensional; a localização do centro de massa na direção vertical é às vezes denominada centro de gravidade. Já o vetor centro de pressão, tecnicamente falando, é igual e oposto à média ponderada da localização de todas as forças que agem sobre a plataforma de força, tais como a força peso e as forças internas transmitidas ao solo (WINTER, 2009).

A oscilação é uma expressão do controle postural, e ocorre como resultado da interação do organismo, ambiente e tarefa, uma vez que forças externas e internas atuam, resultando nessa oscilação. Assim, para quantificar de maneira indireta tal oscilação, é realizada a medida da trajetória do centro de pressão, que representa o movimento de uma pessoa sobre uma posição estável em ambos os planos frontal e sagital. Por isso, a trajetória do centro de pressão (COP) tem sido tradicionalmente considerada o reflexo da organização do controle postural (MASSION, 1992), e tem sido usada extensivamente na literatura para investigação do controle postural em indivíduos de diferentes faixas etárias e condições (AMIRIDIS; HATZITAKIB; ARABATZI, 2003; CAVANAUGH *et al.*, 2006; COLLINS *et al.*, 1995; FERNIE *et al.*, 1982; JACOBI *et al.*, 2015; KYVELIDOU *et al.*, 2013). A partir desta medida, outras possibilidades de análise são consideradas, com o uso

de diferentes ferramentas matemáticas para extrair variáveis da série temporal do centro de pressão, que serão o tema do próximo tópico.

2.2.2 Ferramentas e análises do centro de pressão na postura ereta quieta

Visando avaliar o controle postural por meio da oscilação corporal, os estudos posturográficos descritos na literatura têm realizado diferentes tipos de análises a partir da medida do centro de pressão, as quais produzem o que se tem chamado de variáveis (BARELA *et al.*, 2009; DUARTE; FREITAS, 2010; KIM *et al.*, 2010) ou parâmetros (ABRAMOVÁ; HLAVACKA, 2008; BACCINI *et al.*, 2007; BARATTO *et al.*, 2002). No presente trabalho, será adotado o termo “variável” para se referir ao produto das análises realizadas a partir da medida do COP, uma vez que variável pode ser definida como toda característica observada em uma unidade experimental, e que pode variar de um indivíduo para outro. Parâmetro, por sua vez, é um valor que diz respeito às características de uma população, portanto não se aplicaria ao presente estudo (CALLEGARI-JACQUES, 2003).

De acordo com Baratto *et al.* (2002), as variáveis extraídas do COP podem ser divididas em globais (ou de magnitude) e estruturais.

2.2.2.1 Variáveis globais ou de magnitude

O controle postural têm sido avaliado pelo uso de ferramentas lineares convencionais, extraídas de séries temporais da trajetória do COP, e que fornecem uma imagem média de diferentes aspectos da oscilação corporal (STERGIOU; HARBOURNE; CAVANAUGH, 2006). Desse modo, variáveis tradicionais (de magnitude ou globais) são capazes de revelar a quantidade de variação de movimento durante a realização de uma tarefa específica, independente do seu ordenamento na distribuição dos dados (KYVELIDOU *et al.*, 2010). Variáveis globais dizem respeito à mensuração da oscilação corporal no domínio do tempo e das

frequências, e estão relacionadas à magnitude de oscilação corporal (HARBOURNE; STERGIOU, 2003).

São listadas abaixo as variáveis globais que têm sido mais utilizadas nos trabalhos descritos na literatura de controle postural, bem como uma síntese dos trabalhos encontrados na literatura que investigaram mudanças nessas variáveis com o envelhecimento.

- **Velocidade média de deslocamento:** indica a distância percorrida pelo deslocamento do centro de pressão (deslocamento) em uma unidade de tempo e está relacionada à solicitação de atividade de controle postural, a fim de alcançar um nível de estabilidade desejável (PRIETO *et al.*, 1996). Em outras palavras, maior velocidade de oscilação pode refletir maior necessidade do organismo em tentar manter sua estabilidade postural (DU PASQUIER *et al.*, 2003). Em dois trabalhos descritos na literatura ela foi a variável derivada do COP com maior confiabilidade entre as repetições (LAFOND *et al.*, 2004; LIN *et al.*, 2008). Em outros dois, foi a variável com maior sensibilidade às alterações da idade (ABRAMOVÁ; HLAVACKA, 2008; RAYMAKERS, SANSON; VERHAAR, 2005).

Apesar de alguns estudos não terem encontrado diferenças na velocidade entre jovens e idosos (FREITAS, 2003; VIEIRA; OLIVEIRA; NADAL, 2009), outros observaram em idosos maior velocidade de oscilação corporal no grupo com maior idade (ABRAHAMOVÁ; HLAVAČKA, 2008; CAVALHEIRO *et al.*, 2009; KIM *et al.*, 2010; PRIETO *et al.*, 1996), na direção ântero-posterior ou na mediolateral, ou seja, houve aumento da atividade do sistema de controle postural com o aumento da idade (PRIETO *et al.*, 1996).

Corroborando os estudos que observaram diferença entre jovens e idosos, três trabalhos encontraram associação entre o aumento da velocidade de oscilação corporal e a maior ocorrência de quedas em idosos (FERNIE *et al.*, 1982, MELZER *et al.*, 2004; PIIRTOLA; ERA, 2006). Tanto os estudos que observaram efeitos do envelhecimento na velocidade de deslocamento do centro de pressão quanto aqueles que não encontraram efeitos utilizaram base de suporte normal ou autosselecionada. Quando se especula sobre as possíveis razões dos diferentes resultados dos estudos, verifica-se que Freitas (2003) utilizou em sua amostra apenas idosos jovens, com idade entre 60 e 65 anos. Vieira *et al.* (2009) também não observaram nenhuma diferença na velocidade de oscilação entre os grupos

etários, porém não discriminaram em suas análises a velocidade nas direções AP e ML, mas a resultante das duas direções; portanto, não se pode afirmar que não haveria diferença entre os grupos em alguma das direções, caso essa distinção tivesse sido feita.

- **Área:** a área de oscilação do COP sobre a plataforma de força pode ser estimada por meio do cálculo da elipse de confiança, que abrange aproximadamente 95 % dos pontos da trajetória do COP ao longo da tentativa (PRIETO *et al.*, 1996). Maior área de oscilação, de acordo com Rocchi, Chiari e Horak (2002), refletiria ineficácia no controle postural e déficit nos movimentos de ajuste fino.

Esta tem sido considerada uma variável com excelente índice de confiabilidade entre repetições (DUARTE; FREITAS, 2010; DOYLE; NEWTON; BURNETT, 2005). Enquanto alguns trabalhos não encontraram diferenças entre jovens e idosos (CAVALHEIRO *et al.*, 2009; KAPOULA; LÊ, 2006; PRIETO *et al.*, 1996; VIEIRA; OLIVEIRA; NADAL, 2009), dois trabalhos reportaram maior área de oscilação para o grupo mais velho (ABRAHAMOVÁ; HLAVACKA, 2008; FUJITA *et al.*, 2005), sendo que todos os trabalhos utilizaram base de suporte normal ou autosselecionada.

O aumento da área em idosos em comparação a jovens possivelmente estaria relacionado à má utilização da informação somatossensorial para corrigir as oscilações posturais, bem como ao atraso e imprecisão no *feedback* sensorial para detectar a posição do centro de massa. Desse modo, uma grande área de oscilação pode implicar em extrapolar o limite da estabilidade e conseqüentemente em uma possível queda.

- **Amplitude de deslocamento:** refere-se à distância média entre o maior e o menor pico de deslocamento do COP, tanto na direção ântero-posterior quanto mediolateral. Assim como a área, esta é uma variável que fornece informações sobre o tamanho do estabilograma e, conseqüentemente, sobre a estabilidade obtida, ou seja, a eficácia do sistema de controle postural (PRIETO *et al.*, 1996). No entanto, tem a vantagem de fornecer separadamente informações sobre as direções ântero-posterior e mediolateral.

De acordo com Roerdink *et al.* (2009), maior amplitude de deslocamento do COP significa que houve maior deslocamento do corpo (movimento mais amplo) e

maior atividade muscular no intuito de controlar o equilíbrio ou tentar manter a estabilidade corporal, porém o indivíduo se aproxima mais de seu limite da estabilidade. Grande amplitude de oscilação corporal pode implicar em ultrapassar o limite da estabilidade, e conseqüentemente em uma possível queda. Especificamente o aumento da oscilação na direção mediolateral tem sido considerado um marcador para o risco de quedas, além de a perda do equilíbrio em tal direção ser mais difícil de recuperar, pois a descarga no membro ocorre no lado oposto ao sentido da queda. Por outro lado, na direção ântero-posterior, um passo à frente ou para trás (estratégia do passo) seria uma alternativa mais viável de ser realizada para evitar a queda (WINTER *et al.*, 1996).

Em relação aos estudos que compararam idosos e jovens, dois deles não encontraram diferenças de amplitude entre os grupos etários em nenhuma das direções (CAVALHEIRO *et al.*, 2009; VIEIRA *et al.*, 2009), enquanto um observou diferença nas duas (ABRAHAMOVÁ; HLAVAČKA, 2008) e um apenas na direção ântero-posterior (PRIETO *et al.*, 1996). Em todos eles foi utilizada a base de suporte normal ou autosselecionada. Além disso, no trabalho realizado por Amiridis, Hatzitakib e Arabatzi (2003), ao compararem idosos e jovens na base de suporte normal, encontraram diferenças apenas na direção ântero-posterior, mas quando houve aumento na demanda da tarefa (base de suporte tandem), encontraram maior amplitude de oscilação no grupo mais velho em ambas as direções. Isso possivelmente ocorreu, pois o aumento na demanda da tarefa é capaz de aumentar a oscilação corporal, especialmente na direção em que ocorreu tal restrição (no caso, mediolateral) (KIRBY *et al.*, 1987). A diferença entre os resultados obtidos entre os estudos provavelmente se deve à variação nos métodos utilizados por cada um deles, tais como diferenças entre a composição dos grupos etários avaliados e tempo de tentativa (entre cinco e 60 segundos).

- **Frequência média de deslocamento:** corresponde à média das frequências do espectro do sinal do COP, ponderadas pela potência dessas frequências. As características no domínio das frequências são obtidas a partir do espectro de amplitude do sinal, que é estimado por meio da Transformada de Fourier (BARATTO *et al.*, 2002), possibilitando o cálculo de variáveis como frequência média de oscilação corporal.

Em relação aos estudos que compararam jovens e idosos, Cavalheiro *et al.* (2009) observaram maior frequência média nas duas direções em idosos que jovens e Prieto *et al.* (1996) encontraram maior frequência de oscilação apenas na direção mediolateral. Um deles foi realizado na base de suporte normal e outro na autosseleccionada, que oferecem exigências semelhantes em relação à demanda para o sistema de controle postural. Entretanto, o primeiro trabalho continha em sua amostra idosos em idade mais avançada (70-89 anos), enquanto o segundo foi composto por idosos jovens (66-70 anos), o que pode explicar as diferenças encontradas entre eles nos resultados.

De um modo geral, a literatura tem sugerido que o aumento da magnitude de oscilação corporal esteja associado à piora do controle postural, seja em termos de amplitude, área, velocidade, frequência ou outra variável, como consequência do declínio no sistema de controle postural que ocorre com o envelhecimento. Entretanto, essa associação deve ser feita com cautela, e os resultados (das variáveis extraídas do COP) devem ser analisados em conjunto.

Kim *et al.* (2010), observaram que menor frequência de oscilação corporal estaria relacionada a menor número de correções posturais, e portanto à adoção de uma estratégia mais cautelosa, tendo em vista as mudanças que ocorrem no sistema de controle postural com o envelhecimento. Por outro lado, correções menos frequentes podem inclusive resultar na necessidade de correções “maiores” (maior amplitude). Assim, a adoção de uma estratégia de controle postural mais cautelosa e também mais rígida pode dificultar a recuperação rápida e oportuna, quando o indivíduo estiver, por exemplo, em uma situação de possível queda (WINTER *et al.*, 1998).

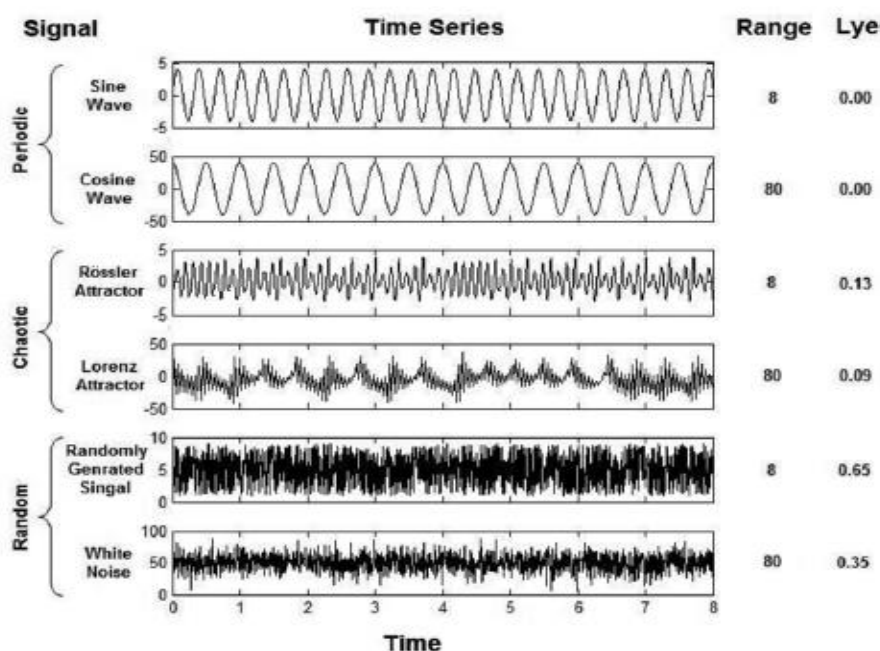
Além disso, a relação assumida entre a maior excursão do COP e menor estabilidade postural deve considerar a estrutura do padrão de oscilação, uma vez que a “quantidade” (magnitude) de oscilação postural pode ser resultante da atividade exploratória, que pode ou não ser desestabilizadora (VAN EMMERIK; VAN WEGEN, 2002).

Variáveis globais fornecem uma descrição de aspectos da oscilação corporal em termos de quantidade ou magnitude da média, a qual está em torno de um ponto central, independente de sua ordem ou distribuição na série temporal (STERGIOU, YU, KYVELIDOU, 2013). Porém, a literatura tem demonstrado que essas oscilações não são randômicas e independentes, mas que existe uma estrutura ou ordem

(HARBOURNE; STERGIU, 2003; ROERDINK *et al.*, 2009). A Figura 1 mostra séries temporais que apresentam a mesma amplitude (variável global), porém apresentam estruturas dinâmicas diferentes, calculadas pela variável Expoente de Lyapunov.

Portanto, a incorporação de ferramentas de análise estrutural ao uso de ferramentas convencionais na análise da trajetória do COP pode ser particularmente útil na avaliação do controle postural (ROERDINK *et al.*, 2009). Assim, pode se compreender não somente a magnitude do movimento (oscilação), mas também seu padrão de organização temporal durante a realização de uma tarefa (STERGIU; HARBOURNE; CAVANAUGH, 2006), possibilitando inferir sobre diferentes aspectos da estabilidade postural (KITABAYASHI; DEMURA; MURASE, 2011; PRIETO *et al.*, 1996).

Figura 1 – Demonstração da utilização complementar de medidas lineares e não-lineares de diferentes sinais; seis sinais são exibidos com os respectivos valores de amplitude e maior expoente de Lyapunov (LyE). As duas primeiras séries temporais são periódicas, enquanto as duas seguintes séries temporais são caóticas. As duas últimas séries temporais são aleatórias. A Figura exibe sinais que podem ter o mesmo intervalo, mas que diferem em termos de LyE ou vice-versa.



Fonte: Stergiou; Yu; Kyvelidou (2013).

2.2.2.2 Variáveis estruturais

Variáveis estruturais são aquelas extraídas da trajetória do centro de pressão, e que informam a respeito da estrutura, ou seja, da organização temporal do movimento. Em outras palavras, trazem informações a respeito de como o comportamento motor emerge durante o tempo em que um movimento (oscilação corporal, por exemplo) está sendo realizado (KYVELIDOU *et al.*, 2010). O cálculo das variáveis estruturais é feito por meio de ferramentas não-lineares, tanto na direção ântero-posterior quanto mediolateral (HARBOURNE *et al.*, 2009).

Ferramentas da Matemática e da Física, tais como Expoente de Hurst, Maior Expoente de Lyapunov e Entropia Aproximada e Análise de Quantificação de Recorrência vêm sendo empregadas em análises de fractais e fenômenos naturais, no intuito de analisar a estrutura de séries temporais, como a da trajetória do COP, e examinar as propriedades não-lineares dos sistemas (HARBOURNE; STERGIOU, 2003). Tradicionalmente, séries temporais de sinais biológicos eram interpretadas como resultantes de comportamento aleatório (DOYLE *et al.*, 2004), mas por meio de tais ferramentas observou-se que elas podem possuir um componente ordenado (ROERDINK *et al.*, 2009) e a tradicional interpretação da variação do COP apenas como ruído tem sido questionada, uma vez que existem várias escalas de tempo envolvidas no processo de controle sensório-motor na postura quieta (KING; WANG; NEWELL, 2012).

A partir dessa lógica, tais ferramentas não-lineares têm sido utilizadas para estimar variáveis denominadas “estruturais”, com o intuito de caracterizar diversos padrões presentes nos sistemas biológicos – entre eles a oscilação – e compreender seu comportamento (STERGIOU, 2004).

Especificamente em relação à oscilação corporal, as variáveis estruturais permitem identificar subunidades nos dados posturográficos, o que é feito por meio da decomposição dos padrões de oscilação em elementos para examinar sua interação, e tentar relacioná-la a processos subjacentes de controle motor (BARATTO *et al.*, 2002). Técnicas de processamento de sinal para análise do estabilograma proveem informações, como por exemplo, sobre correlações de longo prazo existentes na série temporal (AMOUD *et al.*, 2007).

Técnicas utilizadas na análise de séries temporais não-lineares são baseadas na análise das características estruturais de uma série temporal e podem fornecer insights sobre estratégias que indivíduos usam para organizar o movimento e o controle postural (HARBOURNE; STERGIOU, 2003; KYVELIDOU *et al.*, 2010).

- **Entropia aproximada (ApEn):** é uma medida que quantifica a regularidade ou previsibilidade de uma série temporal, proveniente de um sinal biológico. Ela mede a probabilidade de previsão da configuração de um segmento de dados da série por meio da configuração de outro segmento da mesma série (PINCUS, 1991), ou seja, quantifica a previsibilidade/regularidade do sistema de controle postural (HARBOURNE *et al.*, 2009).

Os valores de ApEn tipicamente variam de 0 a 2, sendo os mais baixos consistentes com grande periodicidade ou regularidade e os mais altos representam irregularidade. Um valor de ApEn igual a zero representaria um sinal determinístico, como um sinal senoidal e um valor igual a dois um sinal aleatório, como ruído branco (GOLDBERGER, PENG; LIPSITZ, 2002; HARBOURNE; STERGIOU, 2009; STERGIOU, 2004). Segmentos de dados com maior probabilidade de ter a mesma configuração resultam em menores valores de ApEn, e aqueles com baixa probabilidade de semelhança entre segmentos em valores mais elevados (HARBOURNE; STERGIOU, 2009).

O único artigo encontrado na literatura consultada que comparou a entropia aproximada do COP na postura ereta quieta entre idosos e jovens foi o de Cavaleiro *et al.* (2009), e não encontraram diferença na ApEn entre os dois grupos na condição olhos abertos, em uma base de suporte normal. Outros estudos com tarefas que ofereçam maior demanda ao sistema de controle postural seriam necessários para quantificar tais aspectos da estrutura de controle postural que se modificam com o envelhecimento.

- **Maior Expoente de Lyapunov (LyE):** em uma série temporal, o LyE quantifica a divergência exponencial de trajetórias vizinhas que estão inicialmente próximas no espaço de estados e estima a quantidade de caos no sistema analisado (ROSENSTEIN; COLLINS; DE LUCCA, 1993). Em outras palavras, é uma ferramenta que quantifica a separação exponencial da trajetória no espaço de estados com o passar do tempo (STERGIOU, 2004). Como pontos que estão

inicialmente próximos, porém separados, divergem rapidamente, ou seja, o espaço entre eles aumenta produzindo instabilidade, e o LyE estima essa instabilidade local, que é largamente afetada pelas condições iniciais do sistema (restrições), tais como flexibilidade e força (DINGWELL *et al.*, 2000).

Assim, o Maior Expoente de Lyapunov é uma medida não-linear útil para avaliar tanto a estabilidade do comportamento quanto sua previsibilidade, sendo que estabilidade neste caso está relacionada à sensibilidade do sistema de controle postural a perturbações internas, como a própria oscilação natural do corpo. Por isso, o LyE reflete a estabilidade local de um sistema (CIGNETTI *et al.*, 2011; LAMOTH; VAN HEUVELEN, 2012; HARBOURNE; STERGIOU, 2009; HARBOURNE *et al.*, 2009).

Um LyE com valor zero descreve dados puramente sinusoidais e completamente repetíveis. Nesse caso, as trajetórias se sobrepõem e não divergem, o que mostra um mínimo de alterações na estrutura da variabilidade dos dados ao longo do tempo (HARBOURNE; STERGIOU, 2009).

Maiores valores de LyE indicam que a oscilação corporal é menos previsível e menos estável em termos locais, ou seja, existe maior sensibilidade a perturbações locais, com maior divergência na trajetória do atrator (CIGNETTI *et al.*, 2011). Por outro lado, uma redução nos valores de LyE indicam uma tendência para menor divergência da trajetória do COP com padrões de movimento mais repetitivos, como forma de tentar manter o controle postural.

Estão descritos na literatura alguns trabalhos que compararam o controle postural em indivíduos de diferentes faixas etárias e condições (CIGNETTI *et al.*, 2011; HARBOURNE; STERGIOU, 2009; KYVELIDOU *et al.*, 2010; KIVELIDOU *et al.*, 2013), porém foi encontrado apenas um estudo que comparou o LyE do COP entre idosos e jovens. Lamoth e Van Heuvelen (2012) investigaram a estrutura da oscilação corporal (usando o LyE) em idosos que praticavam patinação no gelo, idosos inativos e jovens, mas não encontraram diferenças entre os grupos. Ressalta-se que os autores utilizaram um acelerômetro triaxial para medir a oscilação corporal, e não uma plataforma de força como a maioria dos estudos citados no presente trabalho. Especula-se que a baixa demanda da tarefa que foi utilizada no estudo (base de suporte autosselecionada) possa ter contribuído para a ausência de resultados significativos entre os grupos.

Expoente de Hurst: é uma análise que foi primeiramente formulada por Hurst para detectar a "persistência" ou memória de uma série temporal. Em outras palavras, significa que se houver correlação dentro da série, cada valor é dependente da história global da série (DELIGNIERES *et al.*, 2003). Assim, é possível verificar se há correlação entre os dados, e caso exista, se essa correlação é positiva (série persistente) ou negativa (série anti-persistente).

O expoente de Hurst tem sido calculado por diferentes métodos, tais como Análise R/S (*Rescaled Range Analysis*), *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA) e *Stabilogram Diffusion Analysis* (AMOUD *et al.*, 2007; DELIGNIERES *et al.*, 2003; PENG *et al.*, 1995). A DFA, por exemplo, é uma ferramenta para análise de séries temporais biológicas, que são muitas vezes não estacionárias, ou seja, suas propriedades estatísticas (média e desvio padrão) se modificam com o tempo (SEIGLE; RAMDANI; BERNARD, 2009). Além de permitir a detecção de correlações de longo alcance que estão aparentemente incorporadas em séries temporais não estacionárias, a DFA evita a detecção falsa de aparentes correlações de longo alcance que são na verdade um artefato¹ da não estacionariedade (HU *et al.*, 2005; PENG *et al.*, 1995). Por esse método, a série é inicialmente integrada, e em seguida retificada dentro de cada intervalo considerado. Finalmente, o desvio padrão da série já integrada e retificada é computado (DELIGNIERES *et al.*, 2003). Assim, por meio da DFA se estima o valor de H, que quantifica as correlações nessas séries. Em geral, o valor de H pode variar de 0 a 1, sendo que:

0 < H < 0,5 – a série temporal é antipersistente

H = 0,5 – série temporal não correlacionada (ruído branco).

0,5 < H < 1,0 – a série temporal é persistente

Menores valores de H (entre 0 e 0,5) para a trajetória do COP estando o indivíduo na postura ereta quieta podem ser interpretados como um estado mais elevado de anti-persistência ou anti-correlação. Do ponto de vista matemático, isso significa que a variação entre os pontos sucessivos na série temporal tem maior probabilidade de mudar de direção, do que de continuar na mesma direção (AMOUD *et al.*, 2007). Em termos comportamentais, significa que o indivíduo está adotando

¹ Artefato em processamento de sinais é qualquer elemento que não existe no sinal original, mas que aparece no sinal processado, como resultado de imperfeições no processamento.

uma postura mais corretiva, com maior proporção de correções em sua oscilação (BORG; LAXÅBACK, 2010).

Por outro lado, o aumento de H (valores entre 0,5 e 1,0), caracteriza a persistência, e a série temporal se torna cada vez mais suave, pois os componentes de frequência mais elevada são suprimidos. Matematicamente, há maior probabilidade de que valores elevados sejam seguidos por grandes valores e os valores da série temporal estão positivamente correlacionados (AMOUD *et al.*, 2007). Em termos comportamentais, corresponde a um decréscimo na variabilidade da oscilação corporal, e portanto do controle postural. Um valor de H igual a 0,5 caracteriza um movimento aleatório (Browniano), sem a presença de correlações de longo alcance (BORG; LAXABACK, 2010; GOLDBERGER *et al.*, 2002).

Foram encontrados na literatura de controle postural quatro estudos que investigaram a estrutura da oscilação corporal em indivíduos idosos e jovens, na postura ereta quieta, usando para isso o expoente de Hurst. Todos eles verificaram a presença de correlações de longo alcance nas séries temporais da oscilação dos grupos avaliados, além de anti-persistência.

Norris *et al.* (2005) encontraram em um grupo de idosos (68 a 79 anos) maior anti-persistência (menores valores de expoente de Hurst) na direção AP que em jovens (21 a 29 anos). Estes resultados poderiam indicar uma tendência do grupo de idosos para resistir ao afastamento AP do centro da base de suporte nesse grupo, buscando estabilidade postural.

Mais recentemente, Amoud *et al.* (2007), ao analisarem a dinâmica da série temporal de deslocamento do COP em idosos institucionalizados (aproximadamente 80 anos) e em adultos jovens (aproximadamente 20 anos), também encontraram maior anti-persistência na direção AP em idosos que jovens, interpretando que isso estaria relacionado à estratégia altamente anti-persistente adotada pelos idosos, com o objetivo de reduzir o movimento AP, a fim de obter maior estabilidade nessa direção. Porém, diferente do estudo anterior, que não encontrou diferenças entre os grupos na direção ML, foram observados neste trabalho menores valores de expoente de Hurst para jovens que para idosos. Os autores atribuem esse resultado como indicativo de que idosos procuram “controlar” melhor e manter uma postura mais restrita (“*a more closely posture*”) na direção AP em comparação à mediolateral, como estratégia para manter o controle postural.

Cavalheiro *et al.* (2009) não encontraram diferenças significativas nos valores desta variável entre idosos (70 a 89 anos) e jovens (20 a 39 anos), nem na direção AP nem ML. Os autores atribuíram essa similaridade ao número insuficiente de indivíduos em sua amostra.

Borg e Laxaback (2010), ao avaliarem idosos (64 a 91 anos) e jovens (17 a 61 anos), encontraram um comportamento mais anti-persistente no grupo de idosos, tanto na direção AP quanto ML. As razões para as diferenças entre esse e os demais estudos não estão claras, mas é possível que dois fatores tenham contribuído para a presença de um comportamento mais estruturado em idosos em comparação a jovens nas duas direções nesse estudo. O primeiro deles é a amostra de idosos ser composta por indivíduos institucionalizados, uma população que possui perfil e características peculiares que a difere dos chamados “idosos vivendo na comunidade”, por exemplo, em termos de capacidade funcional e nível de atividade física (ARAÚJO; CEOLIM, 2006; CRIMMINS; SOLÉ-AURO, 2013). Entretanto, este e os estudos anteriormente citados não forneceram informações a respeito desse controle nos grupos avaliados, sugerindo cautela ao assumir que esse seria um fator determinante para a diferença nos resultados.

Outro fator a ser considerado é a distância de três metros do alvo, pois estudos mostram que idosos possuem maior dependência da visão que jovens para manter o controle postural. Assim, uma distância maior do alvo pode ter contribuído para exacerbar as diferenças entre os grupos etários (BOHANNON *et al.*, 1984; CHOY; BRAUER; NITZ, 2003; SEIGLE; RAMDANI; BERNARD, 2009), uma vez que distâncias superiores a 1,5 metros podem não trazer informações relevante o suficiente para auxiliar no controle postural (PAULUS *et al.*, 1989).

Sendo assim, enquanto três estudos observaram diferenças entre jovens e idosos, outro estudo não encontrou diferenças na estrutura dinâmica da oscilação corporal entre tais grupos. É necessário ponderar sobre as diferenças, mas também semelhanças entre os métodos empregados. Embora todos tenham utilizado tarefas com níveis de demanda semelhantes (base de suporte normal ou autosselecionada), há uma variação em relação à composição dos grupos etários da amostra empregada em cada um deles (tanto de jovens quanto de idosos), bem como no tempo de coleta (dois deles utilizaram tempo de coleta de 10 segundos e outros dois 30 segundos). Porém, de um modo geral, foi encontrado um comportamento estruturado (não aleatório) na trajetória do COP dos grupos avaliados, e os

resultados sugerem uma tendência de aumento da anti-persistência com o aumento da idade.

Portanto, encontram-se na literatura diversas variáveis que podem auxiliar na compreensão de diferentes aspectos relativos à oscilação corporal e, conseqüentemente, ao controle postural. Indiretamente, elas são capazes de fornecer informações a respeito da forma pela qual diversos sistemas interagem visando orientação e estabilidade postural, e até mesmo sobre como essa interação se modifica ao longo da vida. Tais variáveis, calculadas por meio de ferramentas da física e matemática, fornecem informações a respeito de diferentes aspectos da estrutura dinâmica da oscilação corporal.

A utilização conjunta de métodos de análise que considerem a magnitude da oscilação corporal em associação com as alterações dinâmicas dos deslocamentos do centro de pressão no estudo do controle da postura ereta não perturbada permite melhor compreensão das possíveis diferenças entre indivíduos de diferentes faixas etárias durante a realização dessa tarefa.

2.3 Controle postural e envelhecimento

O envelhecimento é definido como um conjunto de processos que ocorrem em organismos vivos, e com o passar do tempo levam à diminuição das respostas fisiológicas, deficiência funcional e finalmente à morte (SPIRDUSO, 2005). Diversas teorias tentam explicar do ponto de vista biológico as suas causas e elas podem ser didaticamente agrupadas em duas classes: na primeira, estão as teorias de natureza genético-desenvolvimentistas, nas quais o envelhecimento seria um *continuum* geneticamente programado. Na segunda categoria estão as teorias de natureza estocástica, segundo as quais o envelhecimento seria resultante do acúmulo de agressões ambientais, que atingiriam um nível incompatível com a manutenção das funções orgânicas e da vida (FARINATTI, 2002; MOTA; FIGUEIREDO; DUARTE, 2004). Nessa segunda perspectiva, o envelhecimento teria como causa o gradual acúmulo, ao longo da vida, de uma grande variedade de danos moleculares e celulares, o que estaria relacionado inclusive à fragilidade e doença (KIRKWOOD, 2005; 2008). Entretanto, nenhuma dessas teorias está totalmente estabelecida, e

ainda não está clara a real influência das causas apontadas por cada uma delas no processo global de envelhecimento biológico.

Diversos sistemas, entre eles os responsáveis pelo controle postural sofrem alterações com o passar dos anos, levando a uma redução na estabilidade postural do indivíduo (DAUBNEY; CULHAM, 1999; DUARTE; FREITAS, 2010; HORAK; SHUPER; MIRKA, 1989; PFITZENMEYER *et al.*, 2001). A degeneração generalizada do sistema de controle postural pode ser explicada por diversos fatores, por exemplo, diminuição da capacidade de produzir força e potência muscular (BEAN *et al.*, 2003; ORR, 2010; ORR *et al.*, 2006; ORR *et al.*, 2008), redução da percepção sensorial e aumento do tempo de reação (MATSUMURA; AMBROSE, 2006) e perda de células receptoras no aparelho vestibular (YOUNG *et al.*, 1997).

No que diz respeito ao envelhecimento do sistema muscular, ocorrem mudanças morfológicas e fisiológicas nas unidades motoras (SHINOHARA, 2011). Mais especificamente, está associado à diminuição em número e tamanho (comprimento e diâmetro) das fibras musculares (MILJKOVIC *et al.*, 2015), com consequente perda de massa muscular (HASHEMI *et al.*, 2012; MITCHELL *et al.*, 2012) e função muscular denominada sarcopenia. Isto se deve não apenas às mudanças no sistema muscular em si, mas também a diversos fatores como a redução na capacidade de transmissão de sinais (MANINI; HONG; CLARK, 2013) e à perda de inervação nas fibras musculares (SAYER *et al.*, 2013; EDSTROM *et al.*, 2007). A taxa de perda não é uniforme para todos os músculos, e as alterações continuam acontecendo ao longo da própria senescência, sendo ainda mais aceleradas ao se aproximar da oitava década de vida (KONOPLA; NAIR, 2013; MITCHELL *et al.*, 2012). Corroborando essa informação, Baumgartner *et al.* (1998) encontraram uma prevalência de 13 a 24% (dependendo da etnia e sexo) de sarcopenia em idosos com menos de 70 anos, 27 a 36% naqueles entre 75 e 80 anos e 43 a 60% entre os com mais de 80 anos. Mais recentemente, Chien, Huang e Wu, 2008 verificaram uma prevalência de sarcopenia de 20 a 23% em idosos de 60 a 69 anos, 25 a 27% em idosos de 70 a 79 anos e 26 a 39% naqueles com mais de 80 anos. O trabalho realizado por Nolan *et al.* (2010) mostrou redução significativa na força muscular dos membros inferiores em homens de 70 a 79 anos, em comparação àqueles entre 60 e 69.

Pelo que parece, há diferença entre idosos de faixas etárias muito próximas. No trabalho realizado por Butler *et al.* (2008), idosas de 70 a 79 anos apresentavam redução significativa na força para realizar dorsiflexão do quadril em comparação com as de 60 a 69 anos. Também Lauretani *et al.* (2003) observaram em idosos longevos (com mais de 85 anos) redução significativa no torque de extensão do joelho e na área de seção transversal muscular (membros inferiores) em comparação com idosos de 75 a 84 anos, e entre esses em relação a idosos jovens (65 a 74 anos).

No entanto, nem sempre a perda em termos de número de unidades motoras reflete a capacidade de produzir força, até que certo limiar seja atingido. McNeil *et al.* (2005), analisando número de unidades motoras em tibial anterior de homens de três faixas etárias (23-32, 61-69 e 80-89), verificaram que no segundo grupo havia uma redução de 39% no número de unidades motoras em relação ao primeiro e no grupo mais idoso, uma diminuição de 61%. Entretanto, a redução da força isométrica máxima só foi observada no grupo mais velho em relação aos outros dois, ou seja, não houve diferença entre adultos jovens e idosos jovens, e as mudanças na força desse músculo só aconteceram em idades mais avançadas.

Sendo assim, os estudos mostram não apenas a sarcopenia e redução de força muscular em idosos, mas que tais perdas ocorrem gradativamente e progressivamente com o passar dos anos, ao longo da senescência.

Alterações no sistema nervoso central e periférico também podem reduzir a capacidade do indivíduo de ativar a musculatura necessária para realizar determinada ação (MANINI; HONG; CLARK, 2013). Um exemplo é a denervação que ocorre com o passar dos anos, e que aliada à perda progressiva de motoneurônios, contribuem para a sarcopenia (MITCHELL *et al.*, 2012). Estudo realizado por Tomlinson e Irving (1977) mostrou que não houve redução no número de motoneurônios da região lombosacral até os 60 anos, porém a partir desta idade esse número variou consideravelmente, e reduziu de 57.000 motoneurônios (indivíduos com 60 anos) para 45.000 em octogenários. Modificações que ocorrem no sistema nervoso incluem mudanças anatômicas nas fibras e na velocidade de condução nervosa (SHAFFER; HARRISON, 2007).

No cérebro, há formação de emaranhados fibrilares e placas senis, além de perda neuronal e sináptica, sendo que o tecido que mais diminui com a idade é a substância branca, constituída por fibras nervosas mielinizadas (GUNTEN *et al.*,

2010; MARNER *et al.*, 2003). A perda de neurônios dopaminérgicos e a redução na liberação de dopamina e na captação de glutamato podem levar a comprometimentos no comportamento motor, tais como na produção de força e no controle motor. O aumento do ruído neural implica na diminuição da capacidade de comunicação e transmissão de sinais, ou seja, maior presença de atividade aleatória de fundo na transmissão dos sinais nervosos (MANINI; HONG; CLARK, 2013).

Alterações morfológicas e funcionais ocorrem nos fusos musculares durante o envelhecimento, tais como redução do tamanho do fuso em músculos específicos, modificação no conteúdo de miosina, alterações no axônio sensorial distal e na sensibilidade dos fusos. Porém, essas mudanças não são uniformes em todos os tipos de fibras musculares (SHAFFER; HARRISON, 2007).

Assim como nos demais sistemas, as perdas dos sistemas sensoriais com o envelhecimento ocorrem de maneira diversificada e não uniforme, e tal perda acontece de modo ainda mais acelerado na idade avançada. O sistema somatossensorial difere dos demais sistemas sensoriais, pois seus receptores estão espalhados por diversos locais do corpo humano e respondem a diferentes tipos de estímulos como toque, temperatura, posição do corpo e dor (KLEINER; SCHLITTLER; SÁNCHEZ-ARIAS, 2011).

Idosos apresentam propriocepção prejudicada, especialmente em relação à vibração e ao tato discriminativo, os quais dependem também de funcionamento de fibras mielinizadas aferentes. Além disso, mudanças relacionadas à idade nas fibras sensoriais ocorrem mais cedo do que nas fibras motoras (SHAFFER; HARRISON, 2007), confirmando mais uma vez que as mudanças decorrentes do envelhecimento não são uniformes em todo o organismo. Ao investigarem o declínio proprioceptivo que ocorre com a senescência, Madhavan e Shields (2005) encontraram que menor consciência da posição articular estava relacionada ao tempo de apoio unipodal. Além disso, os idosos tiveram maior co-contração dos músculos flexores plantares e dorsiflexores durante toda a tarefa do que adultos jovens. Segundo os autores, esse poderia ser um mecanismo para aumentar a sensibilidade ou para promover a ativação do fuso muscular, além de ser uma estratégia para preservar a estabilidade postural (McLEAN; GOUDY, 2004).

O envelhecimento também parece estar associado a mudanças anatômicas e funcionais em receptores cutâneos, como por exemplo a uma redução em número e em área transversal dos corpúsculos de Meissner, responsáveis por percepção de

vibração e tato discriminativo (IWASAKI *et al.*, 2003; SHAFFER; HARRISON, 2007). Verrillo, Bolanowski e Gescheider (2002) mostraram que idosos saudáveis necessitavam de maiores amplitudes de vibração para alcançar a mesma magnitude de sensações percebidas que indivíduos mais jovens. De acordo com os autores, isso estava relacionado às modificações funcionais nos corpúsculos de Pacini, que interferem na sensibilidade à vibração. Além disso, a perda da acuidade tátil que ocorre em idosos é maior nas extremidades distais que em outras áreas do corpo (STEVENS; PATTERSON, 1995; STEVENS; CHOO, 1996).

As mudanças somatossensoriais parecem continuar acontecendo durante a senescência, e mesmo entre faixas etárias de idosos no início da senescência já se observam diferenças. Butler *et al.* (2008), ao compararem idosos na faixa etária de 60 a 69 anos com aquelas de 70 a 79 anos, observaram no grupo mais velho declínio proprioceptivo em comparação aos idosos jovens, no que diz respeito à acuidade somatossensorial em termos de toque, vibração e senso de posição articular.

A degradação da acuidade tátil no envelhecimento pode ser particularmente relevante para o controle postural, especialmente em relação à região plantar dos pés. Mecanorreceptores existentes nessa região são capazes de localizar e detectar pequenas mudanças na pressão (MAGNUSSON *et al.*, 1990). Em outras palavras, a informação fornecida por tais receptores permite ao indivíduo detectar a oscilação postural e buscar a manutenção de uma posição mais estável, ficando mais próximo do seu centro de massa e, conseqüentemente, mais longe de seu limite da estabilidade. No estudo de Melzer, Benjuya e Kaplanski (2004), idosos com histórico recente de quedas (caíram pelo menos duas vezes nos últimos seis meses) apresentavam menor sensibilidade na planta dos pés em comparação com idosos sem histórico recente de quedas.

Outra modalidade sensorial relacionada à estabilização da oscilação corporal é a visão. Com o envelhecimento, há redução na sensibilidade ao contraste espacial, especialmente em condições de baixa luminosidade e redução da velocidade de processamento visual, o que implica em dificuldade na realização de tarefas visuais, como encontrar algo (OWSLEY, 2011). O sistema vestibular também exerce importante papel no controle postural, especialmente por meio dos canais semicirculares e dos otólitos maculares, receptores capazes de captar a aceleração angular e linear da cabeça; uma alteração ou falha nessas informações pode alterar

a estabilidade postural. Portanto, as informações sensoriais são utilizadas de forma contínua pelo corpo, e influenciam as ações motoras, num ciclo percepção-ação, em que o objetivo é manter ou atingir a estabilidade e a orientação postural (BARELA, 2000).

O importante papel do controle postural como um dos principais domínios da capacidade funcional é amplamente reconhecido (ERA *et al.*, 2006). Especialmente a população acima de 85 anos, apresenta características peculiares, e diversos trabalhos têm mostrado, por exemplo, maior prevalência de incapacidade funcional nesse grupo, em relação a idosos mais jovens (CRIMMINS; SOLE-AURÓ, 2013), tais como idosos de 75 a 84 anos (FONTES; BOTELHO; FERNANDES, 2013) e idosos de 78 anos (JACOBS *et al.*, 2012). Além disso, essa piora foi observada em idosos com 78 anos em comparação a idosos de 70 anos, e maiores de 70 anos, em comparação com aqueles de 60 a 70 anos (DALY *et al.*, 2013).

Devido à variabilidade anátomo-fisiológica e comportamental existente dentro do grupo denominado “idosos”, têm sido discriminadas categorias de idosos. No presente trabalho, será adotada a classificação de Chen *et al.* (2014), que divide os idosos em idoso jovem (65 a 74 anos), idoso médio (75 a 84 anos) e idoso longo (85 anos e mais).

Assim, alterações em quaisquer dos sistemas acima citados podem comprometer o controle postural, uma vez que a integridade deles está relacionada diretamente com a exatidão das informações fornecidas, transmitidas e da ação motora realizada. Ainda, o desempenho na realização do controle postural depende do relacionamento e da integração entre esses sistemas.

Os resultados apresentados mostram que o sistema de controle postural sofre diversas modificações, que ocorrem em diferentes momentos durante a senescência. Entre aqueles que possuem idade acima de 80-85 anos, tais alterações são ainda mais pronunciadas, em comparação com idosos mais jovens (até 70-75 anos). Porém, como as mudanças são aceleradas nesse período da vida, notam-se variações entre essas duas faixas etárias (idosos jovens e longevos). Presume-se, portanto, que seja possível verificar mudanças no controle postural entre idosos de diferentes faixas etárias.

2.3.1 Estudos que avaliaram o controle postural em idosos

A importância do controle postural se deve ao fato de a manutenção da postura ortostática ser necessária para a execução de diversas tarefas da vida diária (ERA *et al.*, 1997). Para a realização de tais atividades, o indivíduo se posiciona em diferentes bases de suporte, de acordo com a necessidade. A redução da capacidade de controle postural que ocorre com o envelhecimento é um dos fatores intrínsecos que contribuem para a ocorrência de quedas e lesões relacionadas (ERA *et al.*, 2006; LOGGHE *et al.*, 2009; LORD; CLARK, 1996). Esse é um fato importante, considerando-se a relevância epidemiológica, social e econômica do fator quedas na população idosa (CHU; CHI; CHIU, 2005; MATSUMURA; AMBROSE, 2006; PAJALA *et al.*, 2008; PIRTOLA; ERA, 2006).

Até o presente momento, uma série de estudos abordaram a questão das mudanças no controle postural com o envelhecimento por meio da posturografia estática em indivíduos idosos e um grupo controle (adultos jovens). De um modo geral, tais pesquisas investigaram as diferenças de magnitude da oscilação corporal entre grupos etários distintos, sendo que algumas delas avaliaram também a estrutura dinâmica da oscilação.

De um modo geral, quando se comparam esses trabalhos, os resultados são controversos. Nem todos os estudos encontraram diferenças entre grupos de faixas etárias distintas e não existe consenso sobre quais variáveis derivadas da medida do COP (oscilação corporal) seriam capazes de discriminar jovens e idosos, bem como idosos de faixas etárias distintas. Os resultados conflitantes podem estar relacionados aos métodos utilizados em cada um dos estudos ou mesmo às variáveis escolhidas. Por exemplo, existem diversas medidas de área (90% da área da elipse, 95% da área da elipse, área do círculo, área do retângulo, RMS da área) e de frequência (frequência média, frequência predominante, potência de frequência). Assim, diferenças nos métodos utilizados para o cálculo de variáveis dificultam comparações diretas e, portanto, conclusões sobre as mudanças no controle postural (oscilação corporal) com o envelhecimento.

Em relação às diferenças nos métodos utilizados, alguns questionamentos são levantados. Na realização da posturografia estática é comum solicitar ao voluntário que olhe para um ponto fixo (alvo), e a distância entre o sujeito e alvo

pode influenciar os resultados obtidos. De acordo com Paulus *et al.* (1989), uma distância superior a 1,5 metros seria insuficiente para fornecer informações relevantes que possam auxiliar no controle da oscilação corporal. Apesar da proposição, encontram-se na literatura sobre controle postural comparando adultos jovens e idosos distâncias variando entre 0,7 metros (MAKI; HOLIDAY; FERNIE, 1990), passando por 2,0 metros (BRENTON-RULE *et al.*, 2011), chegando a oito metros (NEWELL *et al.*, 1997). Em outras palavras, resultados de estudos com distância superior a 1,5 metros podem ter sido influenciados pela dependência sensorial (visual) para o controle postural que todos os indivíduos possuem.

Outro fator que pode influenciar os resultados obtidos é a duração da tarefa. Pesquisas têm utilizado 20 segundos (HAGEMAN; LEIBOWITZ; BLANKE, 1995; BACCINI *et al.*, 2007), 30 segundos (BARELA *et al.*, 2009; BRENTON-RULE *et al.*, 2011; FREITAS *et al.*, 2005), 40 segundos (ERA *et al.*, 1996), e até 60 segundos (KITABAYASHI, DEMURA; MURASE, 2011). Sabe-se que o tempo de coleta pode influenciar os valores de algumas variáveis derivadas do COP, como área e trajetória de oscilação, por exemplo, limitando a comparação entre os estudos (PRIETO; MYKLEBUST; MYKLEBUST, 1993; TEASDALE; STELMACH; BREUNIG, 1991).

Outra questão que pode interferir na oscilação corporal é a tarefa, especialmente em relação à base de suporte adotada. Verifica-se uma variação considerável entre os tipos de tarefas (bases de suporte utilizadas) e, conseqüentemente, entre o nível de dificuldade da tarefa aos quais o voluntário é exposto. Enquanto alguns autores delimitaram a base de suporte (CAVALHEIRO *et al.*, 2009; GOMES, 2012; NORRIS *et al.*, 2005; UHLER, 2008), outros solicitaram ao voluntário que escolhesse a distância entre os pés que fosse mais confortável (AMOUD *et al.*, 2007; KIM *et al.*, 2010; LAUGHTON *et al.*, 2003; PRIETO *et al.*, 1996). Além disso, a maioria dos trabalhos utilizou tarefas com baixa demanda, o que pode não ser desafiador para os sistemas responsáveis pelo controle postural. Assim, seriam insuficientes para expor alterações relacionadas à idade. O aumento da base de suporte, por exemplo, está relacionado à maior estabilidade e, portanto menor oscilação corporal (BARELA *et al.*, 2009; GILLETTE; ABBAS, 2003; PRIOLI *et al.*, 2006). A esse respeito, Winter *et al.* (1996) afirmaram que o modelo do pêndulo invertido prevê que posturas com bases de suporte mais amplas exigem proporcionalmente menor atividade dos abdutores e adutores do quadril a fim de

manter o mesmo controle do COP. Por outro lado, de acordo com Gomes (2012), nas situações mais difíceis, como as posturas com bases de suporte menos amplas, sutis alterações no sistema de controle postural, como é o caso do envelhecimento, são mais facilmente observadas.

Considerando ainda que parte da oscilação na postura ereta quieta pode ser controlada de maneira voluntária (STOFFREGEN *et al.*, 2006), resultado interessante foi obtido por Reynolds (2010). Esse autor verificou que, quando se aumenta a dificuldade da tarefa, o controle voluntário da oscilação pelo sujeito diminui significativamente. Em outras palavras, quando a exigência da tarefa é maior, a proporção da oscilação que está sujeita à influência voluntária do indivíduo pode ser reduzida e praticamente eliminada, o que pode favorecer a investigação das reais mudanças que ocorrem no controle postural com o avançar da idade.

O Quadro 1 apresenta os resultados de estudos que compararam jovens e idosos, bem como idosos de diferentes faixas etárias, em diferentes bases de suporte, na postura ereta quieta e na condição olhos abertos. Notavelmente, diversos autores utilizaram em sua tarefa uma base de suporte mais próxima do natural (autosselecionada ou normal), com exceção de dois trabalhos, em que foram utilizadas bases de suporte com maior demanda para o sistema de controle postural (QUADRO 1). Por outro lado, a deterioração do sistema de controle postural induzida pelo envelhecimento parece ser mais evidente quando se utiliza para a comparação entre grupos etários uma base de suporte com maior demanda, especialmente uma base de suporte assimétrica (MARKOVIC *et al.*, 2014).

Em relação aos métodos utilizados, chama à atenção a grande variação de idade na composição dos grupos etários (Quadro 1), que na maioria dos trabalhos foram denominados de “jovens” e “idosos”. Ainda, além de a faixa etária que caracteriza os grupos “jovens” e “idosos” variar bastante de um estudo para outro, alguns trabalhos utilizaram faixas etárias muito amplas (ABRAHAMOVÁ; HLAVAČKA, 2008; KIM *et al.*, 2010; LAUGHTON *et al.*, 2003), dentro das quais indivíduos podem apresentar características anatômicas, funcionais e comportamentais diferentes (CRIMMINS; SOLÉ-AURO, 2013; DALY *et al.*, 2013; WADE *et al.*, 1995). Por isso, é possível especular que também apresentem diferenças de controle postural.

Quadro 1 – Síntese de estudos que compararam o controle postural (oscilação corporal) entre idosos ou entre esses e adultos jovens (condição olhos abertos). Os estudos estão organizados primeiro por base de suporte, e depois por ordem crescente de tempo de tentativa.

Estudo	Idade dos grupos (anos)	Alvo (diâmetro / distância)	Tempo tentativa (s)	Base de suporte	Variáveis com diferença entre grupos¥	Variáveis sem diferença entre grupos
Borg; Laxaback (2010)	- 17-61 - 64-91 Homens e mulheres (Idl)	NE/3,0 m	10	BSN	- ApEnAP, DFAAP, DFAML, DPAMML DPAMAP.	ApEnML
Norris <i>et al.</i> (2005)	- 21-29 - 68-79 Gênero (NE)	NE	30	BSN	HISDAML, DFAAP.	AMaAP, AMaML, VMT, área, HsAP, HsSDAML, HIAP, DFAML.
Cavalheiro <i>et al.</i> (2009)	- 20-39 - 70-89 Homens e mulheres	NE/2,0 m	30	BSN	VMAP, VMML, FMAP, FMML, F80AP, HsSDAAP, HISDAAP, F80ML, ApEnAP, DsSDAML, DISDAAP.	DFAAP, DFAML, AMAP, AMML, RMSAP, RMSML, área, HsSDAML, HISDAML, ApEnML, DsSDAAP, DISDAML.
Abrahamová Hlavačka (2008)	- 20-40 - 60-82 Homens e mulheres	2 cm/2 m	50	BSN	AMAP, AMML, Área, VMAP, VMML, TDCOP, RMSTD.	-
Freitas (2003)	- 20-25 - 60-65 Homens e mulheres	5,0 cm/1,2 m	60	BSN	-	RMSTD, TDCOP, área, VMAP, VMML, FPAP,

						FPML.
Estudo	Idade dos grupos (anos)	Alvo (diâmetro / distância)	Tempo tentativa (s)	Base de suporte	Variáveis com diferença entre grupos¥	Variáveis sem diferença entre grupos
Uhler (2008)	- 65-75 - 80 e mais (CA) Homens e mulheres	NE/1,0 m	60	BSN	-	AMAP, AMML, área, VMT, TDCOP.
Vieira <i>et al.</i> (2009)	- 19-29 - 65-73 Gênero (NE)	NE/2,0 m	60	BSN	F80T, HISDA.	Área, VMT, HsSDA.
Gomes (2012)	- 18-30 (A) - 60-64 (B) -65-69 (C) -70-74 (D) Mulheres	5 cm/1,5 m	60	BSN	VMAP (diferença A-B; A-C; A-D).	AMAP, AMML, VMML.
Amoud <i>et al.</i> (2007)	- 19,8 (média) - 80,4 (média) Homens e mulheres (IdI)	10,0 cm/2,0 m	10	BSAS	DFAAP, DFAML, HSSDAAP.	HSSDAML
Prieto <i>et al.</i> (1996)	- 21-35 - 66-70 Homens e mulheres	NE	20	BSAS	AMAP, AMML, VMAP, RMSAP, área, FMAP.	VMML, RMSML, FMML.
Laughton <i>et al.</i> (2003)	- 22-32 - 68-89 (INC) Homens e mulheres	NE	30	BSAS	-	AMAP, AMML, DPAMAP, DPAMML, DsSDAAP, DsSDAML, DISDAAP, DISDAML.

Estudo	Idade dos grupos (anos)	Alvo (diâmetro / distância)	Tempo tentativa (s)	Base de suporte	Variáveis com diferença entre grupos¥	Variáveis sem diferença entre grupos
Kim <i>et al.</i> (2010)	- 18-26 - 65-86 Homens e mulheres	10,0 cm/2,5 m	30	BSAS	VMAP, VMML, DMML.	DMAP
Amiridis, Hatzitakib; Arabatzi (2003)	- 20	3 cm/1,5 m	5	Normal	AMaAP, DPAMAP.	AMaML, DPAMML.
	- 70 Homens			Tandem	AMaAP, AMaML, DPAMAP, DPMML.	-
Choy; Brauer; Nitz (2003)	- 20-30 (A) - 30-40 (B) - 40-50 (C) - 50-60 (D) - 60-70 (E) - 70-80 (F) Mulheres	NE	10	BSN	-	VMT
				BSU (unipodal)	VMT (diferença entre E-F).	-
Fujita <i>et al.</i> (2005)	- 22-39 (A) - 50-59 (B) - 60-69 (C) - 70-79 (D) - 80-88 (E) Homens e mulheres	NE	60	NE	TDCOP (diferença E-A; E-B; E-C; D-B), AREAR (diferença E-A; E-B; E-C; B-A), RMSA (diferença E-B; B-A).	-

Legenda: AMaAP: amplitude máxima ântero-posterior; AMaML: amplitude máxima mediolateral; AMAP: amplitude média ântero-posterior; AMML: amplitude média mediolateral; AREAR: área retangular do COP; DFAAP: *Detrended Flutuation Analysis* na direção ântero-posterior; DFAML: *Detrended Flutuation Analysis* na direção mediolateral; DISDAAP: coeficiente de difusão de longo prazo (Stabilogram Diffusion Analysis) na direção ântero-posterior; DISDAML: coeficiente de difusão de longo prazo (Stabilogram Diffusion Analysis) na direção mediolateral; DMAP: deslocamento médio na direção ântero-posterior; DMML: deslocamento médio na direção mediolateral; DPAMAP: desvio padrão da amplitude média ântero-posterior; DPAMML: desvio padrão da amplitude média mediolateral; DsSDAAP: coeficiente de difusão de curto prazo (Stabilogram Diffusion Analysis) na direção ântero-posterior; DsSDAML: coeficiente de difusão de curto prazo (Stabilogram Diffusion Analysis) na direção mediolateral; F80AP: frequência do sinal, onde 80% da potência total do sinal estão abaixo de F80 (direção ântero-posterior); F80ML: frequência do sinal, onde 80% da potência

total do sinal estão abaixo de F80 (direção mediolateral); F80T: frequência do sinal, onde 80% da potência total do sinal estão abaixo de F80; HISDA: expoente de escala de longo prazo (Stabilogram Diffusion Analysis); HISDAAP: expoente de escala de longo prazo (Stabilogram Diffusion Analysis) na direção ântero-posterior; HISDAML: expoente de escala de longo prazo (Stabilogram Diffusion Analysis) na direção mediolateral; HsSDA: *Stabilogram Diffusion Analysis* (região de curto prazo); HsSDAAP: *Stabilogram Diffusion Analysis* (região de curto prazo) na direção ântero-posterior; HsSDAML - *Stabilogram Diffusion Analysis* (região de curto prazo) na direção mediolateral; HsSDAML: expoente de escala de curto prazo (Stabilogram Diffusion Analysis) na direção mediolateral; ICA: idosos caídores; IdI: idoso institucionalizado; INC: idosos não caídores; NE: não específica; RMSAP: RMS do deslocamento na direção ântero-posterior; RMSML: RMS do deslocamento na direção mediolateral; RMS: *root mean square*; RMSTD: RMS do comprimento da trajetória do COP; RMSA: RMS da área do COP; TDCOP: trajetória do deslocamento do centro de pressão; VMAP: velocidade média ântero-posterior; VMML: velocidade média mediolateral; VMT: velocidade média total.

Como pode ser notado no Quadro 1, a maior parte dos estudos utilizou a base de suporte normal ou a autosselecionada, que são semelhantes. Observa-se variáveis que são diferentes entre os grupos etários em alguns trabalhos (exemplo: amplitude e velocidade), e em outros não são encontradas diferenças entre os grupos etários. Os resultados conflitantes provavelmente se devem às diferenças nos métodos, tais como limites de faixas etárias investigadas, distância do alvo e tempo de coleta. Entre os dois trabalhos que utilizaram bases de suporte que oferecem maior demanda ao sistema de controle postural, foi possível perceber nos resultados uma exacerbação das diferenças entre os grupos em comparação com a base de suporte normal.

Especificamente em relação às pesquisas que compararam idosos de diferentes estratos etários (Quadro 1), alguns compararam o controle postural em idosos de diferentes faixas etárias. Choy, Brauer e Nitz (2003) compararam a velocidade de oscilação corporal em mulheres pertencentes a seis décadas diferentes. Especificamente na senescência, os autores não observaram mudança de comportamento entre dois grupos de idosas na base de suporte normal. Porém, quando a tarefa foi permanecer em base de suporte em um só pé, idosas de 70 a 80 anos oscilaram em maior velocidade do que as de 60 a 70 anos.

Também Fujita *et al.* (2005) compararam idosos de 3 grupos diferentes entre si, e esses com adultos. Não foi observada diferença na magnitude de oscilação corporal entre idosos das duas faixas etárias mais velhas (70-79 e 80-88 anos). No entanto, idosos mais idosos apresentaram maior trajetória de deslocamento do centro de pressão e área retangular de oscilação que idosos jovens (60-69 anos). Mais recentemente, Uhler (2008) investigou diferenças de oscilação corporal entre idosos com histórico recente de quedas (uma ou mais quedas no último ano), e

utilizou para isso a base de suporte normal. Os resultados não mostraram diferenças de amplitude, velocidade, área ou trajetória de deslocamento do centro de pressão entre os grupos. No trabalho desenvolvido por Gomes (2012), idosas de três faixas etárias foram avaliadas em relação ao controle postural, porém não foram observadas diferenças significantes de amplitude ou velocidade de oscilação corporal entre elas.

Considerando os estudos apresentados, ainda não está claro na literatura se as diferenças (em parte) encontradas entre grupos de idosos seriam evidenciadas caso fosse utilizada uma tarefa (base de suporte) com maior demanda, e que levasse o sistema de controle postural a trabalhar mais próximo de seu limite. Ainda, é necessário investigar quais mudanças poderiam ocorrer na estrutura dinâmica da oscilação corporal, tendo em vista que variáveis estruturais podem fornecer informações relevantes a respeito da organização temporal do padrão de oscilação durante a realização de uma tarefa, e conseqüentemente, ajudar a entender como esse padrão se modifica ao longo da senescência.

Assim, o estudo do controle postural em idosos de diferentes faixas etárias, utilizando uma tarefa com maior demanda ao sistemas de controle postural pode contribuir para o entendimento a respeito do que muda em termos de magnitude e estrutura da oscilação corporal ao longo da senescência. Buscando esclarecimentos sobre estas questões, os objetivos serão definidos a seguir.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

O objetivo do presente estudo foi investigar o desenvolvimento do sistema de controle postural na senescência, tanto em termos de magnitude quanto de estrutura da oscilação corporal.

3.2 Objetivos específicos

3.2.1 Estudo 1

- Investigar o impacto do aumento na demanda da tarefa (base de suporte) na magnitude e estrutura da oscilação corporal com o envelhecimento.

3.2.2 Estudo 2

- Analisar diferenças na magnitude e na estrutura da oscilação corporal em idosos jovens, idosos médios e idosos longevos.

4 HIPÓTESES DE ESTUDO

4.1 Hipótese: Estudo 1

Hipótese 1 - o aumento na demanda da tarefa será capaz de evidenciar possíveis diferenças de magnitude e estrutura da oscilação corporal entre grupos etários distintos.

4.2 Hipóteses: Estudo 2

Hipótese 2 - idosos longevos apresentarão maior magnitude de oscilação corporal do que idosos médios, e estes maior do que idosos jovens;

Hipótese 3 - serão encontradas correlações de longo alcance na trajetória do centro de pressão dos grupos avaliados, além de características de anti-persistência.

5 ESTUDO 1: “Influência da base de suporte nas diferenças de magnitude e estrutura da oscilação corporal entre idosos e adultos jovens”

O estudo 1 buscou investigar o impacto do aumento na demanda da tarefa (base de suporte) sobre possíveis mudanças de magnitude e estrutura da oscilação corporal que ocorrem com o envelhecimento.

5.1 Método

5.1.1 Amostra

Foram contactados para o Estudo 57 voluntários. Destes, foram recrutados 44 participantes (16 jovens e 29 idosos), sendo que 14 foram excluídos da amostra por fazerem parte de algum dos critérios de exclusão (12 eram diabéticos e dois não tiveram pontuação suficiente no Mini-mental). Portanto, a amostra do Estudo 1 foi constituída por 15 adultos jovens, sendo nove mulheres e seis homens (19-33 anos) e 15 idosos, sendo 10 mulheres e cinco homens (65-81 anos). Foram considerados critérios de exclusão possuir amputação de membros inferiores, prótese total de quadril ou joelho, diabetes, histórico prévio de acidente vascular encefálico, doença de Parkinson, algum tipo de comprometimento neuromuscular ou musculoesquelético que comprometesse a realização da tarefa, limitação visual que impedisse a realização da tarefa, apresentar déficit cognitivo (Mini-Exame do Estado Mental) e necessitar de dispositivo de auxílio à marcha para permanecer em pé ou estar em crise vertiginosa aguda. Todos os participantes eram saudáveis e viviam na comunidade (não institucionalizados). Em relação à preferência podal, os voluntários se autodeclararam destros.

A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Minas Gerais, com protocolo número 01258012.6.0000.5149 (ANEXO I). Os participantes que concordaram em participar assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO II).

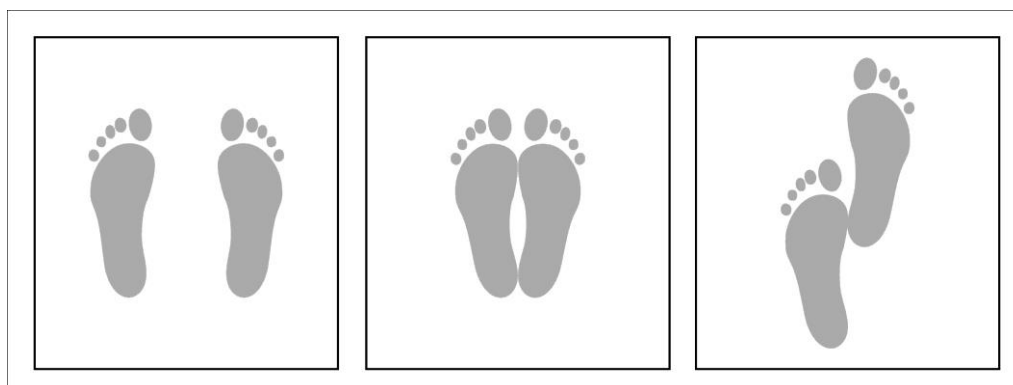
5.1.2 Instrumento e Tarefa

Foi realizada posturografia estática em uma plataforma de força (AMTI®, *Advanced Mechanical Technology*, modelo OR6-6-1000), com área de superfície de 46,4 cm x 50,8 cm e frequência de aquisição de 100 Hz, acoplada a um sistema computadorizado *Qualisys – ProReflex MCU*, que forneceu a medida do centro de pressão (COP). O sinal coletado foi filtrado por meio de um filtro *Butterworth* passa-baixa com frequência de corte de 10 Hz (YU *et al.*, 2008).

Durante a realização da tarefa, o participante permaneceu descalço, em postura ereta quieta e apoio bipodal, com os braços relaxados ao lado do tronco, olhando para um ponto fixo (alvo circular cor laranja com 3,0 cm de diâmetro) situado à altura dos olhos, em uma parede preta a 0,85 m de distância. Tal distância foi escolhida, considerando o espaço disponível dentro do local de coleta, uma vez que está dentro do valor recomendado na literatura, ou seja, inferior a 1,5 metros (PAULUS *et al.*, 1989). A mensuração da oscilação corporal foi realizada em três bases de suporte diferentes (FIGURA 2): na base de suporte autosselecionada (KIM *et al.*, 2010), o afastamento dos pés foi escolhido pelo voluntário, mas não pôde ultrapassar a largura do quadril. Na base de suporte pés unidos, os pés permaneceram unidos, com calcanhares e metatarsos se tocando (ADKIN; FRANK; JOG, 2003). A base de suporte semi-tandem consistiu em posicionar os pés um à frente do outro, com o calcanhar do pé preferencial à frente e ao nível da base do quinto metatarso do pé não preferencial (BACINNI *et al.*, 2007). Para cada base de suporte foram realizadas três tentativas, e o tempo total de cada uma delas foi de 35 segundos (PINSULT; VUILLERME, 2009), nos quais o voluntário não perdeu o contato dos pés com a plataforma. O intervalo de descanso entre uma tentativa e outra foi de 60 segundos, tempo em que o indivíduo participante permaneceu sentado.

Para assegurar que não houve variação nas dimensões de cada base de suporte entre as três tentativas, foi realizada marcação em volta dos pés, imediatamente antes da primeira tentativa realizada. Nas tentativas subsequentes, o voluntário foi orientado a posicionar os pés dentro desta marca, atendendo ao primeiro posicionamento.

Figura 2 – Bases de suporte autosseleccionada, pés unidos e semi-tandem.



5.1.3 Procedimentos

Antes da coleta dos dados, foi realizado o Mini-Exame do Estado Mental (ALMEIDA, 1998) para o grupo de idosos (ANEXO III). Os idosos que obtiveram escores abaixo de 19 (analfabeto) ou 23 (com escolaridade) foram considerados com déficit cognitivo (BRUCKI *et al.*, 2003) e, portanto não foram incluídos na amostra. No dia da coleta, os participantes foram encaminhados ao laboratório, onde foi realizada anamnese, por meio da qual foram obtidas as seguintes informações: nome, data de nascimento, sexo, data e horário da avaliação, avaliador, data e horário em que realizou exercício físico pela última vez, doenças existentes e medicamentos em uso (ANEXO IV).

Após certificar-se de que o voluntário não havia realizado exercício físico nas 24 horas que antecederam a avaliação (PAILLARD, 2012), ele foi encaminhado ao local onde ficava a plataforma de força para mensuração da oscilação corporal, e foram passadas instruções em relação aos procedimentos e às tarefas que seriam realizadas. No caso dos idosos, um auxiliar permaneceu atrás deles ao longo das tentativas, porém fora de seu campo de visão, e foi avisado que ele estaria pronto para auxiliar se fosse necessário, como no caso de uma possível queda.

A coleta de dados aconteceu em um único dia, em local silencioso e reservado para este fim. No momento da mensuração da oscilação corporal sobre a plataforma de força, o voluntário foi instruído a não conversar e tentar se mover o mínimo possível. A coleta aconteceu em bloco por condição experimental (base de suporte) com distribuição aleatória da ordem de condição.

Antes de cada tentativa, a instrução verbal foi “pode se posicionar”. Assim que ele se posicionou no local indicado sobre a plataforma, o comando foi: “prepara”, e após três segundos “começou” e então o ícone “start” no computador foi acionado e iniciou a aquisição de dados. Ao final da realização dos testes, foi perguntado ao voluntário qual tarefa ele considerou mais fácil, e qual foi mais difícil de executar.

5.1.4 Variáveis dependentes

Após serem eliminados os cinco segundos iniciais da série temporal de oscilação (SEIGLE; RAMDANI; BERNARD, 2009), foram extraídas variáveis de magnitude e estruturais derivadas do centro de pressão, as quais constituem variáveis dependentes do presente estudo.

Foram calculadas a partir da medida do centro de pressão as seguintes variáveis de magnitude: amplitude média de deslocamento ântero-posterior (AMAP), amplitude média de deslocamento mediolateral (AMML), velocidade média de deslocamento ântero-posterior (VMAP), velocidade média de deslocamento mediolateral (VMML), frequência média ântero-posterior (FMAP), frequência média mediolateral (FMML) e área de oscilação, sendo esta última calculada por meio da elipse de confiança, que abrange 95% dos pontos do deslocamento do centro de pressão (PRIETO *et al.*, 1996).

Visando avaliar a estrutura da série temporal de oscilação corporal (centro de pressão), o expoente de Hurst (H) foi estimado por meio da *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA), de acordo com o método proposto por Peng *et al.* (1994; 1995), obtendo-se o valor da variável H nas direções ântero-posterior (H_{AP}) e mediolateral (H_{ML}). Tal ferramenta (expoente de Hurst calculado a partir da DFA) foi escolhida para a análise estrutural do deslocamento do centro de pressão, uma vez que, além de se mostrar apropriada para a Hipótese 3 do presente estudo, é adequada para a análise de séries temporais não estacionárias, como é o caso da trajetória do centro de pressão (HU *et al.*, 2005; PENG *et al.*, 1995). Além disso, possui alta confiabilidade entre repetições para jovens e maior ainda em idosos (AMOUD *et al.*, 2007; LIN *et al.*, 2008). Para o cálculo das variáveis globais e estruturais derivadas

do deslocamento do centro de pressão foi criada uma rotina específica no *Software* Matlab 18,0.

5.1.5 Análise dos dados

Antes da aplicação dos testes inferenciais, foi realizado o teste de normalidade de Shapiro-Wilk e o teste de Levene para verificar a homocedasticidade das variâncias. Com o objetivo de comparar a oscilação corporal de indivíduos das diferentes faixas etárias, em tarefas com diferentes bases de suporte, foi utilizada uma análise de variância ANOVA mista para cada variável (de magnitude e de estrutura), tendo o fator 'grupo' entre dois níveis (jovens e idosos) e o fator dentro 'bases de suporte' (medidas repetidas) com três níveis (autosselecionada, pés unidos e semi-tandem). Posteriormente, quando observada diferença, foi utilizado o *post-hoc* de Scott-Knott; tal teste foi escolhido, pois elimina a possibilidade de ambiguidade (BORGES; FERREIRA, 2003). Todas as análises foram realizadas no *software* SAS 10.0, considerando-se um nível de significância de 0,05.

5.2 Resultados

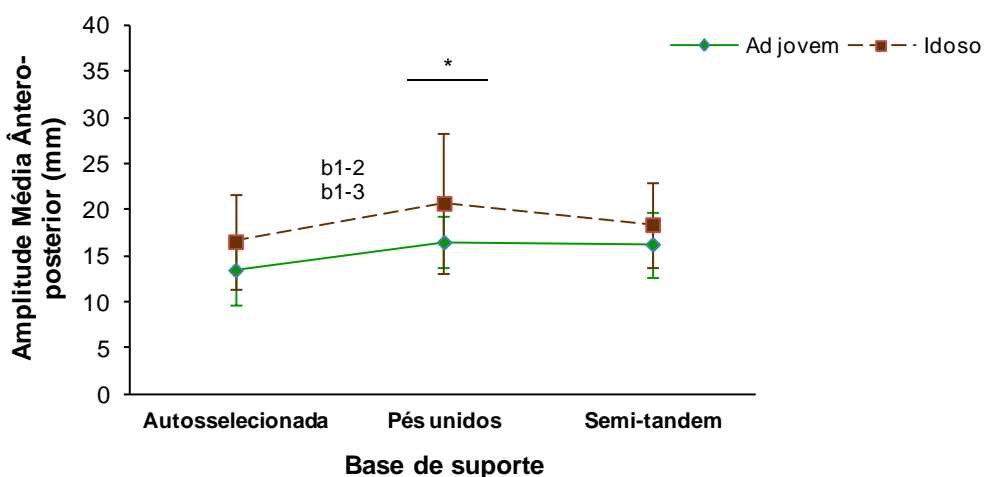
A Tabela 1 apresenta as características dos voluntários que fizeram parte da amostra do Estudo 1. Todos os idosos avaliados mostraram-se aptos cognitivamente, de acordo com o Mini-Exame do Estado Mental. Suas características antropométricas estão descritas no APÊNDICE A.

Tabela 1 – Caracterização da amostra de adultos jovens e idosos.

	Adultos Jovens		Idosos
	Idade (anos)	Idade (anos)	Estado cognitivo
Média	24,36	72,48	26,6
Desvio padrão	3,29	5,65	2,41
Limite inferior	19,67	65,5	23,0
Limite superior	33,17	81,83	30,0

A análise da variável amplitude de deslocamento ântero-posterior (Gráfico 1) revelou efeitos principais no fator grupos ($F_{(1,28)}=9,59$; $p=0,003$), indicando maior valor médio para idosos em comparação com jovens e no fator base de suporte ($F_{(2,56)}=4,29$; $p=0,017$), e o *post-hoc* indicou que tanto as bases de suporte semi-tandem quanto a pés unidos apresentaram maior oscilação que a base de suporte autosseleccionada ($p<0,05$). A ANOVA não detectou interação entre grupos e bases de suporte ($F_{(2,56)}=0,35$; $p=0,71$).

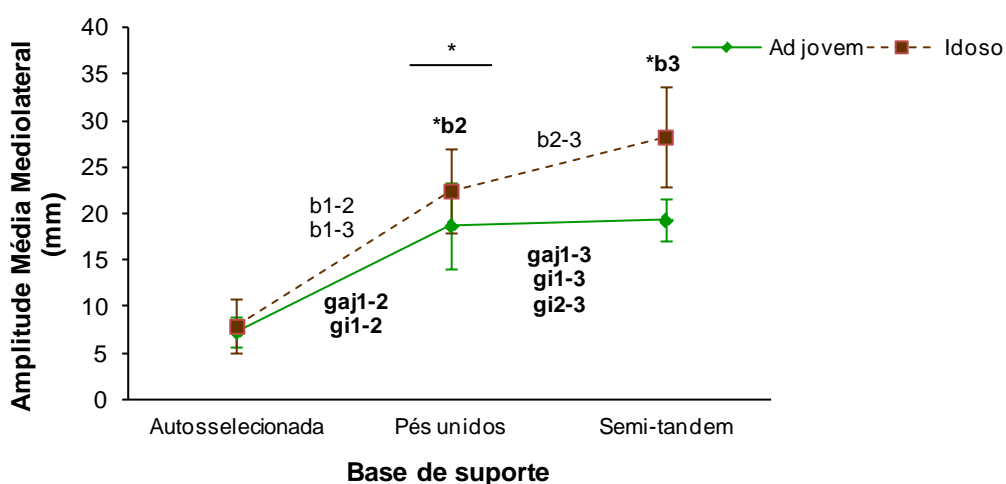
Gráfico 1 – Amplitude média de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior de adultos jovens e idosos em diferentes bases de suporte.



Legenda: o símbolo * indica diferença entre grupos sem interação; b1-2 diferença entre BSAS e BSPU sem interação; b1-3 diferença entre BSAS e BSST sem interação. As colunas preenchidas representam o grupo adulto jovem e as listradas em diagonal o grupo idoso.

Para a amplitude de deslocamento mediolateral (Gráfico 2), foram encontrados efeitos significativos de interação entre grupos e bases de suporte ($F_{(2,56)}=41,55$; $p=0,001$), e o *post-hoc* apontou que, no caso dos idosos, a AMML aumenta à medida que aumenta o nível de demanda da tarefa, com valores foram mais elevados na base de suporte semi-tandem do que na base de suporte pés unidos ($p<0,05$), na base pés unidos que na base autosseleccionada ($p<0,05$), e na base de suporte semi-tandem do que na base de suporte autosseleccionada ($p<0,05$). No grupo dos jovens, houve elevação da AMML com o aumento na demanda da tarefa, e os valores tanto da base de suporte semi-tandem quanto na base pés unidos foram maiores que na autosseleccionada ($p<0,05$). Além disso, os valores obtidos em idosos foram mais elevados que os de jovens nas bases de suporte semi-tandem e pés unidos ($p<0,05$). A ANOVA também revelou efeitos principais significativos no fator grupos ($F_{(1,28)}=30,49$; $p=0,001$), com idosos apresentando maior AMML que jovens e no fator base de suporte ($F_{(2,56)}=153,72$; $p=0,001$), sendo que na condição semi-tandem foi observada maior amplitude que na base de suporte pés unidos ($p < 0,005$) e nesta maior amplitude que na base de suporte autosseleccionada ($p < 0,005$). Além disso, a amplitude na base semi-tandem foi mais elevada que na autosseleccionada ($p < 0,005$).

Gráfico 2 – Amplitude média de deslocamento do centro de pressão na direção mediolateral de adultos jovens e idosos em diferentes bases de suporte.

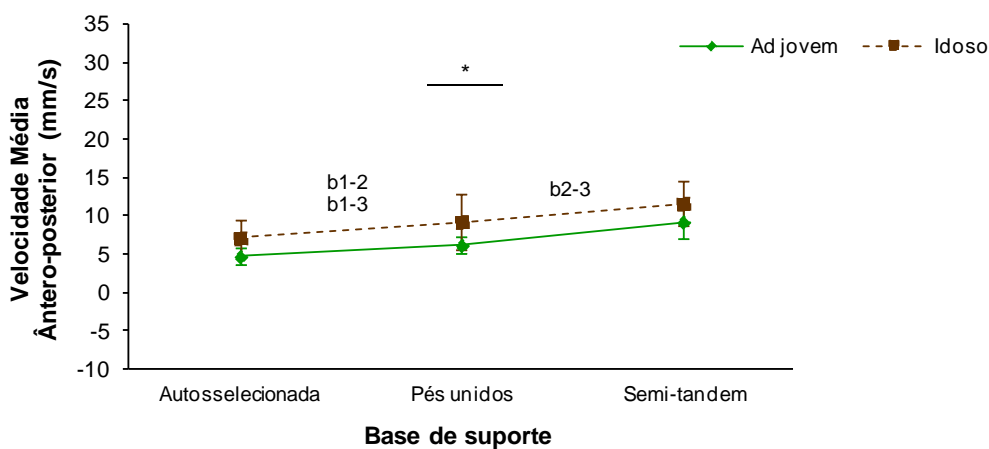


Legenda: o símbolo * indica diferença entre grupos sem interação; b1-2 diferença entre BSAS e BSPU sem interação; b1-3 diferença entre BSAS e BSST sem interação; b2-3 diferença entre BSPU e BSST sem interação; *b2 diferença entre os grupos na BSPU; *b3 diferença entre os grupos na BSST; gaj1-2 diferença entre BSAS e BSPU

grupo adulto jovem; gaj1-3 diferença entre BSAS e BSST grupo adulto jovem; gi1-2 diferença entre BSAS e BSPU grupo idoso; gi1-3 diferença entre BSAS e BSST grupo idoso; gi2-3 diferença entre BSPU e BSST grupo idoso. As colunas preenchidas representam o grupo adulto jovem e as listradas em diagonal o grupo idoso.

Idosos apresentaram maiores valores de velocidade média ântero-posterior que jovens ($F_{(1,28)}=31,61$; $p<0,001$), como pode ser visto no Gráfico 3, e houve efeito significativo principal do fator base de suporte ($F_{(2,56)}=27,28$; $p<0,001$). O *post-hoc* mostrou que os valores de velocidade na base semi-tandem foram mais elevados que na base de suporte pés unidos ($p<0,05$) e na base autosseleccionada ($p<0,05$), e a base de suporte pés unidos apresentou maior velocidade que a base de suporte autosseleccionada ($p<0,05$). Não houve interação significativa entre grupos e bases de suporte ($F_{(2,56)}=0,2$; $p=0,82$).

Gráfico 3 – Velocidade média de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior de adultos jovens e idosos em diferentes bases de suporte.

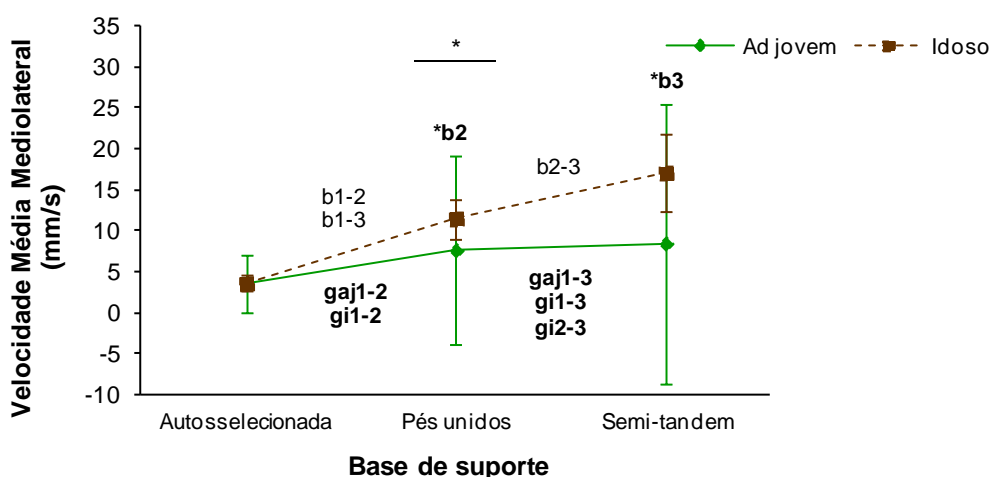


Legenda: o símbolo * indica diferença entre grupos sem interação; b1-2 diferença entre BSAS e BSPU sem interação; b1-3 diferença entre BSAS e BSST sem interação; b2-3 diferença entre BSPU e BSST sem interação. As colunas preenchidas representam o grupo adulto jovem e as listradas em diagonal o grupo idoso.

A análise da velocidade média mediolateral (Gráfico 4) mostrou efeito significativo de interação entre grupos e bases de suporte ($F_{(2,56)}=24,8$; $p=0,001$). O *post-hoc* detectou aumento nos valores de VMML com o aumento na demanda da base de suporte, sendo mais elevados na base de suporte semi-tandem do que na base de suporte pés unidos apenas para idosos ($p<0,05$), mais altos na base de suporte pés unidos que na base autosseleccionada para ambos os grupos ($p<0,05$), e

mais altos na base de suporte semi-tandem que na autosselecionada ($p < 0,05$) também para os dois grupos. Além disso, idosos apresentaram maiores valores de VMML que jovens na base de suporte semi-tandem ($p < 0,05$) e na condição pés unidos ($p < 0,05$). A ANOVA também revelou efeitos principais significativos para o fator grupos, com maiores valores para idosos que para adultos jovens ($F_{(1,28)}=69,6$; $p < 0,001$), e para o fator base de suporte ($F_{(2,56)}=117,4$; $p < 0,001$). De acordo com o *post-hoc*, a velocidade na condição semi-tandem foi mais alta que na base de suporte pés unidos ($p < 0,001$) e que na base de suporte autosselecionada ($p < 0,001$). A velocidade foi ainda mais alta na base de suporte pés unidos que na base de suporte autosselecionada ($p < 0,001$).

Gráfico 4 – Velocidade média de deslocamento do centro de pressão na direção mediolateral de adultos jovens e idosos em diferentes bases de suporte.

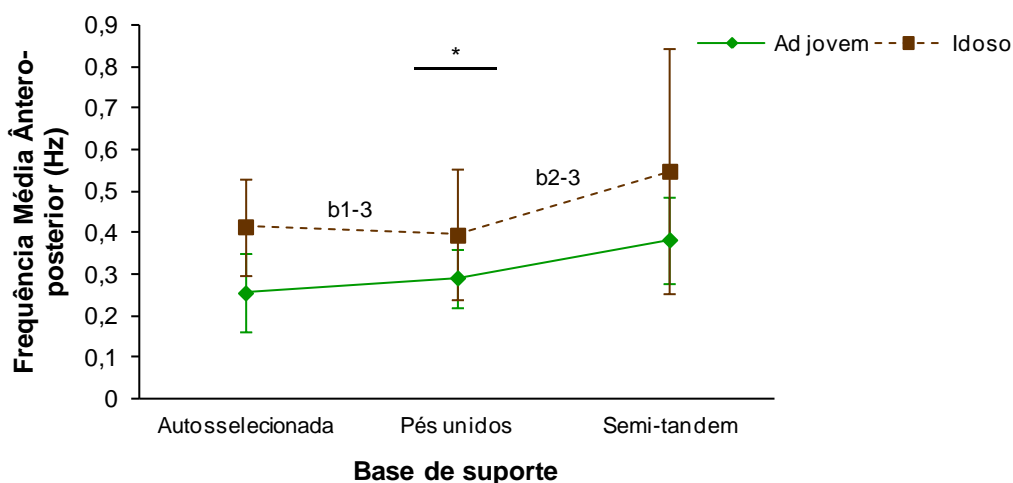


Legenda: o símbolo indica diferença entre grupos sem interação; b1-2 diferença entre BSAS e BSPU sem interação; b1-3 diferença entre BSAS e BSST sem interação; b2-3 diferença entre BSPU e BSST sem interação; *b2 diferença entre os grupos na BSPU; *b3 diferença entre os grupos na BSST; gaj1-2 diferença entre BSAS e BSPU grupo adulto jovem; gaj1-3 diferença entre BSAS e BSST grupo adulto jovem; gi1-2 diferença entre BSAS e BSPU grupo idoso; gi1-3 diferença entre BSAS e BSST grupo idoso; gi2-3 diferença entre BSPU e BSST grupo idoso. As colunas preenchidas representam o grupo adulto jovem e as listradas em diagonal o grupo idoso.

Em relação à variável frequência média de deslocamento ântero-posterior (Gráfico 5), idosos apresentaram maior frequência que jovens ($F_{(1,28)}=18,11$; $p < 0,001$). Houve efeito significativo do fator base de suporte ($F_{(2,56)}=6,46$; $p=0,002$), e os valores de FMAP se elevaram com o aumento da demanda na tarefa; em

outras palavras, a frequência foi maior na base semi-tandem que na base de suporte pés unidos ($p < 0,05$) e que na base autosseleccionada ($p < 0,05$). A ANOVA não detectou interação entre grupos e bases de suporte ($F_{(2,56)} = 0,37$; $p = 0,689$).

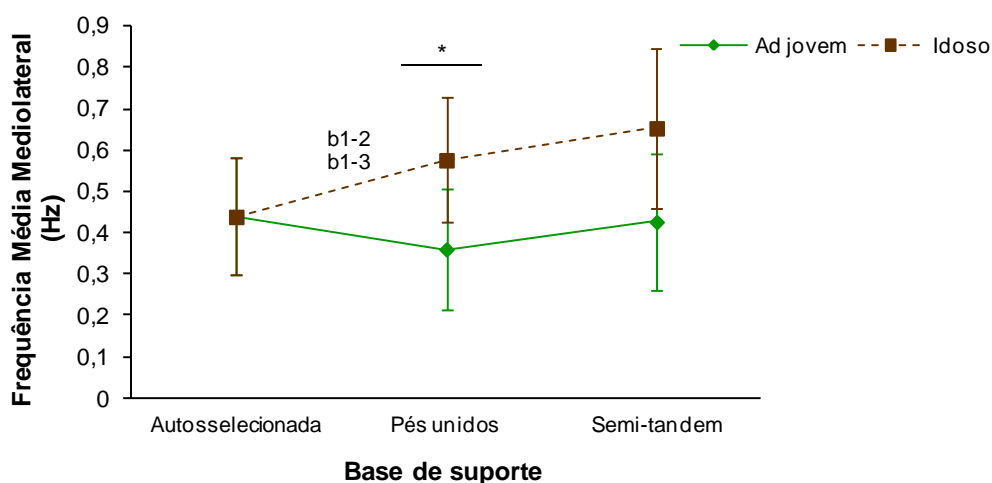
Gráfico 5 – Frequência média de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior de adultos jovens e idosos em diferentes bases de suporte.



Legenda: o símbolo * indica diferença entre grupos sem interação; b1-3 diferença entre BSAS e BSST sem interação; b2-3 diferença entre BSPU e BSST sem interação. As colunas preenchidas representam o grupo adulto jovem e as listradas em diagonal o grupo idoso.

A análise mostrou que idosos apresentaram maiores valores de frequência média de deslocamento mediolateral (Gráfico 6) que jovens ($F_{(1,28)} = 31,08$; $p < 0,001$) e que houve efeito significativo do fator base de suporte ($F_{(2,56)} = 7,48$; $p = 0,001$). O *post-hoc* mostrou que os valores de frequência na base de suporte semi-tandem e da base de suporte pés unidos foram maiores que na base de suporte autosseleccionada ($p > 0,05$). Não houve interação significativa entre grupos e bases de suporte ($F_{(2,56)} = 1,17$; $p = 0,31$).

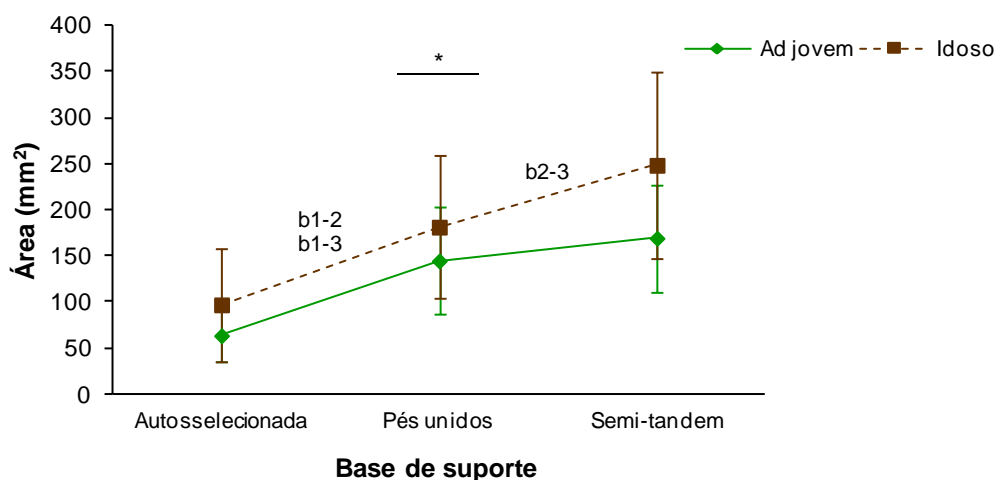
Gráfico 6 – Frequência média de deslocamento do centro de pressão na direção mediolateral de adultos jovens e idosos em diferentes bases de suporte.



Legenda: o símbolo * indica diferença entre grupos sem interação; b1-2 diferença entre BSAS e BSPU sem interação; b1-3 diferença entre BSAS e BSST sem interação. As colunas preenchidas representam o grupo adulto jovem e as listradas em diagonal o grupo idoso.

Como pode ser visualizado no Gráfico 7, idosos apresentaram maiores valores de área que o grupo jovem ($F_{(1,28)}=12,01$; $p<0,001$). Houve efeito significativo no fator base de suporte ($F_{(2,56)}=27,39$; $p=0,001$), e o *post-hoc* mostrou aumento nos valores de área conforme o aumento de demanda na tarefa, com maior área na condição semi-tandem que na base de suporte pés unidos ($p<0,05$) e autosseleccionada ($p<0,05$), assim como maior área na condição base de suporte pés unidos do que a base autosseleccionada ($p<0,05$). A ANOVA não detectou interação significativa entre grupos e bases de suporte ($F_{(2,56)}=1,05$; $p=0,354$).

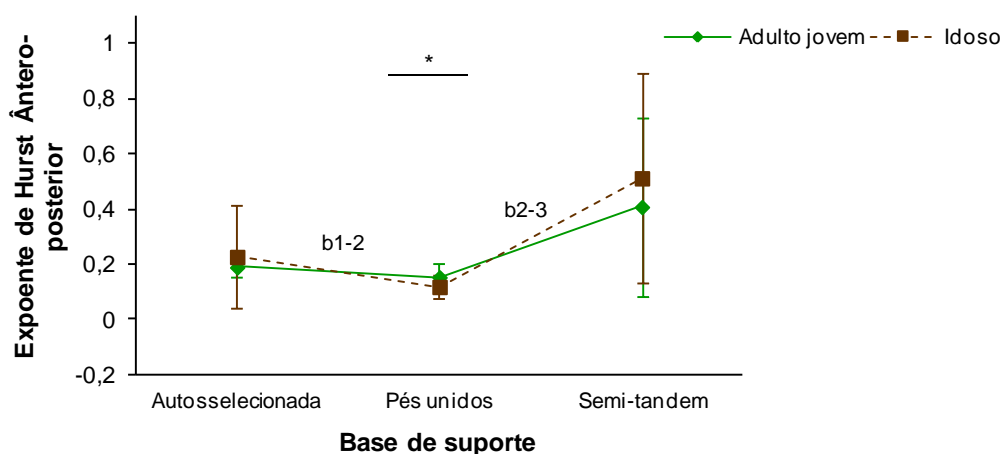
Gráfico 7 – Área de deslocamento do centro de pressão de adultos jovens e idosos em diferentes bases de suporte.



Legenda: o símbolo * indica diferença entre grupos sem interação; b1-2 diferença entre BSAS e BPU sem interação; b1-3 diferença entre BSAS e BSST sem interação; b2-3 diferença entre BPU e BSST sem interação. As colunas preenchidas representam o grupo adulto jovem e as listradas em diagonal o grupo idoso.

No que diz respeito à variável estrutural expoente de Hurst, na direção ântero-posterior (Gráfico 8) não foi detectada diferença significativa no fator grupos ($F_{(1,28)}=0,61$; $p=0,438$). No entanto, observou-se diferenças significativas no fator base de suporte ($F_{(2,56)}=17,89$; $p<0,001$). O *post-hoc* registrou valores mais elevados de H_{AP} na base de suporte semi-tandem em comparação às outras duas ($p<0,05$). Não houve interação entre grupos e bases de suporte ($F_{(2,56)}=0,74$; $p=0,479$).

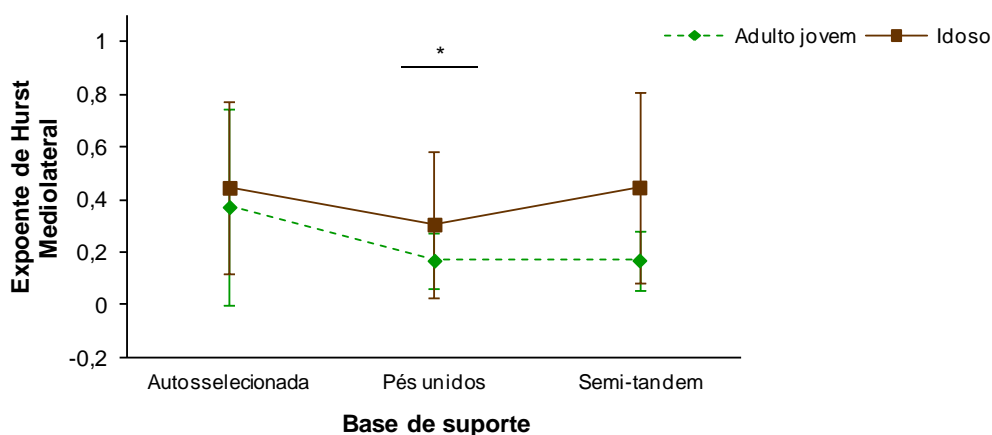
Gráfico 8 – Expoente de Hurst do deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior de adultos jovens e idosos em diferentes bases de suporte.



Legenda: símbolo b1-3 indica diferença entre BSAS e BSST sem interação e b2-3 diferença entre BSPU e BSST sem interação. As colunas preenchidas representam o grupo adulto jovem e as listradas em diagonal o grupo idoso.

Para a variável estrutural expoente de Hurst mediolateral (Gráfico 9), a ANOVA detectou efeito principal significativo apenas no fator grupos ($F_{(1,28)}=0,7,44$; $p=0,008$), com idosos apresentando maior valor que jovens. Não foi observada diferença significativa no fator base de suporte ($F_{(2,56)}=2,82$; $p=0,065$), nem interação entre grupos e bases de suporte ($F_{(2,56)}=1,051$; $p=0,354$).

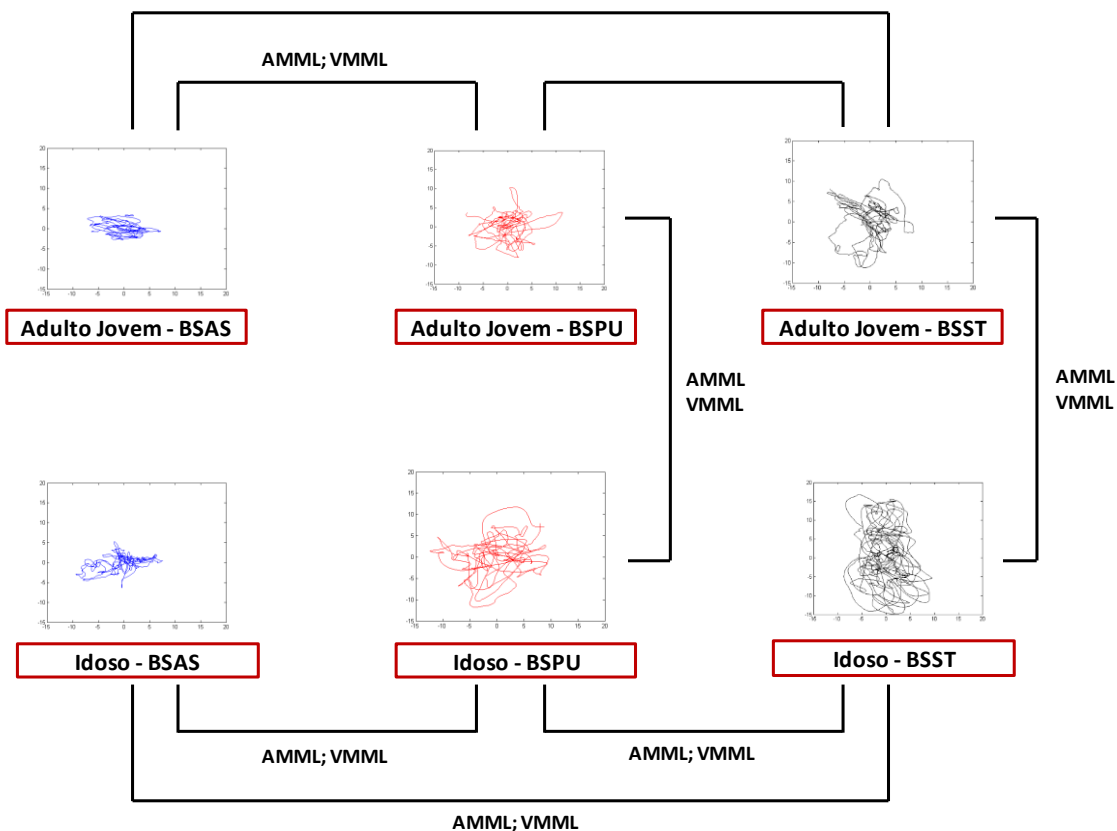
Gráfico 9 – Expoente de Hurst do deslocamento do centro de pressão na direção mediolateral de adultos jovens e idosos em diferentes bases de suporte.



Legenda: o símbolo ___*___ indica diferença entre grupos sem interação. As colunas preenchidas representam o grupo adulto jovem e as listradas em diagonal o grupo idoso.

A Figura 3 mostra apresenta uma síntese das diferenças de magnitude da oscilação corporal observadas entre adultos jovens e idosos, na postura ereta quieta, em diferentes bases de suporte.

Figura 3 – Representação esquemática das diferenças no controle postural (magnitude na oscilação corporal) entre adultos jovens e idosos, em diferentes bases de suporte. São apresentados estatocinesigramas típicos de cada um dos grupos etários, em cada tipo de tarefa, durante 30 segundos. Em cada estatocinesigrama, o eixo x se refere à direção ântero-posterior e o eixo y à direção mediolateral.



Legenda. AMAP: amplitude média de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior. AMML: amplitude média de deslocamento do centro de pressão na mediolateral. VMAP: velocidade média de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior. VMML: velocidade média de deslocamento do centro de pressão na direção mediolateral.

5.3 Discussão

O objetivo do Estudo 1 foi verificar se, na postura ereta quieta, o aumento na demanda da tarefa (base de suporte) seria capaz de evidenciar possíveis diferenças no comportamento motor emergente (magnitude e estrutura da oscilação corporal) entre jovens e idosos. Para tal, se considerou que permanecer nas bases de suporte pés unidos (REYNOLDS, 2010) e semi-tandem (BARELA *et al.*, 2009; ERA *et al.*,

2006) ofereceria maior demanda ao sistema de controle postural do que na base de suporte autosselecionada. De fato, um relato presente durante a coleta, tanto de jovens quanto de idosos, foi que se manter estável na base de suporte autosselecionada era mais fácil que nas outras duas, sendo a base de suporte semi-tandem considerada a mais difícil das três por 93% dos voluntários. Esta avaliação subjetiva foi confirmada pelos dados anteriormente apresentados em que o comportamento observado na base de suporte semi-tandem exibiu maior oscilação corporal, seguida pela base de suporte pés unidos. Uma primeira conclusão é que a base de suporte semi-tandem parece realmente ser a condição que apresenta maior nível de dificuldade em se manter na postura ereta quieta.

Os resultados mostraram que o aumento na demanda da tarefa evidenciaram mudanças de magnitude (porém não de estrutura) no controle postural com o envelhecimento, tanto em termos de amplitude, quanto de velocidade. Além disso, as diferenças ocorreram na direção em que houve redução na base de suporte (mediolateral) e tal efeito foi mais evidente na base de suporte semi-tandem do que na base pés unidos.

Quando se avaliou a oscilação corporal de cada grupo etário e para cada tarefa, verificou-se que o aumento na demanda imposta aos sistemas responsáveis pelo controle postural da mesma implicou em maiores valores relacionados às variáveis amplitude e velocidade de oscilação, especificamente na direção mediolateral (AMML e VMML). Analisando-se somente o grupo jovem, o aumento na dificuldade da tarefa implicou em elevação nos valores dessas duas variáveis, porém sem diferenças entre os resultados obtidos entre as bases de suporte semi-tandem e pés unidos. No caso do grupo idoso, tais variáveis também foram afetadas pelo aumento na dificuldade da tarefa, sendo que na base de suporte semi-tandem, os valores foram ainda mais elevados que na base pés unidos. Portanto, no grupo com maior idade tais variáveis foram mais sensíveis ao aumento da demanda da tarefa provocado pelas mudanças na base de suporte.

Foi possível observar nos resultados obtidos que o aumento na demanda da tarefa não evidenciou diferenças de estrutura da oscilação corporal entre os grupos etários avaliados. Não foram encontrados na literatura trabalhos que investigassem mudanças estruturais no controle postural com o envelhecimento, utilizando bases de suporte que oferecessem maior demanda para o sistema de controle postural.

O presente estudo corrobora o trabalho de Cavalheiro *et al.* (2009), que não observaram diferenças na estrutura da oscilação corporal entre jovens e idosos (70-89 anos), ao realizarem três tentativas de 30 segundos, com alvo a dois metros de distância, numa base de suporte autosselecionada. Foram encontrados outros três trabalhos que compararam idosos e adultos jovens, observando diferenças estruturais nas séries temporais dos grupos. Enquanto um observou diferenças entre os grupos apenas na direção ântero-posterior (NORRIS *et al.*, 2005), outros dois encontraram nas duas direções (AMOUD *et al.*, 2007; BORG; LAXABACK, 2010).

Essa divergência entre os resultados obtidos no presente trabalho e outros encontrados na literatura possivelmente se deve às diferenças entre os métodos utilizados. Nos trabalhos realizados por Amoud *et al.* (2007) e Borg e Laxaback (2010), a amostra foi composta por idosos institucionalizados, o que pode ser uma possível explicação para as divergências de resultados referentes à organização temporal do padrão de oscilação entre tais trabalhos e o presente estudo. Assim, embora as razões das diferenças entre os resultados não estejam claras até o presente momento, é provável que se deva às diferenças nos métodos, especialmente à questão de a amostra ser constituída por idosos institucionalizados, grupo que possui características funcionais e comportamentais distintas daqueles não institucionalizados (ARAÚJO; CEOLIM, 2006; CRIMMINS; SOLÉ-AURO, 2013).

Amoud *et al.* (2007) avaliaram idosos homens ($80,0 \pm 2,2$ anos) e mulheres ($80,8 \pm 6,0$ anos), com tentativa de 20 segundos, e voluntários que olharam para um alvo a dois metros de distância. Mais recentemente, Borg e Laxaback (2010) investigaram a oscilação corporal em idosos de 64 a 91 anos, que permaneciam na plataforma de força por 10 segundos, e realizavam duas tentativas nessa condição, olhando para um alvo a três metros de distância.

O trabalho de Norris *et al.* (2005), apesar de ter avaliado um grupo de idosos com idade próxima do presente estudo (68-79 anos), além do tempo de coleta (tentativa) ser o mesmo, encontrou um comportamento mais anti-persistente no grupo mais velho em comparação a adultos jovens. No entanto, não existem detalhes sobre a distância do alvo, o gênero dos participantes, nem se são institucionalizados ou vivem na comunidade. Assim, não é possível esclarecer totalmente as razões das divergências entre esse último estudo e o presente.

Foi possível verificar que o comportamento de ambos os grupos, em relação à magnitude da oscilação corporal, foi afetado pela restrição da base de suporte,

especialmente na direção em que houve a restrição (mediolateral). Trabalhos anteriores observaram que a exigência da tarefa pode afetar a oscilação corporal em jovens (BARELA *et al.*, 2009; GILLETTE; ABBAS, 2003; KIRBY; PRICE; MACLEOD, 1987; REYNOLDS, 2010), em atletas de ginástica (VUILLERME *et al.*, 2001) e em idosos (PRIOLI *et al.*, 2006). Uma das explicações é que o tamanho da base de suporte influencia a estabilidade corporal (NEJC *et al.*, 2010), sendo que a diminuição no tamanho da base de suporte afeta a oscilação corporal (BENJUJA; MELZER; KAPLANSKI, 2004; ERA *et al.*, 2006; GILLETTE; ABBAS, 2003). Isso acontece especialmente na direção em que ocorreu tal redução (KIRBY; PRICE; MACLEOD, 1987), o que pode ser uma explicação para as diferenças de magnitude encontradas no presente estudo, que ocorreram na direção mediolateral.

Corroborando os achados do presente trabalho, Barela *et al.* (2009) ao compararem a oscilação corporal de jovens em uma base com pés paralelos e afastados (semelhante à autosselecionada) com a base de suporte semi-tandem, também encontraram aumento da magnitude de oscilação, especialmente na direção mediolateral. Em outro estudo que avaliou jovens nas bases de suporte “pés paralelos” e “pés unidos” (KIRBY; PRICE; MACLEOD, 1987), verificou-se que a restrição na direção mediolateral afetou significativamente a oscilação (excursão) do centro de pressão, e nessa mesma direção.

No presente trabalho, quando se compararam os dois grupos em cada base de suporte, observou-se que nas bases semi-tandem e pés unidos, para duas das três variáveis globais especificamente relacionadas à direção mediolateral, idosos apresentaram maior magnitude de oscilação corporal que jovens. Na base de suporte autosselecionada, por sua vez, não houve diferença entre os grupos. Cabe ressaltar que o grupo idoso foi ainda mais sensível ao aumento na demanda da tarefa (maiores resultados de AMML e VMML na base semi-tandem que na base pés unidos).

Uma possível explicação para o aumento na amplitude de oscilação nas bases pés unidos e semi-tandem, em comparação à autosselecionada, efeito que aconteceu para os dois grupos analisados, estaria relacionada a fatores biomecânicos, uma vez que nas duas bases há aumento da demanda na direção mediolateral. No caso da base semi-tandem, há fundamental participação dos músculos do quadril, enquanto na base de suporte autosselecionada está

principalmente sob o controle dos dorsiflexores e flexores plantares (tornozelo) (WINTER *et al.*, 1996).

É possível que o fato de as diferenças de magnitude da oscilação corporal obtidas entre idosos e jovens terem sido evidenciadas pela realização de uma tarefa com maior demanda se deva a diferenças no padrão biomecânico entre os grupos, como resposta ao aumento no nível de dificuldade da tarefa. No trabalho realizado por Amiridis, Hatzitakib e Arabatzi (2003), que avaliaram idosos e jovens de idades semelhantes ao presente estudo, o estreitamento mediolateral da base de suporte (tandem e pés unidos em relação à autosselecionada) levou ao aumento da amplitude de oscilação, além de mudanças no padrão cinemático e eletromiográfico.

Enquanto no caso dos jovens houve aumento da atividade dos músculos do tornozelo apenas, nos idosos houve aumento na atividade do tornozelo e do quadril, demonstrado por análise cinemática e eletromiográfica (AMIRIDIS; HATZITAKIB; ARABATZI, 2003). Segundo os autores, tais resultados poderiam estar relacionados à produção insuficiente de torque pelos músculos do tornozelo nos idosos, necessária para neutralizar o grande momento de inércia na direção ântero-posterior. Ainda de acordo com os autores, ocorre maior utilização dos músculos do quadril pelos idosos para manter a postura ereta em uma base de suporte com maior nível de exigência. Em outras palavras, com o aumento da demanda dos sistemas de controle postural, jovens aumentaram a atividade dos músculos do tornozelo, enquanto idosos aumentaram a ativação dos músculos do tornozelo e também do quadril, implicando em maior movimentação mediolateral, que resultou em maior amplitude e velocidade de oscilação na mesma direção. Portanto, é possível que o grupo mais velho tenha apresentado um comportamento adaptativo a fim de conseguir realizar a tarefa que lhe foi solicitada (CLARK; WHITALL, 1989).

Assim, os maiores valores de amplitude e velocidade na direção mediolateral nos grupos de maior idade estariam relacionados à restrição na direção mediolateral que as bases de suporte pés unidos e semi-tandem proporcionam, o que leva ao aumento da distância percorrida e ao mesmo tempo da atividade regulatória para tentar se manter dentro dos limites da estabilidade (MAKI, HOLLIDAY; FERNIE, 1990; PRIETO *et al.*, 1996; ROCCHI; CHIARI; HORAK, 2002).

Outra possível explicação é que a redução da base de suporte poderia levar à necessidade de um braço de alavanca mais longo, a fim de garantir o torque restaurativo adequado para corrigir a posição do centro de massa, provocando

mudanças na oscilação corporal. Caso o torque desenvolvido não seja o ideal, o corpo poderá oscilar além dos limites da estabilidade, evocando uma nova demanda para correção o que irá refletir nos valores das variáveis extraídas do centro de pressão (NEJC *et al.*, 2010). Por isso, indivíduos que por algum motivo tenham tido perdas em algum dos sistemas envolvidos no controle postural, tais como acontece no envelhecimento, apresentam maior dificuldade em manter o equilíbrio postural.

Ao se observar os resultados da análise estrutural do presente trabalho, verifica-se que, de um modo geral, os valores médios de H, para ambos os grupos encontram-se abaixo de 0,5, o que caracteriza existência de correlações de longo alcance no deslocamento do centro de pressão (DELIGNIERES *et al.*, 2003; HU *et al.*, 2001), além de anti-persistência (GOLDBERGER *et al.*, 2002; BORG; LAXABACK, 2010). Tais resultados corroboram a literatura de controle postural, que tem verificado em séries temporais de oscilação corporal de jovens e idosos (especialmente na base de suporte autosselecionada ou normal) correlação e anti-persistência (DELIGNIERES *et al.*, 2003; CAVALHEIRO *et al.*, 2009; AMOUD *et al.*, 2007; BORG; LAXÁBACK, 2010; NORRIS *et al.*, 2005). Esse tipo de comportamento emergente observado em ambos os grupos sugere uma tentativa de reduzir o movimento e resistir ao afastamento do centro da base de suporte, visando manter a estabilidade postural (NORRIS *et al.*, 2005).

Entretanto, na base de suporte semi-tandem (direção ântero-posterior para ambos os grupos) e na direção mediolateral (apenas idosos) foram observados valores de H próximos de 0,5, o que caracteriza séries temporais não correlacionadas, aleatórias (DELIGNIERES *et al.*, 2003; ROERDINK *et al.*, 2006).

Especificamente para os resultados obtidos na direção ântero-posterior, observou-se valores mais elevados de H na base de suporte semi-tandem que nas demais. As razões para os resultados de estrutura da oscilação corporal nesta direção não estão claras, mas talvez estejam relacionadas ao modo de ação muscular no equilíbrio mediolateral em comparação ao controle da oscilação ântero-posterior. Em bases de suporte simétricas, como é o caso da BSAS e BSPU, dois mecanismos agem de maneira independente nas direções ântero-posterior e mediolateral para minimizar a oscilação corporal, que são o mecanismo do tornozelo (dorsiflexores e flexores plantares) e o mecanismo de carga e descarga do quadril (adutores e abdutores), respectivamente, para tais direções (WINTER *et al.*, 1996).

No caso de uma base de suporte assimétrica, como é o caso da BSST (MARKOVIC *et al.*, 2014), as articulações dos tornozelos estão desalinhadas, e os mecanismos musculares que interferem na oscilação corporal na direção ântero-posterior não agem de maneira independente daqueles que interferem na oscilação mediolateral. Em outras palavras, a ação muscular dos adutores e abdutores do quadril interferem tanto na movimentação (oscilação) ântero-posterior quanto mediolateral.

Na BSST, a necessidade de ação muscular de adutores e abdutores do quadril é acentuada, pois há um estreitamento na direção ML, o que proporciona maior ação daquele grupo muscular para tentar minimizar o movimento (oscilação) nessa mesma direção. Acontece que tal grupo muscular age também na direção ântero-posterior, porém de uma maneira inapropriada, gerando maior movimentação ântero-posterior, e os dorsiflexores e plantares agem cancelando essa “ação”. Por isso, numa base de suporte assimétrica - como é o caso da semi-tandem - a ação muscular resultante (direção ântero-posterior) se deve à ação do mecanismo do tornozelo menos a “contribuição” do mecanismo do quadril (WINTER *et al.*, 1996).

Desta forma, embora a BSST ofereça uma ampliação na direção ântero-posterior, o que levaria a uma redução da oscilação na mesma direção (KIRBY; PRICE; MACLEOD, 1987), houve aumento da magnitude (de um modo geral) nessa direção, porém os grupos (jovens e idosos) fizeram isso às custas de um comportamento menos corretivo (valores de H próximos de 0,5) em relação às demais bases, que apresentaram comportamento mais corretivo (anti-persistente).

Em outras palavras, na BSST, direção ântero-posterior, houve a adoção de um comportamento mais aleatório e menos corretivo, em detrimento de haver um aumento na magnitude nesta mesma direção. Isto é, na direção ântero-posterior, o comportamento foi mais estável em relação à dinâmica temporal, porém menos estável em termos de magnitude da oscilação corporal, o que poderia estar relacionado a uma mudança de estratégia, em relação às demais bases de suporte, para conseguir realizar a tarefa que foi proposta.

Quando se analisou os resultados da estrutura de oscilação na direção mediolateral, embora não se tenha observado diferenças entre as bases de suporte, nem interação, de um modo geral verificou-se em idosos um comportamento menos corretivo (maiores valores de H). Assim, embora a restrição afete os valores de magnitude da oscilação na mesma direção (KIRBY; PRICE; MACLEOD, 1987), a

redução da estabilidade não levou a um comportamento mais corretivo, mas ao contrário, um comportamento tendendo a aleatório.

Na perspectiva dos achados de Prioli *et al.* (2006), uma tarefa com menor demanda pode ser insuficiente para expor diferenças entre indivíduos em fases distintas do desenvolvimento. Isso pode acontecer porque o sistema de controle postural não está trabalhando próximo de seu limite. Outro fator a ser considerado é que parte da oscilação na postura ereta quieta pode ser controlada pelo indivíduo (STOFFREGEN *et al.*, 2006) e o aumento na dificuldade da tarefa é capaz de reduzir ou minimizar o controle voluntário da oscilação corporal na postura ereta quieta (REYNOLDS, 2010).

Pode-se especular, portanto, que uma tarefa com maior dificuldade visando avaliar o controle postural seria mais apropriada para expor possíveis diferenças entre grupos etários distintos, favorecendo a investigação das mudanças ao longo da vida, inclusive na senescência. Ainda, de acordo com Reynolds (2010), é possível que o déficit no controle postural possa reduzir a própria habilidade de controle voluntário da postura ereta quieta por parte do indivíduo. Ao considerar esse último fator, os voluntários teriam menor condição de controle voluntário e, deste modo, esse seria menos um fator interveniente ao se utilizar uma tarefa que oferece maior desafio ao sistema de controle postural para comparar adultos jovens e idosos. Seria assim, mais uma justificativa para o uso de uma tarefa com maior dificuldade ao pesquisar diferenças no controle postural entre grupos etários.

Embora alguns trabalhos tenham observado que o aumento na demanda da tarefa é capaz de evidenciar diferenças de magnitude da oscilação corporal entre grupos etários distintos, não foram encontrados na literatura estudos que investigaram as mudanças na estrutura da oscilação corporal (persistência e correlação) com o envelhecimento, utilizando para isso bases de suporte que oferecem maior demanda ao sistema de controle postural, como é o caso das bases “pés unidos” e “semi-tandem”, o que impossibilita a comparação do presente trabalho com outros. Porém, os resultados sugerem que, mesmo quando se expõe o sistema de controle postural para trabalhar mais próximo do limite de sua capacidade, ou seja, em uma tarefa que ofereça maior demanda, não são observadas mudanças na estrutura dinâmica da organização temporal do movimento quando se comparam idosos a jovens.

Em conjunto, dados sobre a magnitude e a estrutura da oscilação corporal trouxeram informações sobre como o idoso adapta seu comportamento motor (oscilação corporal) com vistas a realizar a tarefa que lhe foi solicitada com competência, ou seja, conseguindo permanecer pelo tempo determinado, o mais imóvel possível. A manipulação da tarefa (aumento na demanda da base de suporte) foi capaz de evidenciar diferenças de magnitude (mediolateral) entre indivíduos de grupos etários diferentes, fazendo surgir um novo comportamento emergente, resultante da interação entre organismo, ambiente e tarefa. Tal efeito foi mais evidente na base de suporte semi-tandem do que na base de suporte pés unidos. Assim, os resultados obtidos suportam parcialmente a hipótese 1, uma vez que o aumento na demanda da tarefa não evidenciou diferenças de estrutura da oscilação corporal em grupos etários distintos.

6 ESTUDO 2: “Desenvolvimento do controle postural ao longo da senescência”

Esse segundo estudo buscou investigar como ocorre o desenvolvimento do controle postural ao longo da senescência, tanto em termos de magnitude, quanto de estrutura da oscilação corporal.

6.1 Método

6.1.1 Amostra

Foram recrutados para o Estudo 70 voluntários, sendo que 9 foram excluídos da amostra por fazerem parte de algum dos critérios de exclusão (nove eram diabéticos e um não obteve pontuação suficiente no Mini-mental) e um por querer participar apenas das avaliações iniciais (anamnese e questionário). Assim, fizeram parte da amostra do estudo 15 adultos jovens (20-25 anos), 15 idosos jovens (65-70 anos), 15 idosos médios (75-80 anos) e 15 idosos longevos (85-90 anos). O tamanho da amostra foi estabelecido a partir de estudos piloto, em que se mostrou adequado para análise estatística. Entre os participantes do Estudo 2, 15 fizeram parte também do Estudo 1 (10 adultos jovens, 4 idosos jovens e 1 idoso médio). A escolha da amplitude da faixa etária (5 anos) objetivou evitar grande variabilidade comportamental dentro dos grupos (quanto maior a amplitude da faixa etária, maior variabilidade de comportamento dentro do grupo, sendo que a variabilidade na senescência já é alta). Ao mesmo tempo, adotou-se a estratégia de deixar um intervalo (5 anos) entre os grupos, pois pessoas em idades próximas, mas em grupos distintos (por exemplo um idoso de 79 e outro de 81 anos) poderiam apresentar características comportamentais semelhantes, dificultando a caracterização de cada grupo etário.

Foram considerados critérios de exclusão possuir amputação de membros inferiores, prótese total de quadril ou joelho, diabetes, histórico prévio de acidente vascular encefálico, doença de Parkinson, algum tipo de comprometimento

neuromuscular ou músculo-esquelético que comprometesse a realização da tarefa, limitação visual que impeça realização da tarefa, apresentar déficit cognitivo (Mini-Exame do Estado Mental) e ainda necessitar de dispositivo de auxílio à marcha para permanecer em pé ou estar em crise vertiginosa aguda. Todos os participantes eram saudáveis e viviam na comunidade (não institucionalizados).

A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Minas Gerais, sob parecer nº 01258012.6.0000.5149 (ANEXO I). Os voluntários que concordaram em participar assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO II).

6.1.2 Instrumento e Tarefa

Foi realizada posturografia estática em plataforma de força (AMTI®, *Advanced Mechanical Technology*, modelo OR6-6-1000), com área de superfície de 46,4 cm x 50,8 cm e frequência de aquisição de 100 Hz, acoplada a um sistema computadorizado *Qualisys – ProReflex MCU*, que forneceu a medida do centro de pressão (COP). O sinal coletado foi filtrado por meio de um filtro Butterworth passa-baixa com frequência de corte de 10 Hz (YU *et al.*, 2008).

Durante a realização da tarefa, o indivíduo permaneceu descalço, em postura ereta quieta e apoio bipodal, com os braços relaxados ao lado do tronco, olhando para um ponto fixo (alvo circular com 3,0 cm de diâmetro) à altura dos olhos, fixado em uma parede a 0,85 m de distância (PAULUS *et al.*, 1989).

A escolha da tarefa teve como referência os resultados do primeiro Estudo, que apontaram a base de suporte semi-tandem como apropriada para evidenciar mudanças no controle postural (oscilação corporal) com o envelhecimento. O voluntário executou as tentativas na base de suporte semi-tandem (Figura 4), que consistiu em posicionar os pés um à frente do outro, com o calcanhar do pé preferencial à frente e ao nível da base do quinto metatarso do pé não preferencial (BACINNI *et al.*, 2007). Em cada uma delas, ele permaneceu por 35 segundos na posição estabelecida, sem perder o contato dos pés com a plataforma de força. Foram realizadas três tentativas (PINSULT; VUILLERME, 2009), sendo eliminados os cinco segundos iniciais (SEIGLE; RAMDANI; BERNARD, 2009) de cada uma

delas e o intervalo de descanso entre uma tentativa e outra foi de 60 segundos, tempo em que o indivíduo permaneceu sentado.

Figura 4 – Base de suporte semi-tandem.



Para assegurar que não houve variação na posição dos pés entre as tentativas, foi realizada uma marca em volta dos pés imediatamente antes da primeira tentativa realizada. Nas tentativas subsequentes o voluntário foi orientado a posicionar os pés dentro desta marcação, atendendo ao primeiro posicionamento.

6.1.3 Procedimentos

Antes da coleta dos dados, foi realizado o Mini-Exame do Estado Mental (ALMEIDA, 1998) para o grupo de idosos (ANEXO III). Os idosos que obtiveram escores abaixo de 19 (analfabeto) ou 23 (com escolaridade) foram considerados com déficit cognitivo (BRUCKI *et al.*, 2003) e, portanto não foram incluídos na amostra. Foi aplicado também o Questionário Internacional de Atividade Física – Versão Curta (IPAQ) (MATSUDO *et al.*, 2001) para todos os participantes, que foram classificados em “muito ativos”, “ativos”, “irregularmente ativos” e “sedentários”, de acordo com o nível de atividade física (ANEXO V).

No dia da coleta, os voluntários foram encaminhados ao laboratório, onde foi realizada anamnese, por meio da qual foram obtidas as seguintes informações: nome, data de nascimento, sexo, data e horário da avaliação, avaliador, data e horário em que realizou exercício físico pela última vez, doenças existentes e medicamentos em uso (ANEXO IV). Após certificar-se de que o voluntário não havia

realizado exercício físico nas 24 horas que antecederam a avaliação (PAILLARD, 2012), ele foi encaminhado ao local onde ficava a plataforma de força para mensuração da oscilação corporal, e foram passadas instruções em relação aos procedimentos e às tarefas que seriam realizadas. No caso dos idosos, um auxiliar permaneceu atrás deles ao longo das tentativas, porém fora de seu campo de visão, e foi avisado que ele estaria pronto para auxiliar se fosse necessário, como no caso de uma possível queda.

A coleta de dados aconteceu em um único dia, em local silencioso e reservado para este fim. No momento da mensuração da oscilação corporal sobre a plataforma de força, o voluntário foi instruído a não conversar e tentar se mover o mínimo possível.

Antes de cada tentativa, a instrução verbal foi “pode se posicionar”. Assim que ele se posicionou no local indicado sobre a plataforma, o comando foi: “prepara”, e após três segundos “começou” e então o ícone “start” no computador foi acionado e iniciou a aquisição de dados.

6.1.4 Variáveis dependentes

Após serem eliminados os cinco segundos iniciais da série temporal de oscilação (SEIGLE; RAMDANI; BERNARD, 2009), foram extraídas variáveis de magnitude e estruturais derivadas do centro de pressão, as quais constituem variáveis dependentes do presente estudo.

Foram calculadas a partir da medida do centro de pressão as variáveis de magnitude (amplitude e velocidade), que no primeiro Estudo se mostraram mais sensíveis às alterações no controle postural com o envelhecimento: amplitude média de deslocamento ântero-posterior (AMAP), amplitude média de deslocamento mediolateral (AMML), velocidade média de deslocamento ântero-posterior (VMAP) e velocidade média de deslocamento mediolateral (VMML).

Visando avaliar a estrutura da série temporal de oscilação corporal (centro de pressão), foi calculado o expoente de Hurst por meio da *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA), obtendo-se o valor da variável H nas direções ântero-posterior (H_{AP}) e mediolateral (H_{ML}). Para o cálculo das variáveis globais e estruturais derivadas do

deslocamento do centro de pressão foi criada uma rotina específica no *Software* Matlab 18,0.

6.1.5 Análise dos dados

Foram aplicados testes inferenciais para cada uma das variáveis derivadas do centro de pressão. Para verificar a distribuição normal dos dados, foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk e para averiguar a homocedasticidade das variâncias, o teste de Levene. Como os dados não apresentaram distribuição normal, nem igualdade de variâncias, a oscilação corporal dos indivíduos em quatro faixas etárias (para cada variável dependente) foi comparada por meio do teste de Kruskal-Wallis. Quando houve diferença entre os grupos, foi realizado o *post-hoc* de Dunn. Utilizou-se o *software* SigmaStat 3.5, adotando-se um nível de significância de 0,05.

6.2 Resultados

A caracterização da amostra do presente trabalho (idade e estado cognitivo) é apresentada na Tabela 2, e as características antropométricas no APÊNDICE A. Para que não houvesse efeito do nível de atividade física e do sexo, os quatro grupos foram pareados nestas condições, apresentando-se semelhantes nestas variáveis. Conforme pode ser visualizado na Tabela 3, cada grupo apresentou quatro voluntários do sexo masculino e 11 do sexo feminino; além disso, em cada grupo etário havia um voluntário sedentário, 11 irregularmente ativos e três ativos.

Tabela 2 – Média, desvio padrão, limite inferior e limite superior da idade e do estado cognitivo (Minimal) dos voluntários em cada grupo.

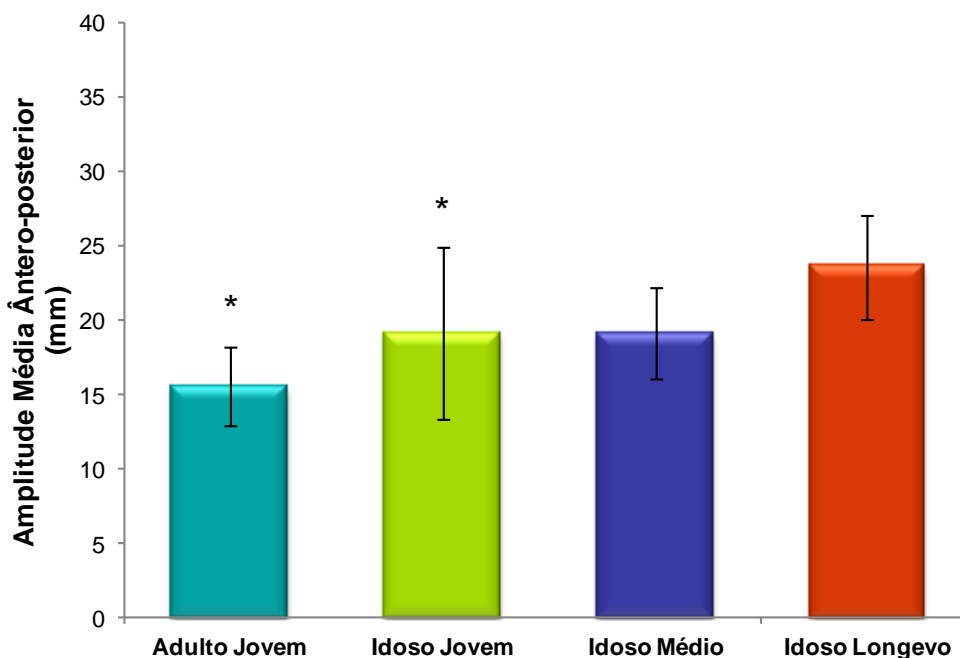
		Adulto jovem	Idoso jovem	Idoso médio	Idoso longo
Idade (anos)	Média	22,8	67,8	77,5	86,7
	Desvio padrão	1,19	1,81	1,58	1,74
	Mínimo	21,0	65,5	75,2	85,1
	Máximo	24,5	70,8	80,1	90,6
Estado cognitivo	Média	-	26,8	26,4	26,27
	Desvio padrão		2,24	2,32	2,28
	Mínimo	-	23,0	21,0	23,0
	Máximo	-	30,0	29,0	29,0

Tabela 3 – Distribuição do número de voluntários por nível de atividade física (IPAQ) e sexo em cada um dos grupos etários (n=60).

		Nível de atividade física		
		Sedentário	Irregularmente ativo	Ativo
Sexo feminino	1	8	2	
Sexo masculino	-	3	1	

No que diz respeito à variável amplitude média de deslocamento ântero-posterior do centro de pressão (Gráfico 10), foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($H=21,386$; $p<0,001$), sendo que idosos longevos apresentaram maior amplitude de oscilação que idosos jovens ($p<0,05$) e adultos jovens ($p<0,05$).

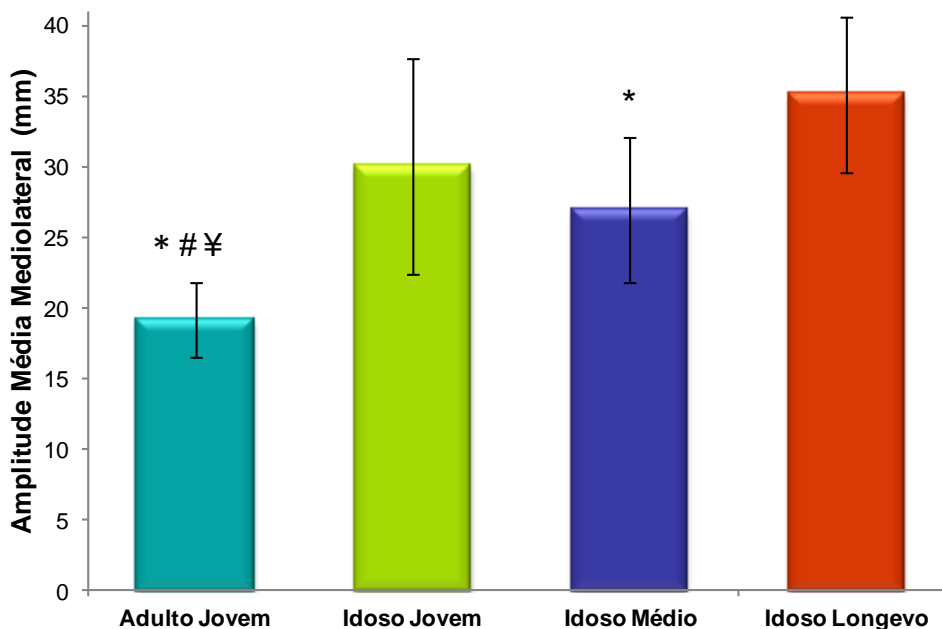
Gráfico 10 – Amplitude média e desvio padrão do deslocamento ântero-posterior do centro de pressão dos grupos na postura ereta quieta. Os grupos assinalados com (*) apresentam diferença em relação aos idosos longevos.



Legenda: os grupos assinalados com (*) apresentam diferença em relação aos idosos longevos.

Ao se comparar os valores médios da amplitude de deslocamento mediolateral do centro de pressão obtidos entre os quatro grupos etários (Gráfico 11), verificou-se diferença estatística) entre eles ($H=33,800$; $p<0,001$), sendo que foi observada maior amplitude em longevos em comparação a idosos médios ($p<0,05$) e adultos jovens ($p<0,05$). Também idosos médios oscilam em maior amplitude que adultos jovens ($p<0,05$), assim como idosos jovens que adultos jovens ($p<0,05$).

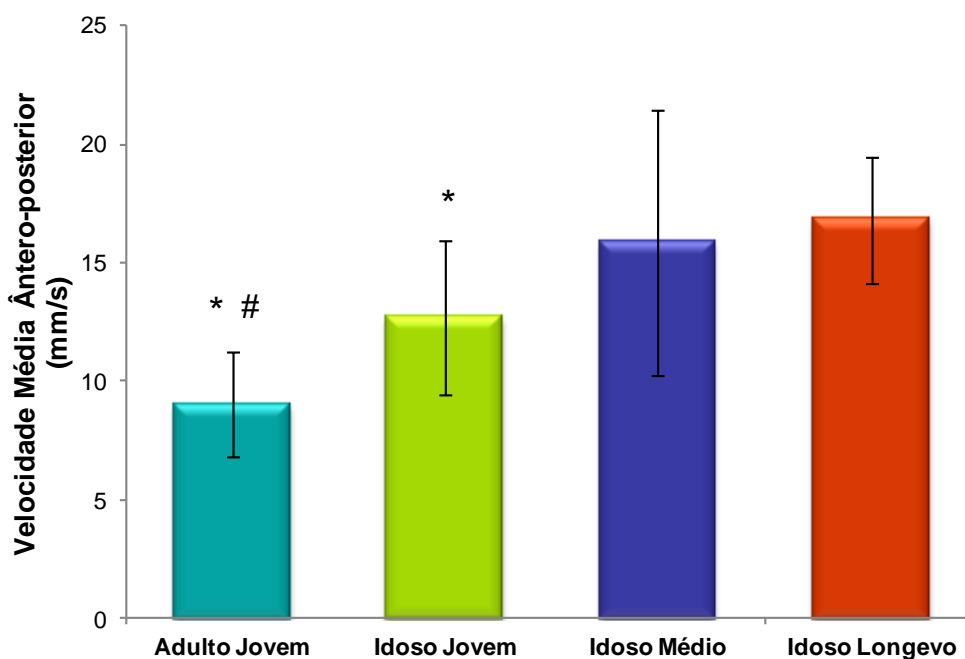
Gráfico 11 – Amplitude média e desvio padrão do deslocamento mediolateral do centro de pressão dos grupos na postura ereta quieta. Os grupos assinalados com (*) apresentam diferença em relação aos idosos longevos, os grupos assinalados com (#) diferença em relação aos idosos médios e aqueles com (¥) diferença em comparação a idosos jovens.



Legenda: os grupos assinalados com (*) apresentam diferença em relação aos idosos longevos, os grupos assinalados com (#) diferença em relação aos idosos médios e aqueles com (¥) diferença em comparação a idosos jovens.

Para a variável velocidade média de deslocamento ântero-posterior do centro de pressão (Gráfico 12), foi encontrada diferença significativa entre os quatro grupos analisados ($H=31,783$; $p<0,001$). De acordo com o *post-hoc*, idosos longevos oscilam em maior velocidade que idosos jovens ($p<0,05$) e adultos jovens ($p<0,05$) e idosos médios que adultos jovens ($p<0,05$).

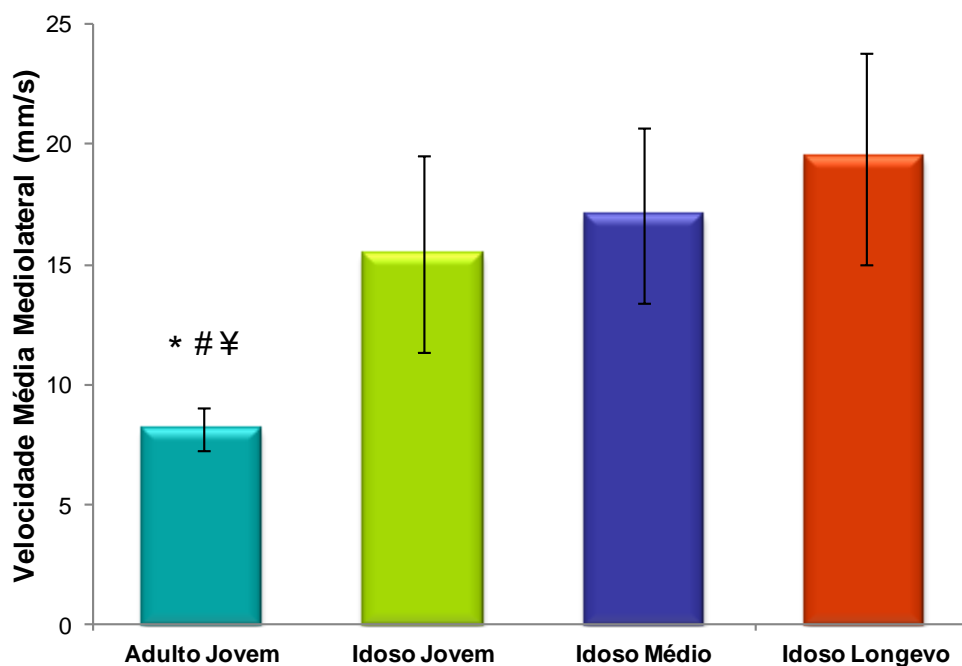
Gráfico 12 – Velocidade média e desvio padrão do deslocamento ântero-posterior do centro de pressão dos grupos na postura ereta quieta.



Legenda: os grupos assinalados com (*) apresentam diferença em relação aos idosos longevos e os grupos assinalados com (#) diferença em relação aos idosos médios.

No caso da variável velocidade média de deslocamento mediolateral do centro de pressão (Gráfico 13), houve diferença significativa entre os grupos ($H=35,813$; $p<0,001$). O *post-hoc* indicou em longevos maior velocidade de oscilação que em adultos jovens ($p<0,05$), além de idosos médios que adultos jovens ($p<0,05$) e idosos jovens que adultos jovens ($p<0,05$).

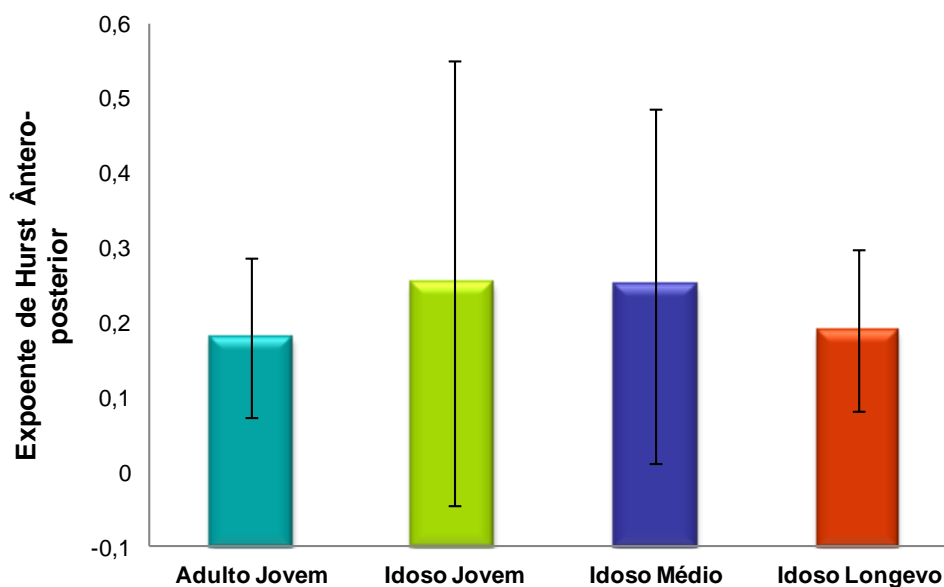
Gráfico 13 – Velocidade média e desvio padrão do deslocamento mediolateral do centro de pressão dos grupos na postura ereta quieta.



Legenda: os grupos assinalados com (*) apresentam diferença em relação aos idosos longevos, os grupos assinalados com (#) diferença em relação aos idosos médios e aqueles com (¥) diferença em comparação a idosos jovens.

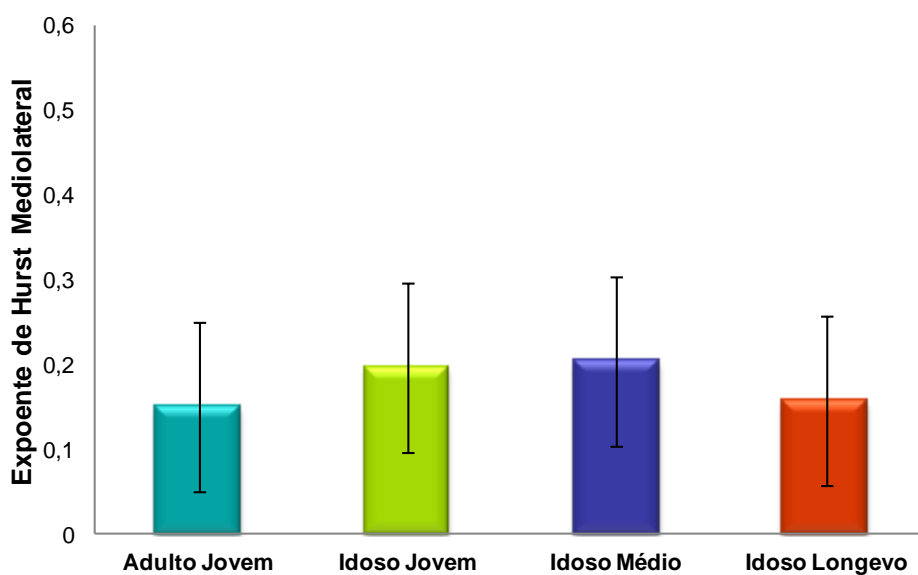
Ao se comparar os resultados da variável estrutural Expoente de Hurst na direção ântero-posterior entre os grupos, não se encontrou diferenças significantes ($H=0,297$; $p=0,992$) (Gráfico 14).

Gráfico 14 – Expoente de Hurst (média e desvio padrão) do deslocamento ântero-posterior do centro de pressão dos grupos na postura ereta quieta.



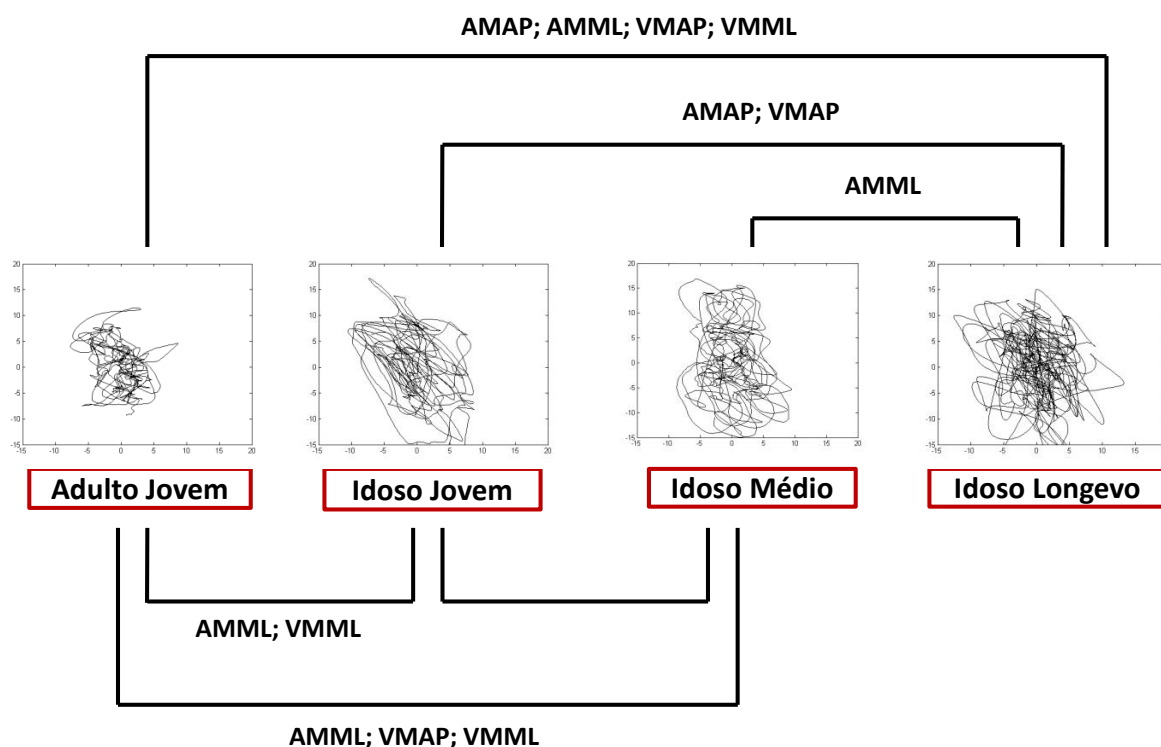
No que diz respeito à variável Expoente de Hurst na direção mediolateral, não se observou diferença significativa entre os grupos etários avaliados ($H=1,174$; $p=0,759$) (GRÁFICO 15).

Gráfico 15 – Expoente de Hurst (média e desvio padrão) do deslocamento mediolateral do centro de pressão dos grupos na postura ereta quieta.



A Figura 5 mostra apresenta uma síntese das diferenças de magnitude da oscilação corporal observadas entre os grupos etários.

Figura 5 – Representação esquemática das mudanças no controle postural (magnitude na oscilação corporal) na senescência. São apresentados estatocinesigramas de indivíduos típicos de cada um dos grupos etários analisados, na base de suporte semi-tandem, durante 30 segundos. Em cada estatocinesigrama, o eixo x se refere à direção ântero-posterior e o eixo y à direção mediolateral.



Legenda. AMAP: amplitude média de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior. AMML: amplitude média de deslocamento do centro de pressão na mediolateral. VMAP: velocidade média de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior. VMML: velocidade média de deslocamento do centro de pressão na direção mediolateral.

6.3 Discussão

Por meio do segundo Estudo buscou-se investigar como ocorre o desenvolvimento do controle postural ao longo da senescência, em termos de magnitude e de estrutura da oscilação corporal. Para tal, analisaram-se idosos de três faixas etárias distintas, comparando-os entre si, e com um grupo controle (adultos jovens), na postura ereta quieta, com olhos abertos. De um modo geral,

pode-se afirmar que as modificações do controle postural no início da senescência em comparação à fase adulta (jovens) são mais relacionadas à direção mediolateral. Posteriormente, continuam ocorrendo aumentos de magnitude nessa direção, e são acrescentadas mudanças na direção ântero-posterior. Além disso, os resultados mostraram que, embora ocorram modificações na magnitude da oscilação corporal durante a senescência, o modo de organização temporal do movimento é semelhante e parece não ser afetado pelo envelhecimento.

Os resultados do presente estudo sugerem que a deterioração dos mecanismos de controle postural durante o envelhecimento pode começar relativamente cedo e vão se alterando conforme o indivíduo avança em idade. Ressalte-se que todos os grupos de idosos apresentaram maior magnitude de oscilação corporal (direção mediolateral) que o grupo controle (adultos jovens), corroborando os resultados do primeiro estudo.

Dessa forma, à medida em que os indivíduos avançam em idade, eles mudam o comportamento (magnitude da oscilação corporal), visando atender à solicitação imposta. Surgem, portanto, novos padrões de movimento que são resultantes da interação entre a tarefa e o organismo que está em constante alteração devido ao processo de envelhecimento. Nota-se que tais mudanças no comportamento não são unidirecionais (SEIGLE *et al.*, 2009), e dependem da dinâmica intrínseca do sistema, e ao mesmo tempo das mudanças em curto prazo necessárias para realizar a tarefa (VAILLANCOURT; NEWELL, 2002).

Os próprios efeitos do envelhecimento no sistema de controle postural parecem não ocorrer de forma linear (OVERSTALL *et al.*, 1977; EL HABER *et al.*, 2008) e nem serem unidirecionais (VAILLANCOURT; NEWELL, 2002). Assim, foi possível perceber que o desenvolvimento do sistema de controle postural envolve distintos aspectos da oscilação corporal (magnitude), à medida que se comparou diferentes estratos etários na senescência, e entre grupos de idosos e o grupo controle.

No início da senescência, as mudanças na magnitude da oscilação corporal foram mais evidentes na direção mediolateral, especialmente quando se comparou idosos jovens com adultos jovens, o que possivelmente ocorreu devido à restrição mediolateral da base de suporte utilizada, que pode influenciar a estabilidade corporal (NEJC *et al.*, 2010), sendo que a diminuição no tamanho da base de suporte afeta a oscilação corporal (BENJUJA; MELZER; KAPLANSKI, 2004;

GILLETTE; ABBAS, 2003), especialmente na direção em que ocorre tal redução (KIRBY; PRICE; MACLEOD, 1987).

Com o avançar da senescência, idosos médios, além de manterem as mudanças (aumento) na magnitude mediolateral, apresentaram também valores médios mais elevados de velocidade ântero-posterior. Isso pode ter acontecido porque nesse tipo de tarefa (base de suporte), o mesmo grupamento muscular que age para minimizar a movimentação na direção mediolateral, age acentuando a movimentação na direção ântero-posterior. Com os efeitos do envelhecimento, os grupos musculares de dorsiflexores e flexores plantares (tornozelo) podem não ter conseguido minimizar a ação de adutores e abdutores do quadril de maneira tão efetiva quanto fizeram os voluntários dos grupos com menor idade (adultos jovens e idosos jovens), o que implicou em aumento da velocidade na direção ântero-posterior. O aumento na velocidade estaria relacionado à maior atividade muscular para se conseguir permanecer na base de suporte pelo tempo requerido (PRIETO *et al.*, 1996; ROCCHI; CHIARI; HORAK, 2002).

Na idade mais avançada (longevos), idosos mantiveram o aumento na velocidade, mas não conseguem se manter nos mesmos limites na direção ântero-posterior, mesmo adotando um comportamento corretivo, como mostram os resultados da análise estrutural. Embora a meta fosse se mover o mínimo possível, eles aumentaram a amplitude de oscilação ântero-posterior. Se por um lado o aumento na velocidade pode estar associado ao aumento da atividade muscular, como forma de manter a estabilidade postural ((MAKI, HOLLIDAY; FERNIE, 1990; PRIETO *et al.*, 1996), por outro lado, o aumento na amplitude pode indicar ineficácia e déficit no ajuste que acontece no controle postural, relacionado à questão da utilização da informação somatossensorial para corrigir as oscilações posturais, podendo refletir em atraso e imprecisão no feedback sensorial para detectar a posição do centro de massa (ROCCHI; CHIARI; HORAK, 2002).

Foi possível notar também, em todas as idades analisadas, que somente na faixa etária superior a 85 anos foi verificado aumento da amplitude ântero-posterior de oscilação, aproximando-se mais ainda do limite da estabilidade (PRIETO *et al.*, 1996).

Assim, indivíduos com altos valores de velocidade (idoso médio) podem ser bastante instáveis (inclusive maior chance de quedas), no sentido de não se aproximar dos limites da base de suporte, mas requerer frequentes correções

posturais para alcançar este nível de estabilidade (MAKI; HOLLIDAY; FERNIE, 1990; HUFSCHMIDT *et al.*, 1980). No caso dos idosos longevos, possivelmente não conseguiram fazer a correção no sentido oposto com a mesma eficiência que idosos mais jovens; por isso, apresentaram maior amplitude ântero-posterior de que os demais.

Em relação à estrutura dinâmica da oscilação corporal, de um modo geral, os valores de H foram menores que 0,3, o que indica a existência de correlações de longo alcance na série temporal (DELIGNIERES *et al.*, 2003; HU *et al.*, 2001), e um comportamento anti-persistente (NORRIS *et al.*, 2005). Esta anti-correlação pode ser interpretada como um comportamento onde há grande proporção de impulsos rápidos corretivos (GOLDBERGER *et al.*, 2002; BORG; LAXABACK, 2010), o que poderia estar associado à demanda imposta pela tarefa utilizada (base de suporte semi-tandem) (ERA *et al.*, 2006).

O comportamento observado na estrutura dinâmica da oscilação corporal não se alterou significativamente durante a senescência, nem entre idosos e o grupo controle. Tais resultados contradizem parcialmente aqueles encontrados na literatura, que observaram um comportamento mais anti-persistente em idosos que em jovens (AMOUD *et al.*, 2007; BORG; LAXÅBACK, 2010; NORRIS *et al.*, 2005). As razões das divergências entre esses trabalhos e o presente estudo provavelmente se deva a diferenças nos métodos utilizados. Os trabalhos que investigaram os efeitos do envelhecimento na estrutura da oscilação corporal utilizaram uma base de suporte com menor demanda para o sistema de controle postural (autosselecionada ou normal), e dois deles investigaram idosos institucionalizados, grupo com características funcionais e comportamentais diferentes do presente estudo (ARAÚJO; CEOLIM, 2006; CRIMMINS; SOLÉ-AURO, 2013).

Em relação à investigação de mudanças no controle postural na senescência, não foram encontrados na literatura consultada trabalhos que compararam a estrutura (correlação e persistência) da oscilação corporal entre distintos estratos etários nessa etapa da vida. Poucos estudos buscaram avaliar a magnitude da oscilação corporal em idosos de diferentes faixas etárias, comparando-os entre si. Gomes (2012) avaliou idosas de três faixas etárias entre 60 e 75 anos, e não encontrou diferenças nem de amplitude nem de velocidade na oscilação corporal no início da senescência, mas apenas na velocidade de oscilação ântero-posterior entre

os grupos de idosas e um grupo controle (adultos jovens). Choy *et al.* (2003) também não observaram mudanças na magnitude do controle postural em idosas de 60 a 70 anos, quando comparadas a um grupo de 70 a 80 anos. É possível que tais estudos não tenham encontrado diferenças na magnitude de oscilação corporal dentro da senescência (diferente do presente trabalho) devido a alguns fatores. Um deles é a tarefa, que no caso de Gomes (2012) utilizou uma base de suporte autosselecionada no outro estudo não foi especificada (CHOY *et al.*, 2003). Outro fator a ser considerado é que ambos os estudos não investigaram idosos com idade superior a 80 anos.

Com base nestes resultados, pode-se afirmar que, do ponto de vista comportamental, alterações no desempenho do sistema de controle postural durante a manutenção da postura ereta não perturbada estão mais relacionadas à magnitude da oscilação corporal. Dessa forma, a hipótese 2 foi corroborada, uma vez que houve aumento na magnitude da oscilação à medida em que se aumentou o estrato etário dentro da senescência.

Os resultados também confirmam a hipótese 3, e foram verificados em todos os grupos analisados a existência de um comportamento correlacionado e anti-persistente nas séries temporais analisadas. No entanto, a hipótese 4 não foi confirmada, uma vez que não houve aumento da anti-persistência com o aumento da idade dos grupos avaliados.

7 DISCUSSÃO GERAL E CONCLUSÃO

Por meio do presente trabalho, buscou-se investigar o impacto do aumento na demanda da tarefa na magnitude e estrutura da oscilação corporal com o envelhecimento, bem como as mudanças de magnitude e estrutura da oscilação corporal durante a senescência, usando-se para isso uma tarefa que oferecesse maior demanda para o sistema de controle postural.

Os resultados obtidos demonstraram que o aumento na demanda da tarefa (base de suporte) foi capaz de evidenciar diferenças de magnitude entre indivíduos de grupos etários distintos, fazendo surgir um novo comportamento emergente, e tal efeito foi mais evidente na base de suporte semi-tandem. No entanto, o aumento na demanda da tarefa não evidenciou diferenças na estrutura dinâmica da organização temporal do movimento em grupos etários distintos.

Além disso, foi possível observar que o desenvolvimento do controle postural ao longo da senescência acontece de forma diferente nas duas direções de oscilação (ântero-posterior e mediolateral). Um achado importante foi que as mudanças (aumento na direção mediolateral) na magnitude da oscilação em idosos jovens em comparação ao grupo controle continuam acontecendo ao longo da senescência, porém é mais evidente o aumento na direção ântero-posterior, mesmo em uma base de suporte que oferece uma restrição (redução) na direção mediolateral. Assim, à medida que a idade avança o idoso adota novas estratégias para conseguir realizar o que lhe foi solicitado: permanecer o mais imóvel possível, na base de suporte semi-tandem, por 30 segundos. Esta via de mudanças (aumentar primeiro a velocidade e depois a amplitude, ambas na direção ântero-posterior) pode ser a forma de o idoso se adaptar para conseguir realizar a tarefa proposta, e manter o desempenho do sistema de controle postural, apesar das mudanças sofridas por seu organismo.

As razões para o fato de não se ter encontrado diferenças na estrutura dinâmica de oscilação corporal entre indivíduos de diferentes faixas etárias ainda não estão claras, mas é possível que, com o envelhecimento, o idoso modifique apenas seu comportamento em termos de magnitude, e mantenha a estrutura dinâmica de organização temporal do movimento. Dessa forma, um dos principais achados do presente trabalho é que idosos em idade avançada (longevos) também

apresentam em sua oscilação corporal (série temporal) correlações de longo alcance e um comportamento anti-persistente, assim como idosos jovens e adultos jovens.

Uma limitação do presente estudo foi a ausência de investigação das diferenças de oscilação corporal em intervalos de tempo distintos, para diferentes grupos etários. Por isso, são necessários mais estudos para comparar a magnitude e estrutura da oscilação corporal entre os grupos, utilizando janelas de tempos variadas, dentro da série temporal coletada (30 segundos), comparando os resultados no início e no final da tentativa. Além disso, outros estudos devem ser conduzidos para avaliar a oscilação corporal nas condições do presente estudo (investigando mudanças na demanda da tarefa, bem como modificações com o envelhecimento), porém com coletas (tentativas) em diferentes intervalos de tempo, comparando-os entre si.

REFERÊNCIAS

AAGAARD, P.; *et al.* Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: strength training as a countermeasure. *Scandinavian Journal of Medicine and Sciences in Sports*, v. 20, n. 1, p. 49-64, 2010.

ABRAHAMOVÁ, D.; HLAVAČKA, F. Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiological Research*, v. 57, n. 6, p. 957-964, 2008.

ADKIN, A. L.; FRANK, J. S; JOG, M. S. Fear of Falling and Postural Control in Parkinson's Disease. *Movement Disorders*, v. 18, n. 5, p. 496-502, 2003.

ALMEIDA, O. P. Mini Exame do Estado Mental e o diagnóstico de demência no Brasil. *Arquivos de Neuropsiquiatria*, v. 56, p. 605-612, 1998.

AMIRIDIS, I. G.; HATZITAKIB, V.; ARABATZI, F. Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience Letters*, v. 350, n. 3, p. 137-140, 2003.

AMOUD, H.; *et al.* Fractal time series analysis of postural stability in elderly and control subjects. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 4, n. 12, p. 1-12, 2007.

ARAÚJO, M. O. P. H.; CEOLIM, M. F. Avaliação do grau de independência de idosos residentes em instituições de longa permanência. *Revista da Escola de Enfermagem da USP*, v. 41, n. 3, p. 378-385, 2007.

BACCINI, M.; *et al.* Effectiveness of fingertip light contact in reducing postural sway in older people. *Age and Ageing*, v. 36, n. 1, p. 30-35, 2007.

BARATTO, L.; *et al.* A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density vs. other parameterization techniques. *Motor Control*, v. 6, n. 3, p. 246-270, 2002.

BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. *Revista Paulista de Educação Física*, v. 1, s. 3, p. 79-88, 2000.

BARELA, A. M. F.; *et al.* Comparação de dois métodos de análise do controle durante a manutenção da postura ereta quieta. *Brazilian Journal of Motor Behavior*, v. 4, n. 1, p. 30-36, 2009.

BARELA, J. A.; BARELA, A. M. F. O contexto da aprendizagem motora: perspectivas teóricas e desafios metodológicos na abordagem dos sistemas dinâmicos. In: Guedes, M. G. S. (Ed.). *Aprendizagem motora: problemas e conceitos*. Lisboa: FMH, 2001. p. 59-69.

BAUMGARTNER, R. N.; *et al.* Epidemiology of sarcopenia among the elderly in New Mexico. *American Journal of Epidemiology*, v. 147, n. 8, p. 755-763, 1998.

BEAN, J. F. *et al.* A comparison of leg power and leg strength within the In: CHIANTI study: which influences mobility more? *Journal of Gerontology A Biological Science Medicine*, v. 58, n. 8, p. 728-733, 2003.

BENDA, R. N.; UGRINOWITSCH. História de vida: a expressão do desenvolvimento humano. In: SOARES, Y. (Ed.). *Educação, Educação Física e Esportes: uma abordagem multidisciplinar*. João Pessoa: Ideia, 2009. p. 31-38.

BENJUJA, N.; MELZER, I.; KAPLANSKI, J. Aging induced shifts from a reliance on sensory input to muscle co-contraction during balanced standing. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, v. 59, n. 2, p. 166-171, 2004.

BERG, K. O.; NORMAN, K. E. Functional assessment of balance and gait. *Clinics in Geriatrics Medicine*, v. 12, n. 4, p. 705-723, 1996.

BERTALANFFY, L. V. *Teoria geral dos sistemas*. 3. ed. Petrópolis: Vozes, 1977. 351 p.

BOHANNON, R. W.; *et al.* Decrease in timed balance test scores with aging. *Physical Therapy*, v. 64, n. 7, p. 1067-1070, 1984.

BORG, F. G.; LAXÅBACK, G. Entropy of balance - some recent results. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 7, n. 38, p. 1-11, 2010.

BORGES, L. C.; FERREIRA, D. F. Poder e taxas de Erro tipo I dos testes Scott-Knott, Tukey e Student-Newman-Keuls sob distribuições normal e não normais dos resíduos. *Revista de Matemática e Estatística*, v. 21, n.1, p. 67-83, 2003.

BRENTON-RULE, A.; *et al.* The evaluation of walking footwear on postural stability in healthy older adults: an exploratory study. *Clinical Biomechanics*, v. 26, n. 8, p. 885-887, 2011.

BRUCKI, S. M.; *et al.* Sugestões para o uso do Mini-exame do Estado Mental no Brasil. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, v. 61, n. 3B, p. 777-781, 2003.

BUTLER, A. A.; *et al.* Muscle weakness impairs the proprioceptive control of human standing. *Brain Research*, v. 25, p. 1242-1244, 2008.

CALDAS, C. P. Quarta idade: a nova fronteira da gerontologia. In: NETTO, M. P. *Tratado de Gerontologia*. 2. ed. São Paulo: Ed. Atheneu, 2007. p.163-173.

CALLEGARI-JACQUES, S. M. *Bioestatística: princípios e aplicações*. Artmed. Porto Alegre, 2003.

CAVALHEIRO, G. L.; *et al.* Study of age-related changes in postural control during quiet standing through Linear Discriminant Analysis. *BioMedical Engineering OnLine*, v. 8, n. 35, p. 1-13, 2009.

CAVANAUGH, J. T.; *et al.* Recovery of postural control after cerebral concussion: new insights using Approximate Entropy. *Journal of Athletic Training*, v. 41, n. 3, p. 305-313, 2006.

CHANDLER, J. M. Equilíbrio e quedas no idoso: questões sobre a avaliação e o tratamento. In: GUCCIONE, A. A. (Ed.). *Fisioterapia Geriátrica*. 2. ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara, 2002. p. 265-277.

CHEN, H. Y.; *et al.* Characteristics, treatment practices, and in-hospital outcomes of older adults hospitalized with acute myocardial infarction. *Journal of the American Geriatrics Society*, v. 62, n. 8, p. 1451-1459, 2014.

CHIEN, M. Y.; HUANG, T. Y.; WU, Y. T. Prevalence of sarcopenia estimated using a bioelectrical impedance analysis prediction equation in community-dwelling elderly people in Taiwan. *Journal of the American Geriatrics Society*, v. 56, n. 9, p. 1710-1715, 2008.

CHOY, N. L.; BRAUER, S.; NITZ, J. Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Science and Medicine*, v. 58, n. 6, p. 525-530, 2003.

CHU, L. W.; CHI, I.; CHIU, A. Y. Y. Incidence and predictors of falls in the Chinese elderly. *Annals Academy of Medicine Singapore*, v. 34, p. 60-72, 2005.

CIGNETTI, F.; *et al.* Anterior-posterior and medial-lateral control of sway in infants during sitting acquisition does not become adult-like. *Gait and Posture*, v. 33, n. 1, p. 88-92, 2011.

CLARK, J. E., WHITALL, J. What is motor development? The lessons of history. *Quest*, v. 41, n. 3, p. 183-202, 1989.

COLLINS, J.J.; *et al.* Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Experimental Brain Research*, v. 104, n. 3, p. 480-492, 1995.

CRIMMINS, E. M.; SOLÉ-AURÓ. A. Life Expectancy, health, and functioning among the 85-Plus Population in Europe and the United States, *Public Policy Aging Report*, v. 23, n. 2, p. 3-9, 2013.

CRISTOPOLISKI, F.; *et al.* Efeito transiente de exercícios de flexibilidade na articulação do quadril sobre a marcha de idosas. *Revista Brasileira Medicina do Esporte*, n. 14, v. 2, p. 139-144, 2008.

DALY, R. M.; *et al.* Gender specific age-related changes in bone density, muscle strength and functional performance in the elderly: a-10 year prospective population-based study. *BMC Geriatrics*, v. 13, n. 71, p. 1-9, 2013.

DAUBNEY, M. E.; CULHAM, H. G. Lower-Extremity muscle force and balance performance in adults aged 65 years and older. *Physical Therapy*, v. 79, n. 12, p. 1177-1185, 1999.

DELIGNIERES, D.; *et al.* A methodological note on nonlinear time series analysis: is the open- and closed-loop model of Collins and De Luca (1993) a statistical artifact? *Journal of Motor Behavior*, v. 35, n. 1, p. 86-96, 2003.

DINGWELL, J. B.; *et al.* Slower speeds in patients with diabetic neuropathy lead to improved local dynamic stability of continuous overground walking. *Journal of Biomechanics*, v. 33, n. 10, p. 1269-1277, 2000.

DOYLE, T. L. A.; *et al.* Discriminating between elderly and young using a fractal dimension analysis of centre of pressure. *International Journal of Medical Sciences*, v. 1, n. 1, p. 11-20, 2004.

DOYLE, T. L.; NEWTON R. U.; BURNETT, A. F. Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 86, n. 10, p. 2034-2040, 2005.

DU PASQUIER, R. A.; *et al.* The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study. *Neurophysiologie Clinique*, v. 33, n. 5, p. 213-218, 2003.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 14, n. 3, p. 183-92, 2010.

EDSTROM, E.; *et al.* Factors contributing to neuromuscular impairment and sarcopenia during aging. *Physiology and Behavior*, v. 92, n. 1-2, p. 129-35, 2007.

ERA, P.; *et al.* Postural balance and self-reported functional ability in 75-year-old men and women: a cross-national comparative study. *Journal of the American Geriatrics Society*, v. 45, n. 1, p. 21-29, 1997.

ERA, P.; *et al.* Postural balance and its sensory-motor correlates in 75-year-old men and women: a cross-national comparative study. *The Journal of Gerontology*, v. 51, n. 2, p. 53-63, 1996.

ERA, P.; *et al.* Postural balance in a random sample of 7.979 subjects aged 30 years and over. *Gerontology*, v. 52, n. 4, p. 204-213, 2006.

FARINATTI, P. T. V. Teorias biológicas do envelhecimento: do genético ao estocástico. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 8, n. 4, p. 129-138, 2002.

FERNIE, G. R.; *et al.* The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. *Age and Ageing*, v. 11, n. 1, p. 11-16, 1982.

FIELDING, R. A.; *et al.* Sarcopenia: an undiagnosed condition in older adults. current consensus definition: prevalence, etiology, and consequences. International working group on sarcopenia. *Journal of the American Medical Directors Association*, v. 12, n. 4, p. 249-256, 2011.

FONTES, A. P.; BOTELHO, M. A.; FERNANDES, A. A. A funcionalidade dos mais idosos (>75 anos): conceitos, perfis e oportunidades de um grupo heterogêneo. *Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia*, v. 16, n. 1, p. 91-107, 2013.

FREITAS, P. B. *Características comportamentais do controle postural de jovens, adultos e idosos*. Dissertação (Mestrado em Ciências da Motricidade). Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, SP, 2003.

FREITAS, P. B; BARELA, J. A. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos. Uso da informação visual. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, v. 6, n. 1, p. 94-105, 2006.

FREITAS, S. M. F.; *et al.* Age-related changes in human postural control of prolonged standing. *Gait and Posture*, v. 22, n. 4, p. 322-330, 2005.

FUJITA, T.; *et al.* Effect of age on body sway assessed by computerized posturography. *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, v. 23, n. 2, p. 152-156, 2005.

GOLDBERGER, A. L.; *et al.* Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging. *Proceedings of the National Academy of Sciences. USA*, v. 99(s.1), p. 2466-2472, 2002.

GOLDBERGER, A. L.; PENG, C. K.; LIPSITZ, L. A. What is physiologic complexity and how does it change with aging and disease? *Neurobiology of Aging*, v. 23, n. 1, p. 23-26, 2002.

GOMES, M. M. *Influência da força e da potência muscular no controle postural de idosos de diferentes faixas etárias*. Tese (Doutorado em Ciências da Saúde Aplicada ao Aparelho Locomotor) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto, 2012.

GUNTEN, A. V.; *et al.* Brain aging in the oldest-old. *Current Gerontology and Geriatrics Research*, v. 2010, p. 1-10, 2010.

HAGEMAN, P. A.; LEIBOWITZ, J. M.; BLANKE, D. Age and gender effects on postural control measures. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 76, n. 10, p. 961-965, 1995.

HARBOURNE, R. T.; STERGIOU, N. Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Physical Therapy*, v. 89, n. 3, p. 267-282, 2009.

HARBOURNE, R. T.; *et al.* Complexity of postural control in infants: linear and nonlinear features revealed by principal component analysis. *Nonlinear Dynamics, Psychology and Life Sciences*, v. 13, n. 1, p. 123-144, 2009.

HARBOURNE, R. T.; STERGIU, N. Nonlinear analysis of the development of sitting postural control. *Developmental Psychobiology*, v. 42, n. 4, p. 368-377, 2003.

HASHEMI, R.; *et al.* Sarcopenia and its determinants among Iranian elderly (SARIR): study protocol. *Journal of Diabetes and Metabolic Disorders*, v. 11, n. 23, p. 1-6, 2012.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, v. 35, s. 2, p. ii7-ii11, 2006.

HORAK, F.B.; MACPHERSON, J.M. Postural orientation and equilibrium, In: ROWELL, L.B.; SHERPHERD, J.T. (Ed.) *Handbook of physiology: a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts*. New York: Oxford American Physiological Society, 1996. p. 255-292.

HORAK, F.B., SHUPERT, C.L., MIRKA, A. Components of postural dyscontrol in elderly: a review. *Neurobiology of aging*, v. 10, n. 6, p. 727-738, 1989.

HU, K.; *et al.* Effects of trends on detrended fluctuation analysis. *Physical Review. E, Statistical, Nonlinear, and Soft Matter Physics*, v. 64, 011114, 2001.

HUFSCHMIDT, A.; *et al.* Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological applications. *Archiv fur Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, v. 228, n. 2, p. 135-150, 1980.

IWASAKI, T.; *et al.* The aging of human Meissner's corpuscles as evidenced by parallel sectioning. *Okajimas Folia Anatomica Japonica*, v. 79, n. 6, p. 185-189, 2003.

JACOBI, H.; *et al.* Dual task effect on postural control in patients with degenerative cerebellar disorders. *Cerebellum & Ataxias*, v. 2, n. 6, p. 1-7, 2015.

JACOBS, J. M.; *et al.* Changing profile of health and function from age 70 to 85 years. *Gerontology*, v. 58, n. 4, p. 313-321, 2012.

KAPOULA, Z.; LÊ, T. Effects of distance and gaze position on postural stability in young and old subjects. *Experimental Brain Research*, v. 173, n. 3, p. 438-445, 2006.

KEOGH, J.; SUGDEN, D. *Movement skill development*. New York: Macmillan Publisher Company, 1985.

KIM, J.; *et al.* Sex differences in the postural sway characteristics of young and elderly subjects during quiet natural standing. *Geriatric and Gerontology International*, v. 10, n. 2, p. 191-198, 2010.

KING, A. C.; WANG, Z.; NEWELL, K. M. Asymmetry of recurrent dynamics as a function of postural stance. *Experimental Brain Research*, v. 220, n. 3-4, p. 239-250, 2012.

KIRBY, R. L.; PRICE, N. A.; MACLEOD, D. A. The influence of foot position on standing balance. *Journal of Biomechanics*, v.20, n.4, p.423-427, 1987.

KIRKWOOD, T. B. L. Understanding the reviews odd science of aging. *Cell*, v. 120, n. 4, p. 437-447, 2005.

KIRKWOOD, T. B. L. A systematic look at an old problem: as life expectancy increases, a systems-biology approach is needed to ensure that we have a healthy old age. *Nature*, v. 451, n. 7, p. 644-647, 2008.

KITABAYASHI, T.; DEMURA, S.; MURASE, H. Proposal for a new body sway evaluation method. *Perceptual and Motor Skills*, v. 113, n. 1, p. 127-138, 2011.

KLEINER, A. F. R.; SCHLITTLER, D. X. C.; SÁNCHEZ-ARIAS, M. R. O papel dos sistemas visual, vestibular, somatossensorial e auditivo para o controle postural. *Revista Neurociências*, v. 19, n. 2, p. 349-357, 2011.

KYVELIDOU, A.; *et al.* Reliability of center of pressure measures for assessing the development of sitting postural control in infants with or at risk of cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 91, n. 10, p. 1593-1601, 2010.

KYVELIDOU, A.; *et al.* Sitting postural control in infants with typical development, motor delay, or cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy*, v. 25, n. 1, p. 46-51, 2013.

LAFOND, D.; *et al.* Intrasection reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 85, n. 6, p. 896-901, 2004.

LAMOTH, C. J, VAN HEUVELEN, M. J. Sports activities are reflected in the local stability and regularity of body sway: older ice-skaters have better postural control than inactive elderly. *Gait and Posture*, v. 35, n. 3, p. 489-93, 2012.

LAUGHTON, C.A.; *et al.* Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait and Posture*, v. 18, p. 101-108, 2003.

LAURETANI, F.; *et al.* Age-associated changes in skeletal muscles and their effect on mobility: an operational diagnosis of sarcopenia. *Journal of Applied Physiology*, v. 95, n. 5, p. 1851-1860, 2003.

LIN, D.; *et al.* Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. *Gait and Posture*, v. 28, n. 2, p. 337-342, 2008.

LOGGHE, I. H.; *et al.* Lack of effect of Tai Chi Chuan in preventing falls in elderly people living at home: a randomized clinical trial. *Journal of the American Geriatrics Society*, v. 57, n. 1, p. 70-75, 2009.

LORD, S. R.; CLARK, R. D. Simple physiological and clinical tests for the accurate prediction of falling in older people. *Gerontology*, v. 42, n. 4, p. 199-203, 1996.

MADHAVAN, S.; SHIELDS, R. K. Influence of age on dynamic position sense: evidence using a sequential movement task. *Experimental Brain Research*, v. 164, n. 1, p. 18-28, 2005.

MAGNUSSON, M.; *et al.* Significance of pressor input from the human feet in anterior-posterior postural control: the effect of hypothermia on vibration-induced body-sway. *Acta Otolaryngologica*, v. 110, n. 3-4, p. 182-188, 1990.

MAKI, B. E.; HOLLIDAY, P. J.; FERNIE, G.R. Aging and postural control: a comparison of spontaneous- and induced-sway balance tests. *Journal of American Geriatrics Society*, v. 38, n. 1, p. 1-9, 1990.

MANINI, T. M.; HONG, S. L.; CLARK, B. C. Aging and muscle: a neuron's perspective. *Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolical Care*, v. 16, n. 1, p. 21-26, 2013.

MANOEL, E. J. O que é ser criança? Algumas contribuições de uma visão dinâmica do desenvolvimento motor. In: Krebs, R. J.; Copetti, F.; Beltrame, T. S. (Eds.). *Discutindo o Desenvolvimento Infantil*, Santa Maria, Edições Padotti Sociedade Internacional para Estudos da Criança, 1998. p.111-130.

MANOEL, E. J. Atividade motora e qualidade de vida: uma abordagem desenvolvimentista. In: BARBANTI, V. J.; AMADIO, A. C.; BENTO, J. O.; MARQUES, T. *Esporte e atividade física: interação entre rendimento e saúde*. São Paulo: Ed. Manole, 2002.

MARKOVIC, G.; *et al.* Intra-session reliability of traditional and nonlinear time-series posturographic measures in a semi-tandem stance: a reference to age. *Measurement*, v. 51, p. 124-132, 2014.

MARNER, L.; *et al.* Marked loss of myelinated nerve fibers in the human brain with age. *The Journal of Comparative Neurology*, v. 462, n. 2, p. 144-152, 2003.

MASSION, J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, v. 38, n. 1, p. 35-56, 1992.

MATSUDO, S.; *et al.* Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ): estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. *Revista Atividade Física & Saúde*, v. 6, n. 2, p. 5-18, 2001.

MATSUMURA, B. A.; AMBROSE, A. F. Balance in the elderly. *Clinics in Geriatric Medicine*, v. 22, n. 2, p. 395-412, 2006.

MAUERBERG-DE-CASTRO, E. Abordagens teóricas do comportamento motor: conceitos dinâmicos aplicados aos processos adaptativos e à diversidade do movimento. In: GUEDES, M. D. S (Ed.). *Aprendizagem motora: problemas e conceitos*. Lisboa - Portugal, FMH Edições, 2001.

McLEAN, L.; GOUDY, N. Neuromuscular response to sustained low-level muscle activation: within- and between-synergist substitution in the triceps surae muscles. *European Journal of Applied Physiology*, v. 91, p. 204-216, 2004.

McNEIL, C. J.; *et al.* Motor unit number estimates in the tibialis anterior muscle of young, old, and very old men. *Muscle Nerve*, v. 31, n. 4, p. 461-467, 2005.

MELZER, I.; BENJUJA, N.; KAPLANSKI, J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age and Ageing*, v. 33, n. 6, p. 602-607, 2004.

MILJKOVIC, N.; *et al.* Aging of skeletal muscle fibers. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, v. 39, n. 2, p. 155-162, 2015.

MITCHELL, W. K.; *et al.* Sarcopenia, dynapenia, and the impact of advancing age on human skeletal muscle size and strength; a quantitative review. *Frontiers in Physiology*, v. 11, n. 3, p. 260-278, 2012.

MOTA, M. P.; FIGUEIREDO, P. A.; DUARTE, J. A. Teorias biológicas do Envelhecimento. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, v. 4, n. 1, p. 81-110, 2004.

MOYA, G. B. L.; *et al.* Can quiet standing posture predict compensatory postural adjustment? *Clinical Science*, v. 64, n. 8, p. 791-796, 2009.

NEJC, S.; *et al.* Sensitivity of body sway parameters during quiet standing to manipulation of support surface size. *Journal of Sports Science and Medicine*, v. 9, p. 431-438, 2010.

NEWELL, K. Constraints on the development of coordination. In: WADE, M.; WHITING, H.T.A. (Eds.). *Motor development in children: aspects of control and coordination*. Dordrecht: Martinus Nijhof, 1986.

NEWELL, K. M.; *et al.* Short-term non-stationarity and the development of postural control. *Gait and Posture*, v. 6, n. 1, p. 56-62, 1997.

NOLAN, M.; *et al.* Age-related changes in musculoskeletal function, balance and mobility measures in men aged 30–80 years. *The Aging Male*, v. 13, n. 3, p. 194-201, 2010.

NORRIS, J. A.; *et al.* Ability of static and statistical mechanics posturographic measures to distinguish between age and fall risk. *Journal of Biomechanics*, v. 38, n. 6, p. 1263-1272, 2005.

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

ORR, R.; *et al.* Power training improves balance in healthy older adults. *Journal of Gerontology A Biological Science Medicine*, v. 61, n. 1, p. 78-85, 2006.

ORR, R.; *et al.* Efficacy of progressive resistance training on balance performance in older adults: a systematic review of randomized controlled trials. *Sports Medicine*, v. 38, n. 4, p. 317-43, 2008.

OWSLEY, C. Aging and vision. *Vision Research*, v. 51, n. 13, p. 1610-1622, 2011.

PAILLARD, T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, v. 36, n. 1, p. 162-176, 2012.

PAJALA, S.; *et al.* Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63-76 years. *The Journal of Gerontology*, v. 63, n. 2, p. 171-178, 2008.

PAULUS, W. M.; *et al.* Differential effects of retinal target displacement, changing size, and disparity in control of anterior posterior and lateral body sway. *Experimental Brain Research*, v. 78, n. 2, p. 243-252, 1989.

PENG, C. K.; *et al.* Mosaic organization of DNA nucleotides. *Physical Review E*, v. 49, n. 2, p. 1685-1689, 1994.

PENG, C. K., *et al.* Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. *Chaos*, v. 5, n. 1, p. 82-87, 1995.

PFITZENMEYER, P.; *et al.* Rehabilitation of serious postural insufficiency after falling in very elderly subjects. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, v. 33, n. 3, p. 211-218, 2001.

PIIRTOLA, M.; ERA, P. Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review. *Gerontology*, v. 52, n. 1, p. 1-16, 2006.

PINCUS, S. M. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, v. 88, n. 6, p. 2297-2301, 1991.

PINSAULT, N.; VUILLERME, N. Test-retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance. *Medical Engineering and Physics*, v. 31, n. 2, p. 276-286, 2009.

PRADO, J. M.; STOFFREGEN, T. A.; DUARTE, M. Postural sway during dual tasks in young and elderly adults. *Gerontology*, v. 53, n. 5, p. 274-281, 2007.

PRIETO, T. H.; MYKLEBUST, J. B.; MYKLEBUST, B. M. Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly: a review. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 1, n. 1, p. 26-34, 1993.

PRIETO, T. E.; *et al.* Measures of Postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 43, n. 9, p. 956-966, 1996.

PRIOLI, A. C.; *et al.* Task demand effects on postural control in older adults. *Human Movement Science*, v. 25, n. 3, p. 435-446, 2006.

RAYMAKERS, J. A.; SAMSON, M. M.; VERHAAR, H. J. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait and Posture*, v. 21, n. 1, p. 48-58, 2005.

REYNOLDS, R. F. The ability to voluntarily control sway reflects the difficulty of the standing task. *Gait and Posture*, v. 31, n. 1, p. 78-81, 2010.

ROCCHI, L.; CHIARI, L.; HORAK, F. B. Effects of deep brain stimulation and levodopa on postural sway in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, v. 73, n. 3, p. 267-274, 2002.

ROERDINK, M.; *et al.* Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. *Experimental Brain Research*, v. 174, n. 2, p. 256-269, 2009.

ROSENSTEIN, M.T.; COLLINS, J.J.; DE LUCA, C.J. A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. *Physica D*, v. 65, n. 1-2, p. 117-134, 1993.

ROSSET, I.; *et al.* Tendências dos estudos com idosos mais velhos na comunidade: uma revisão sistemática (inter)nacional. *Revista da Escola de Enfermagem da USP*, v. 45, n. 1, p. 264-271, 2011.

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

SAMUEL, D.; ROWE, P. J. Effect of ageing on isometric strength through joint range at knee and hip joints in three age groups of older adults. *Gerontology*, v. 55, n. 6, p. 621-629, 2009.

SANTOS, S. Desenvolvimento motor ao longo da vida. In: BARBANTI, V. J.; AMADIO, A. C.; BENTO, J. O.; MARQUES, T. *Esporte e Atividade Física Esporte e Atividade Física Esporte e Atividade Física: interação entre rendimento e Interação entre rendimento e saúde*. São Paulo: Ed. Manole, 2002.

SAYER, A.; *et al.* New horizons in the pathogenesis, diagnosis and management of sarcopenia. *Age and Ageing*, v. 42, n. 1, p. 1-6, 2013.

SEIGLE, B.; RAMDANI, S.; BERNARD, P. L. Dynamical structure of center of pressure fluctuations in elderly people. *Gait and Posture*, v. 30, n. 2, p. 223-226, 2009.

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

SHINOHARA, M. Adaptations in motor unit behavior in elderly adults. *Current Aging Science*, v. 4, n. 3, p. 200-208, 2011.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT. *Controle motor: teoria e aplicações práticas*. 3. ed. São Paulo: Manole, 2003.

SPIRDUSO, W. W. *Dimensões físicas do envelhecimento*. Barueri: Manole, 2005.

STERGIOU, N. Nonlinear tools in human movement. In: STERGIOU, N. (Ed.). *Innovative analyses of human movement: analytical tools for human movement research*. Human Kinetics, Champaign, IL, 2004. p. 63-90.

STERGIOU, N.; HARBOURNE, R.; CAVANAUGH, J. Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, v. 30, n. 3, p. 120-129, 2006.

STERGIOU, N.; YU, Y.; KYVELIDOU, A. A perspective on human movement variability with applications in infancy motor development. *Kinesiology Review*, v. 2, n. 1, p. 93-102, 2013.

STEVENS, J. C.; CHOO, K. K. Spatial acuity of the body surface over the life span. *Somatosensorial and Motor Research*, v.13, n.2, p.153-166, 1996.

STEVENS, J. C.; PATTERSON, M. Q. Dimensions of spatial acuity in the touch sense: changes over the life span. *Somatosensorial and Motor Research*, v. 12, n. 1, p. 29-47, 1995.

STOFFREGEN, T. A.; *et al.* Voluntary and involuntary postural responses to imposed optic flow. *Motor Control*, v. 10, n. 1, p. 24-33, 2006.

TANI, G. *Comportamento Motor: aprendizagem e desenvolvimento*. São Paulo: Guanabara Koogan, 2005. 333p.

TEASDALE, N.; STELMACH, G.E.; BREUNIG, A. Postural sway characteristics of elderly under normal and altered visual and support surface conditions. *Journal of Gerontology*, v. 46, n. 6, p. B238-244, 1991.

TOMLINSON, B. E.; IRVING, D. The numbers of limb motor neurons in the human lumbosacral cord throughout life. *Journal of the Neurological Sciences*, v. 34, n. 2, p. 213-219, 1977.

TURVEY, M. T.; FITCH, H. L.; TULLER, B. The Bernstein perspective: the problems of degrees of freedom and context-conditioned variability. In: J. A. S. Kelso (Ed.). *Understanding human motor control*. Champaign, IL: Human Kinetics, 1982.

UHLER, C. R. *Análise do controle postural de idosos jovens e idosos muitos idosos com história de quedas*. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia). Universidade Cidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

VAILLANCOURT, D. E.; NEWELL, K. M. Changing complexity in human behavior and physiology through aging and disease. *Neurobiology Aging*, v. 23, n. 1, p. 1-11, 2002.

VAN EMMERIK, R. E.; VAN WEGEN, E. E. On the functional aspects of variability in postural control. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, v. 30, n. 4, p. 177-183, 2002.

VERRILLO, R. T.; BOLANOWSKI, S. J.; GESCHIEDER, G. A. Effect of aging on the subjective magnitude of vibration. *Somatosensorial and Motor Research*, v. 19, n. 3, p. 238-244, 2002.

VIEIRA, T. M. M.; OLIVEIRA, L. F. Equilíbrio postural de atletas remadores. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 12, n. 3, p. 135-138, 2006.

VIEIRA, T. M. M.; OLIVEIRA, L. F.; NADAL, J. An overview of age-related changes in postural control during quiet standing tasks using classical and modern stabilometric descriptors. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 6, p. e513-e519, 2009.

VUILLERME, N.; *et al.* The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neuroscience Letters*, v. 303, n. 2, p. 83-86, 2001.

WADE, M.; *et al.* Optical flow, spatial orientation, and the control of posture in the elderly. *Psychological Science*, v. 50b, n. 1, p. 51-58, 1995.

WATANABE, M.; *et al.* Age-related apparent diffusion coefficient changes in the normal brain. *Radiology*, v. 266, n. 2, p. 575-582, 2013.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, v. 3, p. 193-214, 1995.

WINTER, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2009.

WINTER, D. A.; *et al.* Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, v. 75, n. 6, 1996.

WINTER, D. A.; *et al.* Motor mechanisms of balance during quiet standing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 1, p. 49-56, 2003.

WINTER, D. A.; *et al.* Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, v. 80, n. 3, p. 1211-1221, 1998.

YOUNG, M. S.; *et al.* Stereotactic pallidotomy lengthens the transcranial magnetic cortical stimulation silent period in Parkinson's disease. *Neurology*, v. 49, n. 5, p. 1278-1283, 1997.

YU, E.; *et al.* Evaluation of postural control in quiet standing using center of mass acceleration: comparison among the young, the elderly, and people with stroke. *Archives in Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 89, n. 6, p. 1133-1139, 2008.

ANEXO I**Parecer de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade
Federal de Minas Gerais**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Projeto: CAAE – 01258012.6.0000.5149

**Interessado(a): Prof. Herbert Ugrinowitsch
Departamento de Esportes
EEFFTO - UFMG**

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 24 de abril de 2012, o projeto de pesquisa intitulado "**Fatores preditivos do controle postural e suas alterações em indivíduos adultos e idosos de diferentes faixas etárias**" bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.



Prof. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG

ANEXO II

CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Via para arquivo GEDAM / EEFFTO / UFMG

Pesquisa: “**Desenvolvimento do controle postural ao longo da senescência**”

INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA

Você está sendo convidado a participar de um estudo realizado pelo Grupo de Estudos em Desenvolvimento e Aprendizagem Motora (GEDAM), da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO), na Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), sob a coordenação do Prof. Dr. RODOLFO NOVELLINO BENDA e pela aluna SILVANA LOPES NOGUEIRA LAHR. O objetivo deste estudo é investigar os efeitos da idade e de outras variáveis sobre o controle postural, bem como verificar que fatores estariam associados ao controle postural.

Este é um estudo de desenvolvimento e controle motor, em que será aplicado um questionário e serão realizadas medidas de peso e altura de cada indivíduo. A última parte consiste em uma tarefa onde você deverá permanecer por 30 segundos na posição de pé, olhando para um ponto fixo, tentando se mexer o mínimo possível. Esse tipo de tarefa não oferece riscos aos participantes, além daqueles presentes em atividades cotidianas, pois essa é uma atividade semelhante àquelas que você realiza no seu dia-a-dia.

A coleta de dados será realizada em local apropriado e você será sempre acompanhado por um dos responsáveis pela pesquisa.

Todos os dados coletados serão mantidos em sigilo e a sua identidade não será revelada publicamente em nenhuma hipótese. Somente os pesquisadores responsáveis e equipe envolvida neste estudo terão acesso a estas informações que serão apenas para fins de pesquisa.

Como participante voluntário, você tem todo direito de recusar sua participação ou retirar seu consentimento em qualquer momento da pesquisa sem penalidade alguma e sem prejuízo à sua pessoa.

Você não terá qualquer forma de remuneração financeira nem despesas relacionadas ao estudo e apenas estará exposto a riscos inerentes a uma atividade do seu cotidiano.

Além disso, em qualquer momento da pesquisa, você terá total liberdade para esclarecer qualquer dúvida com o professor Dr. Herbert Ugrinowitsch, pelo telefone (0xx31) 3409-2393, ou com o Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (COEP-UFMG) situado à Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 – Unidade Administrativa II – 2º andar – sala 2005 – CEP 31270-901, Belo Horizonte/MG, pelo telefone (0xx31) 3409-4592 ou pelo fax (0xx31) 3409-4516 – e-mail: herbertu@ufmg.br.

Belo Horizonte, de de 2014.

Assinatura do Responsável

Assinatura do Voluntário

CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Via do voluntário

Pesquisa: “**Desenvolvimento do controle postural ao longo da senescência**”

INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA

Você está sendo convidado a participar de um estudo realizado pelo Grupo de Estudos em Desenvolvimento e Aprendizagem Motora (GEDAM), da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO), na Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), sob a coordenação do Prof. Dr. RODOLFO NOVELLINO BENDA e pela aluna SILVANA LOPES NOGUEIRA LAHR. O objetivo deste estudo é investigar os efeitos da idade e de outras variáveis sobre o controle postural, bem como verificar que fatores estariam associados ao controle postural.

Este é um estudo de desenvolvimento e controle motor, em que será aplicado um questionário e serão realizadas medidas de peso e altura de cada indivíduo. A última parte consiste em uma tarefa onde você deverá permanecer por 30 segundos na posição de pé, olhando para um ponto fixo, tentando se mexer o mínimo possível. Esse tipo de tarefa não oferece riscos aos participantes, além daqueles presentes em atividades cotidianas, pois essa é uma atividade semelhante àquelas que você realiza no seu dia-a-dia.

A coleta de dados será realizada em local apropriado e você será sempre acompanhado por um dos responsáveis pela pesquisa.

Todos os dados coletados serão mantidos em sigilo e a sua identidade não será revelada publicamente em nenhuma hipótese. Somente os pesquisadores responsáveis e equipe envolvida neste estudo terão acesso a estas informações que serão apenas para fins de pesquisa.

Como participante voluntário, você tem todo direito de recusar sua participação ou retirar seu consentimento em qualquer momento da pesquisa sem penalidade alguma e sem prejuízo à sua pessoa.

Você não terá qualquer forma de remuneração financeira nem despesas relacionadas ao estudo e apenas estará exposto a riscos inerentes a uma atividade do seu cotidiano.

Além disso, em qualquer momento da pesquisa, você terá total liberdade para esclarecer qualquer dúvida com o professor Dr. Herbert Ugrinowitsch, pelo telefone

(0xx31) 3409-2393, ou com o Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (COEP-UFMG) situado à Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 – Unidade Administrativa II – 2º andar – sala 2005 – CEP 31270-901, Belo Horizonte/MG, pelo telefone (0xx31) 3409-4592 ou pelo fax (0xx31) 3409-4516 – e-mail: herbertu@ufmg.br.

Belo Horizonte, de de 2014 .

Assinatura do Responsável

Assinatura do Voluntário

ANEXO III

MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL (BRUCKI *et al.*, 2003)

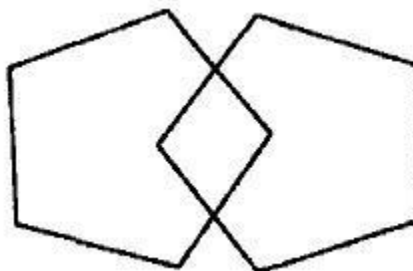
Agora vou lhe fazer algumas perguntas que exigem atenção e um pouco de sua memória. Por favor, tente se concentrar para respondê-las.

Nome	Data		
Data Nascimento	Escolaridade		
Avaliador			
	CERTO	ERRADO	NR
Orientação temporal – pergunte ao indivíduo (01 ponto para cada resposta correta)			
1. Que dia é hoje?			
2. Em que mês estamos?			
3. Em que ano estamos?			
4. Em que dia da semana estamos?			
5. Que horas são agora aproximadamente? (Considere correta a variação de mais ou menos uma hora)			
Orientação espacial – pergunte ao indivíduo (01 ponto cada resposta correta)			
6. Em que local nós estamos? (dormitório, sala, apontando para o chão)			
7. Que local é este aqui? (apontando ao redor num sentido mais amplo para a casa, hospital)			
8. Em que bairro nós estamos ou qual o nome de uma rua próxima?			
9. Em que cidade nós estamos?			
10. Em que estado nós estamos?			
Memória imediata: Eu vou dizer três palavras e você irá repeti-las a seguir: CARRO, VASO, TIJOLO (Caso o idoso não consiga repetir, falar as 3 palavras de novo e pedir que repita. Caso o idoso erre outra vez, dizer as 3 palavras em sequencia novamente e pedir que repita. Registre como acerto qualquer uma das tentativas em que o idoso foi bem-sucedido e como erro , caso ele não consiga repetir as 3 palavras em sequencia pelo menos uma vez).			

11 a. Carro			
11 b. Vaso			
11 c. Tijolo			
Cálculo: subtração de setes seriadamente. Considere 1 ponto para cada resultado correto. Se houver erro, corrija-o e prossiga. Considere correto se o examinado espontaneamente se autocorrige.			
12a. 100 - 7			
12b. 93 - 7			
12c. 86 - 7			
12d. 79 - 7			
12e. 72 - 7			
Evocação das palavras: pergunte quais palavras o sujeito acabara de repetir (01 ponto para cada resposta correta)			
13a. Carro			
13b. Vaso			
13c. Tijolo			
Nomeação: peça para o sujeito nomear os objetos mostrados (relógio, caneta). (01 ponto para cada resposta correta)			
14. Relógio			
15. Caneta			
Repetição: Preste atenção: vou lhe dizer uma frase e quero que você repita depois de mim. Considere somente se a repetição for perfeita, sem dicas (01 ponto)			
16. NEM AQUI, NEM ALI, NEM LÁ.			
Comando: agora pegue este papel com a mão direita. Dobre-o ao meio e coloque-o no chão. Se o sujeito pedir auxílio durante a tarefa não dê dicas.			
17a. Pega a folha com a mão correta			
17b. Dobra corretamente			

17c. Coloca no chão			
18. Leitura: Vou lhe mostrar uma folha onde está escrita uma frase. Gostaria que fizesse o que está escrito. (FECHE OS OLHOS). Não auxilie se pedir ajuda ou se só ler a frase sem realizar o comando.			
19. Frase: gostaria que o(a) senhor(a) escrevesse uma frase de sua escolha, qualquer uma, não precisa ser grande. (Se o idoso não compreender, ajude dizendo alguma frase que tenha começo, meio e fim, alguma coisa que aconteceu hoje ou alguma coisa que queira dizer). Não são considerados para pontuação, erros gramaticais ou ortográficos. (01 ponto)			
20. Cópia do desenho: vou lhe mostrar um desenho e gostaria que o senhor(a) copiasse, da melhor forma possível. (Considere como acerto apenas se houver 2 pentágonos interseccionados com 10 ângulos, formando uma figura de 4 lados ou com 4 ângulos).			
PONTUAÇÃO TOTAL			

Desenho:



ANEXO IV
ANAMNESE

Avaliado nº: _____ Data de nascimento: _____ Data da avaliação: _____

Sexo: () Masculino () Feminino

Horário: _____ Avaliador: _____

Você faz algum tipo de exercício físico? _____ Qual e quantas vezes por semana?

Qual é o último dia/horário que você fez exercício?

Você está enfrentando algum problema de saúde atualmente: _____

Se sim, qual?

- () Já teve derrame (AVE)
- () Possui diabetes
- () Possui doença de Parkinson
- () Possui algum problema de coluna _____
- () Possui algum problema visual que o atrapalha na realização das AVDs?
- () Necessita de algum dispositivo que o ajude a andar (bengala, por exemplo)
- () Possui algum problema que o impeça de ficar de pé por cerca de 1 minuto.
- () Possui labirintite ou Doença de Menière e está em fase aguda.

Você toma remédios? Quais?

Você sofreu alguma queda nos últimos seis meses?

() Sim () Não

ANEXO V
QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA – VERSÃO CURTA
(IPAQ) (MATSUDO *et al.*, 2001)

Para responder as questões lembre-se que:

- Atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal.
- Atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal.

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza **por pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez.

1a. Em quantos dias da última semana você **CAMINHOU** por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

dias _____ por **SEMANA** () Nenhum

1b. Nos dias em que você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou caminhando **por dia?**

horas: _____ MINUTOS: _____

2a. Em quantos dias da última semana você realizou atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como, por exemplo, pedalar leve de bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**).

dias _____ por **SEMANA** () Nenhum

2b. Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia?**

horas_____por **SEMANA** ()Nenhum

3a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos , como, por exemplo, correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar o jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

dias_____por **SEMANA** ()Nenhum

3b. Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia?**

horas_____por **SEMANA** ()Nenhum

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa, visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentado durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

4a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana?**

_____horas_____minutos

4a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de final de semana?**

_____horas_____minutos

CLASSIFICAÇÃO DO NÍVEL DE ATIVIDADE FÍSICA IPAQ:

CLASSIFICAÇÃO DO NÍVEL DE ATIVIDADE FÍSICA IPAQ:

1. MUITO ATIVO: aquele que cumpriu as recomendações de:

a) Vigorosa ≥ 5 dias/semana e ≥ 30 minutos por sessão e/ou

b) Vigorosa ≥ 3 dias/semana e ≥ 20 minutos por sessão + moderada e/ou caminhada ≥ 5 dias/semana e ≥ 30 minutos por sessão e/ou > 1500 MET's.

2. ATIVO: aquele que cumpriu recomendações de:

a) Vigorosa ≥ 3 dias/semana e ≥ 20 minutos por sessão e/ou

b) Moderada ou caminhada ≥ 5 dias/semana e ≥ 30 minutos por sessão e/ou

c) Qualquer atividade somada: ≥ 5 dias/semana e ≥ 150 minutos/semana (caminhada + moderada + vigorosa) e/ou > 600 MET's.

3. IRREGULARMENTE ATIVO: aquele que realiza atividade física, porém insuficiente para ser classificado como ativo, pois não cumpre as recomendações quanto à frequência ou duração. Para realizar essa classificação soma-se a frequência e a duração dos diferentes tipos de atividades (caminhada + moderada + vigorosa).

4. SEDENTÁRIO: aquele que não realizou nenhuma atividade física por pelo menos 10 minutos contínuos durante a semana.

MATSUDO, S.; ARAÚJO, T.; MATSUDO, V.; ANDRADE, D.; ANDRADE, E.;

OLIVEIRA, L.; BRAGGION, G. Questionário Internacional de Atividade Física

(IPAQ): estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. *Revista Atividade Física & Saúde*, v.6, n.2, p.5-18, 2001.

APÊNDICE A: Características antropométricas das amostras analisadas nos estudos.

Tabela 4 – Antropometria (massa e estatura) da amostra de adultos jovens e idosos (Estudo 1).

	Adulto Jovem		Idoso	
	Massa (Kg)	Estatura (cm)	Massa (Kg)	Estatura (cm)
Média	67,55	171,80	66,46	159,23
Desvio padrão	13,11	11,93	8,88	8,27

Tabela 5 – Antropometria (massa e estatura) da amostra de adultos jovens e idosos (Estudo 2).

	Massa (Kg)		Estatura (cm)	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Adultos jovens	67,55	13,11	171,8	11,93
Idosos jovens	66,93	7,06	161,5	6,56
Idosos médios	66,93	7,06	161,5	6,56
Idosos longevos	59,07	6,3	157	10,48

APÊNDICE B: valores médios das variáveis calculadas a partir do centro de pressão nos estudos 1 e 2.

Tabela 6 – Valores médios e desvio padrão das variáveis globais e estruturais para adultos jovens e idosos em diferentes bases de suporte. Cada valor corresponde à média de três tentativas para todos os 15 sujeitos de cada grupo (n=30). Estudo 1.

	Adulto jovem			Idoso		
	BSAS	BSPU	BSST	BSAS	BSPU	BSST
Amplitude AP (mm)	13,51±3,75	16,53±2,81	16,30±3,56	16,59±5,16	20,75±7,53	18,44±4,64
Amplitude ML (mm)	7,29±1,71	18,76±4,64	19,34±2,19	7,90±2,93	22,46±4,46	28,27±5,34
Velocidade AP (mm/s)	4,53±0,87	5,96±0,80	8,97±2,14	7,07±2,50	9,21±3,55	11,60±2,98
Velocidade ML (mm/s)	3,52±0,89	7,93±1,45	8,46±1,18	3,55±0,98	11,47±2,39	17,08±4,76
Frequência AP (Hz)	0,26±0,09	0,29±0,07	0,38±0,10	0,41±0,12	0,39±0,16	0,55±0,30
Frequência ML (Hz)	0,44±0,14	0,36±0,15	0,43±0,16	0,44±0,14	0,58±0,15	0,65±0,19
Área (mm ²)	63,43±29,07	144,59±58,07	169,19±58,19	96,93±61,74	181,34±77,86	248,47±102,25
Expoente de Hurst [¥] AP	0,19±0,04	0,15±0,05	0,41±0,33	0,23±0,19	0,13±0,12	0,51±0,38
Expoente de Hurst [¥] ML	0,37±0,37	0,17±0,11	0,17±0,11	0,45±0,33	0,31±0,28	0,45±0,36

Legenda. [¥]Calculado por meio da DFA (*Detrended Fluctuation Analysis*); BSAS (base de suporte autosselecionada); BSPU (base de suporte pés unidos); BSST (base de suporte semi-tandem).

Tabela 7 – Valores médios e desvio padrão das variáveis globais e estruturais para grupos de diferentes faixas etárias na base de suporte semi-tandem. Cada valor corresponde à média de três tentativas para todos os 15 sujeitos de cada grupo (n=60). Estudo 2.

	Adulto jovem	Idoso jovem	Idoso médio	Idoso longo
Amplitude AP (mm)	15,57±2,61	19,15±5,80	19,14±3,06	23,63±3,50
Amplitude ML (mm)	19,20±2,68	30,04±7,61	27,03±5,13	35,17±5,49
Velocidade AP (mm/s)	9,04±2,21	12,67±3,25	15,86±5,57	16,82±2,64
Velocidade ML (mm/s)	8,16±0,90	15,44±4,08	17,04±3,63	19,44±4,39
Expoente de Hurst [¥] AP	0,18±0,11	0,25±0,29	0,25±0,24	0,19±0,10
Expoente de Hurst [¥] ML	0,15±0,09	0,19±0,12	0,20±0,21	0,16±0,11

Legenda. [¥]Calculado por meio da DFA (*Detrended Flutuation Analysis*).

APÊNDICE C: sexo, idade, estado cognitivo e nível de atividade física por voluntário.

Tabela 8 – Idade, sexo e estado cognitivo dos voluntários do Estudo 1.

Voluntário	Sexo	Idade (anos)	Estado cognitivo
Adulto jovem 1	Feminino	25,50	-
Adulto jovem 2	Masculino	19,67	-
Adulto jovem 3	Masculino	22,83	-
Adulto jovem 4	Feminino	21,00	-
Adulto jovem 5	Feminino	24,50	-
Adulto jovem 6	Feminino	23,00	-
Adulto jovem 7	Masculino	26,75	-
Adulto jovem 8	Feminino	23,42	-
Adulto jovem 9	Feminino	21,17	-
Adulto jovem 10	Masculino	24,00	-
Adulto jovem 11	Masculino	28,58	-
Adulto jovem 12	Feminino	24,08	-
Adulto jovem 13	Feminino	23,42	-
Adulto jovem 14	Masculino	33,17	-
Adulto jovem 15	Feminino	24,33	-
Idoso 1	Feminino	74,33	26
Idoso 2	Masculino	80,33	30
Idoso 3	Masculino	66,67	28
Idoso 4	Feminino	65,83	23
Idoso 5	Masculino	66,92	26
Idoso 6	Feminino	71,92	23
Idoso 7	Feminino	81,42	26
Idoso 8	Feminino	70,83	27
Idoso 9	Feminino	65,50	30
Idoso 10	Masculino	72,50	28
Idoso 11	Masculino	68,17	30
Idoso 12	Feminino	70,58	26
Idoso 13	Feminino	78,08	28
Idoso 14	Feminino	72,33	24
Idoso 15	Feminino	81,83	24

Tabela 9 – Idade, sexo, estado cognitivo e nível de atividade física dos voluntários do Estudo 2.

Voluntário	Sexo	Idade (anos)	Estado cognitivo	Nível de atividade física
Adulto jovem 1	Masculino	22,8	-	Irregularmente ativo
Adulto jovem 2	Feminino	23,4	-	Sedentário
Adulto jovem 3	Feminino	21,0	-	Irregularmente ativo
Adulto jovem 4	Masculino	24,5	-	Irregularmente ativo
Adulto jovem 5	Feminino	23,4	-	Irregularmente ativo
Adulto jovem 6	Feminino	24,0	-	Irregularmente ativo
Adulto jovem 7	Feminino	24,3	-	Irregularmente ativo
Adulto jovem 8	Feminino	23,0	-	Ativo
Adulto jovem 9	Masculino	24,0	-	Ativo
Adulto jovem 10	Feminino	23,4	-	Irregularmente ativo
Adulto jovem 11	Feminino	22,1	-	Irregularmente ativo
Adulto jovem 12	Feminino	21,2	-	Ativo
Adulto jovem 13	Feminino	21,8	-	Irregularmente ativo
Adulto jovem 14	Masculino	21,1	-	Irregularmente ativo
Adulto jovem 15	Feminino	22,1	-	Irregularmente ativo
Idoso jovem 1	Masculino	66,7	28	Irregularmente ativo
Idoso jovem 2	Feminino	67,5	29	Sedentário
Idoso jovem 3	Feminino	66,2	23	Irregularmente ativo
Idoso jovem 4	Masculino	70,3	27	Irregularmente ativo
Idoso jovem 5	Feminino	69,4	28	Irregularmente ativo
Idoso jovem 6	Feminino	70,1	26	Irregularmente ativo
Idoso jovem 7	Feminino	66,0	26	Irregularmente ativo
Idoso jovem 8	Feminino	65,8	23	Ativo
Idoso jovem 9	Masculino	66,9	26	Ativo
Idoso jovem 10	Feminino	70,8	25	Irregularmente ativo
Idoso jovem 11	Feminino	69,2	29	Irregularmente ativo
Idoso jovem 12	Feminino	65,5	30	Ativo
Idoso jovem 13	Feminino	66,3	25	Irregularmente ativo
Idoso jovem 14	Masculino	67,7	30	Irregularmente ativo
Idoso jovem 15	Feminino	69,0	27	Irregularmente ativo
Idoso médio 1	Masculino	78,8	27	Irregularmente ativo
Idoso médio 2	Feminino	76,7	26	Sedentária
Idoso médio 3	Feminino	78,1	26	Irregularmente ativo
Idoso médio 4	Masculino	76,1	27	Irregularmente ativo
Idoso médio 5	Feminino	75,7	26	Irregularmente ativo
Idoso médio 6	Feminino	77,7	28	Irregularmente ativo

Idoso médio 7	Feminino	77,2	23	Irregularmente ativo
Idoso médio 8	Feminino	79,4	26	Ativo
Idoso médio 9	Masculino	77,9	29	Ativo
Idoso médio 10	Feminino	79,4	29	Irregularmente ativo
Idoso médio 11	Feminino	75,2	29	Irregularmente ativo
Idoso médio 12	Feminino	75,3	25	Ativo
Idoso médio 13	Feminino	78,6	29	Irregularmente ativo
Idoso médio 14	Masculino	80,1	25	Irregularmente ativo
Idoso médio 15	Feminino	76,3	21	Irregularmente ativo
Idoso longo 1	Masculino	90,6	28	Irregularmente ativo
Idoso longo 2	Feminino	85,3	28	Sedentário
Idoso longo 3	Feminino	87,5	29	Irregularmente ativo
Idoso longo 4	Masculino	85,2	26	Irregularmente ativo
Idoso longo 5	Feminino	90,2	23	Irregularmente ativo
Idoso longo 6	Feminino	86,1	24	Irregularmente ativo
Idoso longo 7	Feminino	85,9	23	Irregularmente ativo
Idoso longo 8	Feminino	85,4	24	Ativo
Idoso longo 9	Masculino	85,1	29	Ativo
Idoso longo 10	Feminino	86,0	24	Irregularmente ativo
Idoso longo 11	Feminino	88,4	26	Irregularmente ativo
Idoso longo 12	Feminino	85,6	26	Ativo
Idoso longo 13	Feminino	86,3	26	Irregularmente ativo
Idoso longo 14	Masculino	86,3	29	Irregularmente ativo
Idoso longo 15	Feminino	86,5	29	Irregularmente ativo

APÊNDICE D: valor obtido em cada variável do centro de pressão, em cada tentativa e média da tentativa, por voluntário, nos estudos 1 e 2.

Tabela 10 – Amplitude média (mm) de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior de adultos jovens e idosos nas bases de suporte autosseleccionada, pés unidos e semi-tandem (Estudo 1).

Base de suporte autosseleccionada:				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	11,535	5,690	7,149	8,125
Adulto jovem 2	10,696	7,486	8,366	8,849
Adulto jovem 3	23,678	16,693	14,413	18,261
Adulto jovem 4	8,609	8,728	11,597	9,645
Adulto jovem 5	10,475	9,661	11,966	10,701
Adulto jovem 6	12,015	14,119	11,863	12,666
Adulto jovem 7	18,248	21,538	14,749	18,179
Adulto jovem 8	8,033	9,537	10,454	9,341
Adulto jovem 9	20,482	17,569	12,786	16,946
Adulto jovem 10	25,538	18,298	11,831	18,556
Adulto jovem 11	10,654	11,734	14,537	12,308
Adulto jovem 12	13,953	11,419	16,658	14,010
Adulto jovem 13	15,586	7,924	12,085	11,865
Adulto jovem 14	16,597	16,478	16,670	16,582
Adulto jovem 15	16,597	16,478	16,670	16,582
Idoso 1	20,973	12,268	11,351	14,864
Idoso 2	20,496	20,930	21,307	20,911
Idoso 3	17,792	11,613	13,914	14,440
Idoso 4	11,642	11,737	9,398	10,926
Idoso 5	11,784	8,791	13,864	11,480
Idoso 6	19,427	16,854	15,032	17,105
Idoso 7	19,144	14,753	14,307	16,068
Idoso 8	9,740	11,653	10,466	10,620
Idoso 9	35,292	28,725	22,159	28,725
Idoso 10	24,936	18,856	13,684	19,159
Idoso 11	9,587	9,910	8,934	9,477
Idoso 12	13,488	17,512	12,691	14,564
Idoso 13	20,211	19,355	21,646	20,404
Idoso 14	21,226	21,695	21,701	21,540

Idoso 15	20,574	22,266	12,939	18,593
Base de suporte pés unidos				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	11,145	14,458	12,335	12,646
Adulto jovem 2	9,611	13,231	14,417	12,420
Adulto jovem 3	21,846	19,662	20,777	20,762
Adulto jovem 4	19,120	10,429	12,334	13,961
Adulto jovem 5	16,537	11,812	18,978	15,776
Adulto jovem 6	15,458	16,239	20,277	17,325
Adulto jovem 7	23,956	14,627	24,945	21,176
Adulto jovem 8	19,929	11,081	12,654	14,554
Adulto jovem 9	25,815	15,296	21,656	20,922
Adulto jovem 10	18,628	14,908	15,403	16,313
Adulto jovem 11	19,779	16,693	11,985	16,152
Adulto jovem 12	18,446	12,701	15,783	15,644
Adulto jovem 13	16,664	13,994	13,233	14,630
Adulto jovem 14	23,175	17,139	13,290	17,868
Adulto jovem 15	23,175	17,139	13,290	17,868
Idoso 1	19,654	28,196	24,301	24,050
Idoso 2	30,624	33,350	35,776	33,250
Idoso 3	19,748	19,491	19,139	19,459
Idoso 4	14,563	13,326	14,242	14,044
Idoso 5	9,912	10,669	10,037	10,206
Idoso 6	16,030	11,825	18,421	15,426
Idoso 7	15,060	11,401	13,992	13,485
Idoso 8	14,339	15,428	13,683	14,483
Idoso 9	22,696	27,553	20,279	23,509
Idoso 10	33,098	27,296	38,072	32,822
Idoso 11	18,651	13,255	14,888	15,598
Idoso 12	13,784	14,571	14,758	14,371
Idoso 13	27,112	32,572	28,807	29,497
Idoso 14	27,070	27,740	26,363	27,057
Idoso 15	15,776	28,993	27,375	24,048
Base de suporte semi-tandem:				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	14,078	10,852	13,506	12,812
Adulto jovem 2	12,603	13,145	12,648	12,799

Adulto jovem 3	17,891	17,959	15,521	17,124
Adulto jovem 4	11,408	13,386	12,747	12,514
Adulto jovem 5	11,016	10,505	12,847	11,456
Adulto jovem 6	11,554	16,254	13,046	13,618
Adulto jovem 7	16,771	14,190	14,840	15,267
Adulto jovem 8	18,073	12,308	13,236	14,539
Adulto jovem 9	12,427	25,877	24,138	20,814
Adulto jovem 10	18,543	23,049	14,693	18,762
Adulto jovem 11	19,124	14,092	13,743	15,653
Adulto jovem 12	17,460	19,240	14,158	16,953
Adulto jovem 13	18,371	19,528	14,403	17,434
Adulto jovem 14	13,577	15,632	38,025	22,412
Adulto jovem 15	13,577	15,632	38,025	22,412
Idoso 1	14,083	16,346	20,404	16,944
Idoso 2	27,014	26,132	31,103	28,083
Idoso 3	21,800	21,063	24,270	22,378
Idoso 4	14,868	9,269	13,131	12,423
Idoso 5	15,741	15,861	17,828	16,477
Idoso 6	16,609	14,412	19,314	16,778
Idoso 7	18,021	13,894	14,336	15,417
Idoso 8	10,827	10,892	13,817	11,845
Idoso 9	21,330	14,791	18,087	18,069
Idoso 10	20,987	24,540	18,713	21,413
Idoso 11	14,403	15,642	12,963	14,336
Idoso 12	14,135	16,155	14,870	15,053
Idoso 13	20,560	17,857	21,713	20,043
Idoso 14	22,205	24,820	23,932	23,652
Idoso 15	26,540	23,186	21,529	23,752

Tabela 11 – Amplitude média (mm) de deslocamento do centro de pressão na direção mediolateral de adultos jovens e idosos nas bases de suporte autosselecionada, pés unidos e semi-tandem (Estudo 1).

Base de suporte autosselecionada				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	7,333	5,880	5,969	6,394
Adulto jovem 2	6,817	8,465	11,586	8,956
Adulto jovem 3	8,690	9,614	7,589	8,631
Adulto jovem 4	7,124	5,547	6,660	6,444
Adulto jovem 5	4,880	5,961	4,169	5,003
Adulto jovem 6	6,041	3,676	3,830	4,516
Adulto jovem 7	7,746	7,172	8,126	7,681
Adulto jovem 8	6,366	6,160	7,155	6,560
Adulto jovem 9	5,524	8,199	6,234	6,652
Adulto jovem 10	8,012	6,566	9,674	8,084
Adulto jovem 11	4,801	5,467	8,387	6,218
Adulto jovem 12	3,690	3,800	10,084	5,858
Adulto jovem 13	6,280	8,421	9,553	8,084
Adulto jovem 14	7,870	5,461	17,157	10,163
Adulto jovem 15	7,870	5,461	17,157	10,163
Idoso 1	4,561	6,648	6,180	5,796
Idoso 2	10,800	11,122	9,832	10,585
Idoso 3	12,183	5,476	4,329	7,329
Idoso 4	6,417	7,318	5,380	6,372
Idoso 5	2,191	2,545	4,707	3,147
Idoso 6	16,203	11,683	9,359	12,415
Idoso 7	6,613	8,671	5,004	6,763
Idoso 8	5,767	6,583	5,835	6,062
Idoso 9	14,838	15,804	6,980	12,541
Idoso 10	14,617	11,634	7,172	11,141
Idoso 11	3,028	4,247	4,302	3,859
Idoso 12	5,160	5,813	6,125	5,699
Idoso 13	9,351	8,193	12,418	9,987
Idoso 14	8,325	7,159	10,042	8,509
Idoso 15	9,670	8,381	7,030	8,360
Base de suporte pés unidos				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas

Adulto jovem 1	19,105	18,215	27,598	21,639
Adulto jovem 2	25,181	18,725	21,809	21,905
Adulto jovem 3	25,429	20,903	17,847	21,393
Adulto jovem 4	20,460	16,923	17,685	18,356
Adulto jovem 5	15,830	13,762	9,211	12,935
Adulto jovem 6	16,731	16,498	20,434	17,888
Adulto jovem 7	25,479	22,345	16,040	21,288
Adulto jovem 8	15,961	10,637	9,244	11,947
Adulto jovem 9	16,579	18,852	12,400	15,944
Adulto jovem 10	16,154	15,393	17,342	16,297
Adulto jovem 11	14,508	17,504	19,540	17,184
Adulto jovem 12	14,984	13,274	15,155	14,471
Adulto jovem 13	11,756	18,708	16,330	15,598
Adulto jovem 14	32,071	24,545	25,127	27,248
Adulto jovem 15	32,071	24,545	25,127	27,248
Idoso 1	27,078	22,110	25,036	24,742
Idoso 2	26,802	29,612	32,207	29,541
Idoso 3	32,750	26,605	27,214	28,856
Idoso 4	15,379	17,379	24,758	19,172
Idoso 5	13,541	12,534	18,033	14,703
Idoso 6	26,463	25,845	28,027	26,778
Idoso 7	19,150	21,011	16,779	18,980
Idoso 8	24,361	21,302	17,919	21,194
Idoso 9	17,608	26,296	20,516	21,473
Idoso 10	23,921	23,004	21,927	22,951
Idoso 11	15,184	18,173	15,418	16,259
Idoso 12	19,358	14,550	21,134	18,347
Idoso 13	25,043	18,720	28,425	24,063
Idoso 14	19,707	21,861	27,462	23,010
Idoso 15	17,785	34,935	27,926	26,882

Base de suporte semi-tandem

Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	14,298	20,866	20,244	18,469
Adulto jovem 2	19,768	19,762	22,916	20,815
Adulto jovem 3	29,198	26,601	14,568	23,455
Adulto jovem 4	13,346	19,063	16,585	16,331
Adulto jovem 5	16,579	17,099	14,458	16,045
Adulto jovem 6	27,535	16,891	21,476	21,967

Adulto jovem 7	22,623	24,339	21,167	22,710
Adulto jovem 8	22,605	16,578	17,899	19,027
Adulto jovem 9	12,872	20,671	17,794	17,112
Adulto jovem 10	18,164	25,419	16,234	19,939
Adulto jovem 11	21,633	15,796	17,837	18,422
Adulto jovem 12	17,721	19,587	18,484	18,598
Adulto jovem 13	19,055	17,746	23,731	20,178
Adulto jovem 14	17,966	27,493	10,069	18,509
Adulto jovem 15	17,966	27,493	10,069	18,509
Idoso 1	23,167	34,542	33,143	30,284
Idoso 2	35,283	32,234	28,078	31,865
Idoso 3	39,134	38,790	33,039	36,988
Idoso 4	33,223	23,342	22,790	26,452
Idoso 5	25,895	26,987	31,723	28,202
Idoso 6	24,384	22,385	29,464	25,411
Idoso 7	19,659	20,198	20,841	20,232
Idoso 8	22,933	14,656	18,150	18,579
Idoso 9	26,141	26,349	25,871	26,120
Idoso 10	36,180	28,158	39,536	34,625
Idoso 11	31,155	18,757	22,123	24,012
Idoso 12	27,053	21,146	23,338	23,846
Idoso 13	42,998	26,633	28,814	32,815
Idoso 14	28,106	39,484	31,219	32,936
Idoso 15	34,755	27,095	33,033	31,627

Tabela 12 – Velocidade média (mm/s) de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior de adultos jovens e idosos nas bases de suporte autosselecionada, pés unidos e semi-tandem (Estudo 1).

Base de suporte autosselecionada				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	3,289	2,253	3,051	2,864
Adulto jovem 2	4,326	4,488	5,519	4,777
Adulto jovem 3	4,699	4,549	5,672	4,973
Adulto jovem 4	3,398	3,460	4,120	3,659
Adulto jovem 5	3,367	3,774	3,541	3,561
Adulto jovem 6	3,821	3,966	2,862	3,550
Adulto jovem 7	7,379	4,164	5,939	5,828
Adulto jovem 8	4,543	3,826	4,966	4,445
Adulto jovem 9	5,783	5,255	5,053	5,364
Adulto jovem 10	5,186	5,032	4,700	4,973
Adulto jovem 11	4,965	5,083	6,104	5,384
Adulto jovem 12	4,241	3,134	3,429	3,601
Adulto jovem 13	5,597	4,648	5,719	5,321
Adulto jovem 14	4,824	4,426	5,263	4,834
Adulto jovem 15	7,984	5,935	6,451	6,797
Idoso 1	6,048	6,139	6,527	6,238
Idoso 2	13,989	15,358	6,285	11,877
Idoso 3	5,047	3,984	4,430	4,487
Idoso 4	3,748	4,557	3,840	4,048
Idoso 5	5,702	5,364	6,118	5,728
Idoso 6	6,676	4,913	4,432	5,341
Idoso 7	7,224	7,007	4,420	6,217
Idoso 8	4,833	4,417	4,415	4,555
Idoso 9	10,234	10,459	10,685	10,459
Idoso 10	10,616	10,742	9,278	10,212
Idoso 11	4,686	5,843	4,954	5,161
Idoso 12	8,351	9,997	7,285	8,545
Idoso 13	6,576	5,497	6,143	6,072
Idoso 14	6,106	7,753	7,983	7,281
Idoso 15	11,013	10,981	7,485	9,826
Base de suporte pés unidos				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas

Adulto jovem 1	5,195	6,000	4,764	5,320
Adulto jovem 2	5,615	5,116	6,541	5,757
Adulto jovem 3	6,841	8,312	6,822	7,325
Adulto jovem 4	5,758	5,707	4,606	5,357
Adulto jovem 5	4,946	4,038	4,094	4,359
Adulto jovem 6	4,521	4,798	5,235	4,851
Adulto jovem 7	6,506	5,508	5,905	5,973
Adulto jovem 8	6,682	5,938	6,215	6,279
Adulto jovem 9	6,764	6,261	6,610	6,545
Adulto jovem 10	6,683	6,028	6,370	6,360
Adulto jovem 11	6,999	6,816	6,939	6,918
Adulto jovem 12	5,506	5,360	4,965	5,277
Adulto jovem 13	6,116	6,590	6,215	6,307
Adulto jovem 14	6,599	5,802	6,797	6,399
Adulto jovem 15	8,606	6,928	10,949	8,828
Idoso 1	7,946	8,854	8,019	8,273
Idoso 2	8,616	20,036	22,024	16,892
Idoso 3	7,643	7,468	6,474	7,195
Idoso 4	5,876	6,025	6,395	6,098
Idoso 5	6,185	5,418	4,993	5,532
Idoso 6	7,101	6,935	8,330	7,455
Idoso 7	7,330	6,064	6,483	6,625
Idoso 8	6,617	6,028	6,733	6,459
Idoso 9	10,494	10,922	9,611	10,342
Idoso 10	8,141	11,648	16,417	12,069
Idoso 11	6,795	5,973	5,200	5,989
Idoso 12	9,789	9,355	9,363	9,502
Idoso 13	7,430	7,647	7,950	7,676
Idoso 14	10,318	12,973	15,341	12,877
Idoso 15	11,830	17,891	15,967	15,230

Base de suporte semi-tandem

Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	8,180	7,348	6,968	7,499
Adulto jovem 2	12,417	12,002	13,637	12,685
Adulto jovem 3	10,543	9,759	9,078	9,793
Adulto jovem 4	8,023	8,905	8,318	8,415
Adulto jovem 5	6,796	7,009	7,059	6,955
Adulto jovem 6	5,644	6,400	6,631	6,225

Adulto jovem 7	10,707	9,016	9,264	9,662
Adulto jovem 8	13,108	11,187	9,735	11,343
Adulto jovem 9	5,136	7,069	7,662	6,622
Adulto jovem 10	10,895	8,975	8,298	9,389
Adulto jovem 11	11,661	13,201	10,343	11,735
Adulto jovem 12	7,927	8,494	7,847	8,089
Adulto jovem 13	9,402	12,737	13,499	11,879
Adulto jovem 14	6,507	6,598	8,333	7,146
Adulto jovem 15	9,891	11,271	9,650	10,271
Idoso 1	9,618	13,428	12,112	11,719
Idoso 2	13,132	12,929	12,564	12,875
Idoso 3	13,231	16,332	12,845	14,136
Idoso 4	10,863	8,790	10,571	10,075
Idoso 5	15,475	12,635	14,385	14,165
Idoso 6	6,878	5,814	5,655	6,116
Idoso 7	8,240	9,183	10,754	9,392
Idoso 8	8,691	8,140	8,672	8,501
Idoso 9	9,012	9,616	10,878	9,835
Idoso 10	15,574	12,944	12,807	13,775
Idoso 11	8,537	7,156	8,199	7,964
Idoso 12	16,354	18,417	15,361	16,710
Idoso 13	11,632	12,993	10,270	11,632
Idoso 14	15,888	14,968	15,866	15,574
Idoso 15	11,652	11,668	11,496	11,605

Tabela 13 – Velocidade média (mm/s) de deslocamento do centro de pressão na direção mediolateral de adultos jovens e idosos nas bases de suporte autosselecionada, pés unidos e semi-tandem (Estudo 1).

Base de suporte autosselecionada				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	3,163	2,600	2,854	2,872
Adulto jovem 2	4,343	5,472	5,057	4,957
Adulto jovem 3	3,412	3,557	3,829	3,599
Adulto jovem 4	4,697	4,704	4,148	4,516
Adulto jovem 5	3,696	3,084	3,220	3,333
Adulto jovem 6	2,079	1,860	1,556	1,832
Adulto jovem 7	4,321	3,180	3,589	3,697
Adulto jovem 8	4,576	3,438	4,542	4,185
Adulto jovem 9	3,475	3,611	3,370	3,485
Adulto jovem 10	3,346	4,134	3,803	3,761
Adulto jovem 11	2,760	2,825	3,167	2,917
Adulto jovem 12	2,538	2,610	3,071	2,740
Adulto jovem 13	3,803	4,298	5,347	4,483
Adulto jovem 14	3,052	3,142	6,628	4,274
Adulto jovem 15	2,107	2,314	2,240	2,220
Idoso 1	2,413	2,338	2,443	2,398
Idoso 2	8,327	3,400	3,186	4,971
Idoso 3	3,177	2,548	2,290	2,672
Idoso 4	5,112	3,933	3,369	4,138
Idoso 5	2,881	2,511	2,859	2,750
Idoso 6	4,795	3,396	2,656	3,616
Idoso 7	4,687	4,216	3,530	4,144
Idoso 8	3,729	3,079	3,564	3,457
Idoso 9	4,819	4,383	3,947	4,383
Idoso 10	6,457	5,111	4,535	5,367
Idoso 11	1,859	2,183	2,436	2,159
Idoso 12	3,432	3,662	2,855	3,316
Idoso 13	2,791	2,988	3,197	2,992
Idoso 14	2,462	2,498	2,774	2,578
Idoso 15	4,183	4,746	4,147	4,359
Base de suporte pés unidos				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas

Adulto jovem 1	7,335	8,814	7,463	7,870
Adulto jovem 2	11,730	11,142	10,698	11,190
Adulto jovem 3	8,565	7,761	6,852	7,726
Adulto jovem 4	10,292	8,112	8,221	8,875
Adulto jovem 5	5,654	5,813	5,940	5,802
Adulto jovem 6	5,747	4,614	5,677	5,346
Adulto jovem 7	9,202	8,791	8,346	8,780
Adulto jovem 8	9,076	7,009	6,795	7,627
Adulto jovem 9	6,471	7,137	5,662	6,423
Adulto jovem 10	9,504	8,822	7,856	8,727
Adulto jovem 11	7,960	7,455	6,941	7,452
Adulto jovem 12	7,378	5,605	6,222	6,402
Adulto jovem 13	6,899	8,597	9,075	8,190
Adulto jovem 14	6,654	6,678	7,953	7,095
Adulto jovem 15	7,889	6,303	6,564	6,919
Idoso 1	14,364	12,036	13,399	13,266
Idoso 2	11,473	11,171	11,771	11,472
Idoso 3	11,766	12,073	10,133	11,324
Idoso 4	8,037	9,949	9,804	9,263
Idoso 5	6,973	6,137	5,883	6,331
Idoso 6	12,096	12,353	15,134	13,194
Idoso 7	9,728	10,863	9,950	10,180
Idoso 8	10,084	8,686	11,001	9,924
Idoso 9	9,926	10,120	10,472	10,173
Idoso 10	18,075	14,110	14,845	15,677
Idoso 11	10,637	10,768	9,819	10,408
Idoso 12	12,200	10,889	11,390	11,493
Idoso 13	13,325	10,433	16,065	13,274
Idoso 14	11,157	10,146	11,162	10,822
Idoso 15	12,257	17,824	15,736	15,272

Base de suporte semi-tandem

Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	8,933	10,006	8,098	9,012
Adulto jovem 2	8,831	8,692	7,666	8,396
Adulto jovem 3	9,461	8,561	8,057	8,693
Adulto jovem 4	8,319	8,675	7,959	8,318
Adulto jovem 5	7,445	7,484	7,542	7,491
Adulto jovem 6	8,611	6,890	6,857	7,453

Adulto jovem 7	11,249	11,846	10,184	11,093
Adulto jovem 8	10,158	9,139	8,204	9,167
Adulto jovem 9	6,026	7,772	6,940	6,913
Adulto jovem 10	10,438	8,110	7,606	8,718
Adulto jovem 11	10,145	9,647	9,515	9,769
Adulto jovem 12	7,353	8,322	7,545	7,740
Adulto jovem 13	8,286	9,961	10,841	9,696
Adulto jovem 14	8,604	7,636	3,988	6,743
Adulto jovem 15	7,880	8,164	6,943	7,662
Idoso 1	18,911	21,962	21,061	20,645
Idoso 2	32,160	30,260	15,997	26,139
Idoso 3	19,182	22,013	20,514	20,570
Idoso 4	20,147	16,324	15,234	17,235
Idoso 5	16,810	13,131	15,524	15,155
Idoso 6	8,924	7,183	8,070	8,059
Idoso 7	15,430	16,739	17,158	16,442
Idoso 8	13,976	11,109	11,759	12,281
Idoso 9	11,488	12,397	12,135	12,006
Idoso 10	20,797	22,099	21,511	21,469
Idoso 11	18,194	12,718	15,332	15,415
Idoso 12	19,545	19,099	16,590	18,412
Idoso 13	17,445	15,298	11,287	14,677
Idoso 14	14,076	13,699	15,398	14,391
Idoso 15	27,244	20,446	22,383	23,358

Tabela 14 – Frequência média (Hz) de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior de adultos jovens e idosos nas bases de suporte autosseleccionada, pés unidos e semi-tandem (Estudo 1).

Base de suporte autosseleccionada				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	0,244	0,384	0,204	0,277
Adulto jovem 2	0,151	0,240	0,273	0,221
Adulto jovem 3	0,338	0,249	0,151	0,246
Adulto jovem 4	0,122	0,106	0,113	0,114
Adulto jovem 5	0,278	0,168	0,151	0,199
Adulto jovem 6	0,126	0,126	0,235	0,163
Adulto jovem 7	0,122	0,210	0,172	0,168
Adulto jovem 8	0,179	0,212	0,332	0,241
Adulto jovem 9	0,147	0,422	0,209	0,259
Adulto jovem 10	0,306	0,127	0,158	0,197
Adulto jovem 11	0,399	0,206	0,446	0,350
Adulto jovem 12	0,335	0,358	0,458	0,384
Adulto jovem 13	0,188	0,489	0,565	0,414
Adulto jovem 14	0,131	0,256	0,163	0,183
Adulto jovem 15	0,291	0,283	0,667	0,414
Idoso 1	0,231	0,131	0,305	0,222
Idoso 2	0,282	0,716	0,407	0,468
Idoso 3	0,403	0,414	0,406	0,408
Idoso 4	0,302	0,560	0,592	0,485
Idoso 5	0,591	0,401	0,461	0,484
Idoso 6	0,381	0,502	0,327	0,403
Idoso 7	0,436	0,664	0,313	0,471
Idoso 8	0,140	0,228	0,189	0,186
Idoso 9	0,388	0,290	0,382	0,354
Idoso 10	0,117	0,546	0,744	0,469
Idoso 11	0,332	0,606	0,232	0,390
Idoso 12	0,602	0,975	0,483	0,687
Idoso 13	0,428	0,360	0,355	0,381
Idoso 14	0,361	0,438	0,395	0,398
Idoso 15	0,407	0,332	0,517	0,419
Base de suporte pés unidos				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas

Adulto jovem 1	0,260	0,410	0,204	0,292
Adulto jovem 2	0,450	0,156	0,385	0,330
Adulto jovem 3	0,279	0,195	0,352	0,275
Adulto jovem 4	0,349	0,256	0,209	0,271
Adulto jovem 5	0,184	0,290	0,146	0,207
Adulto jovem 6	0,207	0,323	0,410	0,313
Adulto jovem 7	0,360	0,281	0,358	0,333
Adulto jovem 8	0,207	0,382	0,242	0,277
Adulto jovem 9	0,318	0,178	0,164	0,220
Adulto jovem 10	0,377	0,412	0,372	0,387
Adulto jovem 11	0,190	0,149	0,165	0,168
Adulto jovem 12	0,400	0,500	0,353	0,418
Adulto jovem 13	0,137	0,291	0,389	0,272
Adulto jovem 14	0,414	0,369	0,349	0,377
Adulto jovem 15	0,179	0,279	0,244	0,234
Idoso 1	0,433	0,558	0,418	0,470
Idoso 2	0,543	0,698	0,556	0,599
Idoso 3	0,429	0,299	0,150	0,293
Idoso 4	0,427	0,359	0,609	0,465
Idoso 5	0,179	0,278	0,150	0,203
Idoso 6	0,568	0,290	0,439	0,432
Idoso 7	0,641	0,202	0,405	0,416
Idoso 8	0,147	0,130	0,298	0,191
Idoso 9	0,408	0,177	0,474	0,353
Idoso 10	0,129	0,124	0,147	0,133
Idoso 11	0,367	0,189	0,182	0,246
Idoso 12	0,812	0,643	0,615	0,690
Idoso 13	0,431	0,328	0,533	0,431
Idoso 14	0,538	0,568	0,469	0,525
Idoso 15	0,270	0,276	0,874	0,473

Base de suporte semi-tandem

Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	0,228	0,361	0,317	0,302
Adulto jovem 2	0,315	0,159	0,492	0,322
Adulto jovem 3	0,416	0,143	0,212	0,257
Adulto jovem 4	0,375	0,202	0,484	0,354
Adulto jovem 5	0,464	0,724	0,194	0,461
Adulto jovem 6	0,371	0,210	0,427	0,336

Adulto jovem 7	0,126	0,255	0,648	0,343
Adulto jovem 8	0,226	0,283	0,395	0,301
Adulto jovem 9	0,351	0,248	0,358	0,319
Adulto jovem 10	0,352	0,175	0,747	0,425
Adulto jovem 11	0,273	0,799	0,675	0,582
Adulto jovem 12	0,377	0,256	0,473	0,369
Adulto jovem 13	0,555	0,192	1,108	0,618
Adulto jovem 14	0,412	0,158	0,376	0,315
Adulto jovem 15	0,193	0,369	0,782	0,448
Idoso 1	0,233	0,300	0,145	0,226
Idoso 2	1,507	1,406	0,459	1,124
Idoso 3	0,849	0,333	0,869	0,684
Idoso 4	0,477	0,154	0,324	0,318
Idoso 5	0,204	0,171	0,557	0,310
Idoso 6	0,286	0,132	0,446	0,288
Idoso 7	0,165	0,525	0,310	0,333
Idoso 8	0,965	0,779	0,152	0,632
Idoso 9	0,753	0,369	1,001	0,708
Idoso 10	0,621	0,119	0,604	0,448
Idoso 11	0,202	0,488	0,162	0,284
Idoso 12	0,816	0,171	0,637	0,541
Idoso 13	0,213	0,892	0,499	0,535
Idoso 14	0,976	0,398	0,410	0,595
Idoso 15	1,389	1,471	0,764	1,208

Tabela 15 – Frequência média (Hz) de deslocamento do centro de pressão na direção mediolateral de adultos jovens e idosos nas bases de suporte autosselecionada, pés unidos e semi-tandem (Estudo 1).

Base de suporte autosselecionada				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	0,563	0,162	0,608	0,338
Adulto jovem 2	0,430	0,208	0,446	0,721
Adulto jovem 3	0,630	0,257	0,661	0,474
Adulto jovem 4	0,468	0,137	0,159	0,528
Adulto jovem 5	0,193	0,304	0,357	0,481
Adulto jovem 6	0,135	0,164	0,227	0,397
Adulto jovem 7	0,948	0,143	0,143	0,587
Adulto jovem 8	0,329	0,233	0,135	0,663
Adulto jovem 9	0,199	0,180	0,164	0,406
Adulto jovem 10	0,410	0,165	0,157	0,378
Adulto jovem 11	0,154	0,125	0,209	0,420
Adulto jovem 12	1,003	0,302	0,670	0,267
Adulto jovem 13	0,746	0,435	0,244	0,322
Adulto jovem 14	0,206	0,344	0,354	0,207
Adulto jovem 15	0,102	0,166	0,325	0,394
Idoso 1	0,203	0,339	0,472	0,338
Idoso 2	1,036	0,886	0,241	0,721
Idoso 3	0,277	0,422	0,722	0,474
Idoso 4	0,325	0,618	0,641	0,528
Idoso 5	0,127	0,660	0,656	0,481
Idoso 6	0,505	0,427	0,260	0,397
Idoso 7	0,727	0,496	0,538	0,587
Idoso 8	0,951	0,773	0,266	0,663
Idoso 9	0,392	0,499	0,327	0,406
Idoso 10	0,612	0,375	0,147	0,378
Idoso 11	0,364	0,143	0,752	0,420
Idoso 12	0,249	0,393	0,160	0,267
Idoso 13	0,366	0,187	0,413	0,322
Idoso 14	0,133	0,250	0,240	0,207
Idoso 15	0,196	0,187	0,799	0,394
Base de suporte pés unidos				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas

Adulto jovem 1	0,656	0,640	0,598	0,631
Adulto jovem 2	0,289	0,200	0,247	0,245
Adulto jovem 3	0,222	0,139	0,210	0,190
Adulto jovem 4	0,294	0,159	0,210	0,221
Adulto jovem 5	0,563	0,248	0,745	0,519
Adulto jovem 6	0,326	0,154	0,364	0,281
Adulto jovem 7	0,214	0,332	0,297	0,281
Adulto jovem 8	0,333	0,181	0,258	0,257
Adulto jovem 9	0,354	0,643	0,348	0,448
Adulto jovem 10	0,317	0,155	0,355	0,276
Adulto jovem 11	0,375	0,198	0,259	0,277
Adulto jovem 12	0,584	0,501	0,604	0,563
Adulto jovem 13	0,639	0,285	0,859	0,594
Adulto jovem 14	0,166	0,492	0,333	0,330
Adulto jovem 15	0,407	0,330	0,124	0,287
Idoso 1	0,414	0,448	0,719	0,527
Idoso 2	0,258	0,812	1,295	0,788
Idoso 3	0,464	0,364	0,344	0,391
Idoso 4	0,352	0,911	0,371	0,545
Idoso 5	0,341	0,572	0,389	0,434
Idoso 6	0,490	0,775	0,855	0,707
Idoso 7	0,453	0,608	0,466	0,509
Idoso 8	0,288	0,574	0,385	0,415
Idoso 9	0,419	0,502	0,642	0,521
Idoso 10	0,635	1,017	1,114	0,922
Idoso 11	0,423	0,780	0,275	0,493
Idoso 12	0,424	1,016	0,717	0,719
Idoso 13	0,712	0,638	0,448	0,599
Idoso 14	0,500	0,389	0,433	0,440
Idoso 15	0,588	0,790	0,511	0,630

Base de suporte semi-tandem

Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	0,712	0,737	0,427	0,625
Adulto jovem 2	1,209	0,373	0,338	0,640
Adulto jovem 3	0,145	0,438	0,187	0,257
Adulto jovem 4	0,961	0,307	0,272	0,514
Adulto jovem 5	0,537	0,270	0,190	0,332
Adulto jovem 6	0,287	0,193	0,303	0,261

Adulto jovem 7	0,654	0,599	0,406	0,553
Adulto jovem 8	0,203	0,235	0,175	0,204
Adulto jovem 9	0,158	0,130	0,266	0,185
Adulto jovem 10	0,679	0,167	0,508	0,451
Adulto jovem 11	0,767	0,244	0,225	0,412
Adulto jovem 12	0,437	0,458	0,382	0,426
Adulto jovem 13	0,442	0,454	0,718	0,538
Adulto jovem 14	0,300	0,262	0,360	0,307
Adulto jovem 15	0,718	0,714	0,645	0,692
Idoso 1	0,713	0,483	0,656	0,617
Idoso 2	0,855	0,464	1,039	0,786
Idoso 3	0,798	0,708	0,858	0,788
Idoso 4	0,454	1,020	0,400	0,625
Idoso 5	0,527	0,657	0,513	0,566
Idoso 6	0,367	0,404	0,390	0,387
Idoso 7	0,939	0,687	1,196	0,941
Idoso 8	0,240	0,205	0,383	0,276
Idoso 9	0,506	0,522	0,403	0,477
Idoso 10	0,556	1,039	0,508	0,701
Idoso 11	0,962	0,620	1,031	0,871
Idoso 12	1,244	0,458	0,778	0,826
Idoso 13	0,482	0,661	0,571	0,571
Idoso 14	0,669	0,273	0,596	0,513
Idoso 15	1,002	0,830	0,728	0,853

Tabela 16 – Área (mm²) de deslocamento do centro de pressão de adultos jovens e idosos nas bases de suporte autosselecionada, pés unidos e semi-tandem (Estudo 1).

Base de suporte autosselecionada				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	68,790	48,537	42,436	53,255
Adulto jovem 2	48,496	49,775	55,297	51,189
Adulto jovem 3	70,174	77,583	72,327	73,361
Adulto jovem 4	31,309	32,201	35,304	32,938
Adulto jovem 5	26,078	28,925	36,373	30,459
Adulto jovem 6	32,758	31,203	32,487	32,149
Adulto jovem 7	89,922	85,978	85,327	87,076
Adulto jovem 8	40,475	40,666	42,905	41,348
Adulto jovem 9	83,341	97,018	104,780	95,046
Adulto jovem 10	92,009	84,184	94,322	90,172
Adulto jovem 11	35,118	38,632	61,226	44,992
Adulto jovem 12	44,012	38,647	50,890	44,516
Adulto jovem 13	53,205	47,285	48,603	49,698
Adulto jovem 14	96,192	82,804	158,783	112,593
Adulto jovem 15	96,192	82,804	158,783	112,593
Idoso 1	72,862	73,337	66,462	70,887
Idoso 2	122,307	132,055	134,994	129,785
Idoso 3	102,326	75,071	66,696	81,364
Idoso 4	45,391	48,918	46,616	46,975
Idoso 5	14,714	15,668	21,700	17,360
Idoso 6	209,085	155,640	138,311	167,679
Idoso 7	115,847	103,346	84,614	101,269
Idoso 8	30,411	32,946	34,636	32,664
Idoso 9	300,207	229,898	159,588	229,898
Idoso 10	196,610	162,655	134,361	164,542
Idoso 11	18,729	21,491	25,006	21,742
Idoso 12	29,368	41,034	41,227	37,210
Idoso 13	128,126	126,935	145,119	133,393
Idoso 14	117,827	118,303	127,159	121,097
Idoso 15	106,742	101,249	86,345	98,112
Base de suporte pés unidos				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas

Adulto jovem 1	73,683	99,293	112,008	94,995
Adulto jovem 2	97,742	117,286	130,024	115,017
Adulto jovem 3	197,483	228,607	230,847	218,979
Adulto jovem 4	102,110	106,620	120,679	109,803
Adulto jovem 5	72,205	86,719	98,288	85,737
Adulto jovem 6	82,745	106,673	138,026	109,148
Adulto jovem 7	177,409	223,940	228,823	210,057
Adulto jovem 8	97,144	96,682	94,770	96,198
Adulto jovem 9	158,307	217,181	216,295	197,261
Adulto jovem 10	126,478	136,238	152,873	138,530
Adulto jovem 11	87,280	123,163	134,113	114,852
Adulto jovem 12	94,554	109,953	119,163	107,890
Adulto jovem 13	74,761	98,462	101,890	91,705
Adulto jovem 14	243,510	240,866	233,555	239,311
Adulto jovem 15	243,510	240,866	233,555	239,311
Idoso 1	165,304	215,397	238,005	206,235
Idoso 2	255,676	316,166	350,417	307,420
Idoso 3	182,562	203,548	219,402	201,837
Idoso 4	81,681	100,951	119,932	100,854
Idoso 5	49,237	65,269	76,513	63,673
Idoso 6	190,541	196,499	210,899	199,313
Idoso 7	135,610	149,496	161,559	148,888
Idoso 8	84,148	105,487	111,336	100,324
Idoso 9	207,223	281,267	292,957	260,483
Idoso 10	256,167	268,354	348,808	291,110
Idoso 11	67,348	81,029	94,001	80,793
Idoso 12	99,423	106,017	115,720	107,053
Idoso 13	215,253	246,489	278,632	246,791
Idoso 14	177,654	220,321	258,886	218,954
Idoso 15	127,949	202,496	228,885	186,443

Base de suporte semi-tandem

Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	113,905	116,331	119,309	116,515
Adulto jovem 2	133,184	135,210	134,923	134,439
Adulto jovem 3	276,699	283,651	272,107	277,486
Adulto jovem 4	119,747	125,384	129,067	124,732
Adulto jovem 5	104,922	113,984	117,099	112,002
Adulto jovem 6	156,411	157,525	156,110	156,682

Adulto jovem 7	237,355	244,546	241,474	241,125
Adulto jovem 8	106,353	113,682	117,564	112,533
Adulto jovem 9	210,457	237,959	250,190	232,869
Adulto jovem 10	157,797	159,210	157,877	158,295
Adulto jovem 11	140,525	148,263	148,889	145,892
Adulto jovem 12	127,588	143,035	142,710	137,778
Adulto jovem 13	105,599	113,827	122,132	113,853
Adulto jovem 14	220,912	226,915	262,601	236,809
Adulto jovem 15	220,912	226,915	262,601	236,809
Idoso 1	253,659	272,408	283,125	269,731
Idoso 2	383,891	403,445	466,291	417,876
Idoso 3	258,084	296,068	305,163	286,438
Idoso 4	149,269	149,657	154,257	151,061
Idoso 5	96,642	111,120	126,844	111,535
Idoso 6	225,713	232,132	248,279	235,375
Idoso 7	178,595	186,051	191,815	185,487
Idoso 8	125,470	122,237	122,181	123,296
Idoso 9	300,090	303,941	303,743	302,591
Idoso 10	393,597	395,156	415,241	401,331
Idoso 11	123,112	131,911	140,258	131,760
Idoso 12	134,414	146,109	151,006	143,843
Idoso 13	333,930	338,255	338,135	336,773
Idoso 14	284,728	327,660	363,882	325,423
Idoso 15	289,845	304,618	319,196	304,553

Tabela 17 – Expoente de Hurst do deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior de adultos jovens e idosos nas bases de suporte autosselecionada, pés unidos e semi-tandem (Estudo 1).

Base de suporte autosselecionada				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	0,237	0,202	0,107	0,182
Adulto jovem 2	0,103	0,042	0,968	0,201
Adulto jovem 3	0,242	0,209	0,171	0,207
Adulto jovem 4	0,196	0,204	0,174	0,191
Adulto jovem 5	0,159	0,126	0,210	0,165
Adulto jovem 6	0,209	0,182	0,272	0,221
Adulto jovem 7	0,125	0,081	0,156	0,121
Adulto jovem 8	0,171	0,192	0,159	0,174
Adulto jovem 9	0,273	0,240	0,292	0,268
Adulto jovem 10	0,262	0,231	0,191	0,228
Adulto jovem 11	0,201	0,148	0,111	0,153
Adulto jovem 12	0,191	0,193	0,144	0,176
Adulto jovem 13	0,150	0,225	0,996	0,217
Adulto jovem 14	0,214	0,240	0,170	0,208
Adulto jovem 15	0,194	0,127	0,073	0,131
Idoso 1	0,221	0,097	0,075	0,131
Idoso 2	0,008	0,995	0,990	0,664
Idoso 3	0,193	0,189	0,161	0,181
Idoso 4	0,193	0,110	0,151	0,152
Idoso 5	0,124	0,145	0,173	0,147
Idoso 6	0,153	0,168	0,237	0,186
Idoso 7	0,154	0,119	0,172	0,148
Idoso 8	0,099	0,069	0,145	0,104
Idoso 9	0,187	0,067	0,086	0,113
Idoso 10	0,128	0,077	0,971	0,392
Idoso 11	0,101	0,024	0,081	0,068
Idoso 12	0,203	0,951	0,033	0,650
Idoso 13	0,164	0,208	0,184	0,186
Idoso 14	0,224	0,178	0,129	0,177
Idoso 15	0,124	0,096	0,108	0,109
Base de suporte pés unidos				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas

Adulto jovem 1	0,059	0,086	0,111	0,085
Adulto jovem 2	0,072	0,121	0,076	0,090
Adulto jovem 3	0,181	0,142	0,209	0,178
Adulto jovem 4	0,165	0,086	0,168	0,140
Adulto jovem 5	0,159	0,155	0,233	0,182
Adulto jovem 6	0,202	0,182	0,264	0,216
Adulto jovem 7	0,241	0,172	0,200	0,204
Adulto jovem 8	0,205	0,163	0,160	0,176
Adulto jovem 9	0,223	0,247	0,232	0,234
Adulto jovem 10	0,120	0,128	0,130	0,126
Adulto jovem 11	0,139	0,173	0,144	0,152
Adulto jovem 12	0,184	0,171	0,191	0,182
Adulto jovem 13	0,133	0,084	0,039	0,086
Adulto jovem 14	0,170	0,194	0,115	0,160
Adulto jovem 15	0,153	0,065	0,050	0,089
Idoso 1	0,207	0,123	0,150	0,160
Idoso 2	0,134	0,074	0,117	0,108
Idoso 3	0,184	0,032	0,177	0,131
Idoso 4	0,123	0,182	0,106	0,137
Idoso 5	0,102	0,138	0,118	0,119
Idoso 6	0,040	0,163	0,151	0,165
Idoso 7	0,092	0,090	0,113	0,098
Idoso 8	0,163	0,141	0,050	0,118
Idoso 9	0,128	0,145	0,121	0,131
Idoso 10	0,017	0,085	0,088	0,063
Idoso 11	0,138	0,037	0,089	0,088
Idoso 12	0,047	0,049	0,080	0,059
Idoso 13	0,242	0,268	0,089	0,200
Idoso 14	0,117	0,078	0,010	0,068
Idoso 15	0,181	0,017	0,010	0,132

Base de suporte semi-tandem

Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	0,976	0,939	0,060	0,658
Adulto jovem 2	0,897	0,998	0,823	0,906
Adulto jovem 3	0,090	0,082	0,103	0,092
Adulto jovem 4	0,111	0,021	0,081	0,071
Adulto jovem 5	0,070	0,039	0,078	0,062
Adulto jovem 6	0,125	0,099	0,149	0,124

Adulto jovem 7	0,025	0,028	0,891	0,315
Adulto jovem 8	0,960	0,957	0,965	0,961
Adulto jovem 9	0,236	0,215	0,256	0,236
Adulto jovem 10	0,908	0,015	0,983	0,635
Adulto jovem 11	0,927	0,970	0,927	0,941
Adulto jovem 12	0,893	0,073	0,017	0,327
Adulto jovem 13	0,028	0,025	0,942	0,332
Adulto jovem 14	0,076	0,122	0,231	0,143
Adulto jovem 15	0,012	0,945	0,010	0,322
Idoso 1	0,134	0,083	0,044	0,087
Idoso 2	0,865	0,897	0,871	0,878
Idoso 3	0,946	0,951	0,949	0,949
Idoso 4	0,109	0,013	0,017	0,046
Idoso 5	0,065	0,051	0,121	0,079
Idoso 6	0,137	0,156	0,143	0,145
Idoso 7	0,125	0,094	0,987	0,402
Idoso 8	0,980	0,983	0,987	0,983
Idoso 9	0,967	0,977	0,977	0,973
Idoso 10	0,968	0,001	0,047	0,339
Idoso 11	0,044	0,138	0,101	0,094
Idoso 12	0,917	0,938	0,850	0,902
Idoso 13	0,001	0,921	0,982	0,635
Idoso 14	0,968	0,000	0,033	0,334
Idoso 15	0,810	0,797	0,931	0,846

Tabela 18 – Expoente de Hurst do deslocamento do centro de pressão na direção mediolateral de adultos jovens e idosos nas bases de suporte autosselecionada, pés unidos e semi-tandem (Estudo 1).

Base de suporte autosselecionada				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	0,054	0,127	0,092	0,091
Adulto jovem 2	0,007	0,008	0,119	0,044
Adulto jovem 3	0,033	0,073	0,994	0,366
Adulto jovem 4	0,915	0,926	0,959	0,933
Adulto jovem 5	0,989	0,951	0,991	0,977
Adulto jovem 6	0,055	0,102	0,165	0,107
Adulto jovem 7	0,974	0,058	0,049	0,360
Adulto jovem 8	0,077	0,014	0,989	0,360
Adulto jovem 9	0,090	0,114	0,085	0,097
Adulto jovem 10	0,068	0,022	0,109	0,066
Adulto jovem 11	0,143	0,121	0,213	0,159
Adulto jovem 12	0,935	0,941	0,977	0,951
Adulto jovem 13	0,978	0,892	0,882	0,917
Adulto jovem 14	0,093	0,020	0,114	0,075
Adulto jovem 15	0,088	0,047	0,122	0,086
Idoso 1	0,068	0,183	0,099	0,117
Idoso 2	0,907	0,889	0,953	0,916
Idoso 3	0,134	0,032	0,973	0,380
Idoso 4	0,899	0,030	0,018	0,315
Idoso 5	0,957	0,945	0,087	0,663
Idoso 6	0,176	0,145	0,221	0,181
Idoso 7	0,912	0,991	0,955	0,953
Idoso 8	0,886	0,984	0,981	0,950
Idoso 9	0,119	0,155	0,093	0,122
Idoso 10	0,061	0,995	0,023	0,359
Idoso 11	0,015	0,042	0,028	0,028
Idoso 12	0,958	0,969	0,062	0,663
Idoso 13	0,202	0,161	0,241	0,202
Idoso 14	0,172	0,135	0,252	0,186
Idoso 15	0,052	0,970	0,943	0,655
Base de suporte pés unidos				
Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas

Adulto jovem 1	0,053	0,101	0,138	0,098
Adulto jovem 2	0,096	0,087	0,015	0,066
Adulto jovem 3	0,106	0,154	0,159	0,140
Adulto jovem 4	0,992	0,158	0,027	0,200
Adulto jovem 5	0,062	0,137	0,083	0,094
Adulto jovem 6	0,166	0,167	0,257	0,197
Adulto jovem 7	0,109	0,093	0,068	0,090
Adulto jovem 8	0,094	0,080	0,162	0,364
Adulto jovem 9	0,159	0,095	0,169	0,141
Adulto jovem 10	0,966	0,012	0,094	0,357
Adulto jovem 11	0,086	0,168	0,166	0,140
Adulto jovem 12	0,088	0,081	0,105	0,091
Adulto jovem 13	0,086	0,104	0,043	0,078
Adulto jovem 14	0,165	0,067	0,098	0,110
Adulto jovem 15	0,976	0,024	0,099	0,366
Idoso 1	0,117	0,145	0,077	0,113
Idoso 2	0,925	0,021	0,886	0,610
Idoso 3	0,085	0,011	0,061	0,052
Idoso 4	0,081	0,989	0,067	0,379
Idoso 5	0,117	0,112	0,216	0,148
Idoso 6	0,095	0,026	0,001	0,040
Idoso 7	0,143	0,071	0,109	0,107
Idoso 8	0,111	0,050	0,996	0,386
Idoso 9	0,074	0,101	0,043	0,073
Idoso 10	0,916	0,918	0,940	0,925
Idoso 11	0,927	0,968	0,030	0,642
Idoso 12	0,010	0,907	0,943	0,620
Idoso 13	0,024	0,018	0,932	0,324
Idoso 14	0,060	0,136	0,180	0,125
Idoso 15	0,068	0,026	0,055	0,050

Base de suporte semi-tandem

Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	0,945	0,964	0,110	0,201
Adulto jovem 2	0,832	0,994	0,152	0,245
Adulto jovem 3	0,145	0,097	0,082	0,108
Adulto jovem 4	0,988	0,010	0,045	0,348
Adulto jovem 5	0,074	0,158	0,113	0,115
Adulto jovem 6	0,148	0,152	0,203	0,168

Adulto jovem 7	0,951	0,042	0,078	0,357
Adulto jovem 8	0,048	0,097	0,061	0,069
Adulto jovem 9	0,120	0,112	0,134	0,122
Adulto jovem 10	0,989	0,067	0,088	0,381
Adulto jovem 11	0,021	0,014	0,039	0,025
Adulto jovem 12	0,146	0,094	0,129	0,123
Adulto jovem 13	0,087	0,107	0,088	0,094
Adulto jovem 14	0,067	0,160	0,131	0,119
Adulto jovem 15	0,076	0,054	0,088	0,073
Idoso 1	0,957	0,017	0,032	0,336
Idoso 2	0,000	0,987	0,933	0,640
Idoso 3	0,043	0,062	0,957	0,354
Idoso 4	0,025	0,994	0,070	0,363
Idoso 5	0,059	0,078	0,135	0,091
Idoso 6	0,200	0,221	0,191	0,204
Idoso 7	0,983	0,959	0,890	0,944
Idoso 8	0,103	0,013	0,020	0,045
Idoso 9	0,122	0,063	0,081	0,088
Idoso 10	0,985	0,916	0,998	0,966
Idoso 11	0,968	0,025	0,981	0,658
Idoso 12	0,907	0,888	0,920	0,905
Idoso 13	0,103	0,029	0,065	0,066
Idoso 14	0,075	0,121	0,065	0,087
Idoso 15	0,919	0,985	0,991	0,965

Tabela 19 – Amplitude de deslocamento (mm) do centro de pressão na direção ântero-posterior de indivíduos de diferentes faixas etárias na base de suporte semi-tandem (Estudo 2).

Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	17,891	17,959	15,521	17,124
Adulto jovem 2	18,073	12,308	13,236	14,539
Adulto jovem 3	11,408	13,386	12,747	12,514
Adulto jovem 4	11,016	10,505	12,847	11,456
Adulto jovem 5	17,460	19,240	14,158	16,953
Adulto jovem 6	18,371	19,528	14,403	17,434
Adulto jovem 7	13,577	15,632	15,373	14,861
Adulto jovem 8	11,554	16,254	13,046	13,618
Adulto jovem 9	18,543	23,049	14,693	18,762
Adulto jovem 10	11,992	9,848	11,297	11,046
Adulto jovem 11	17,690	16,459	20,133	18,094
Adulto jovem 12	12,427	25,877	14,746	17,684
Adulto jovem 13	11,897	16,790	16,344	15,010
Adulto jovem 14	20,027	20,444	17,352	19,274
Adulto jovem 15	18,043	12,028	15,301	15,124
Idoso jovem 1	21,800	21,063	24,270	22,378
Idoso jovem 2	18,132	13,699	13,252	15,028
Idoso jovem 3	17,375	17,213	11,313	15,300
Idoso jovem 4	26,253	24,699	28,156	26,369
Idoso jovem 5	31,710	33,833	22,939	29,494
Idoso jovem 6	15,387	12,581	13,401	13,790
Idoso jovem 7	20,461	15,125	9,631	15,073
Idoso jovem 8	14,868	9,269	13,131	12,423
Idoso jovem 9	15,741	15,861	17,828	16,477
Idoso jovem 10	10,275	23,372	13,298	15,648
Idoso jovem 11	19,263	21,454	21,431	20,716
Idoso jovem 12	21,330	14,791	18,087	18,069
Idoso jovem 13	14,092	13,702	11,410	13,068
Idoso jovem 14	26,732	29,468	27,983	28,061
Idoso jovem 15	17,823	32,269	26,151	25,414
Idoso médio 1	22,625	14,068	12,564	16,419
Idoso médio 2	23,913	26,167	25,318	25,132
Idoso médio 3	14,083	16,346	20,404	16,944

Idoso médio 4	20,508	21,583	17,858	19,983
Idoso médio 5	20,161	20,460	18,556	19,725
Idoso médio 6	17,960	18,907	18,880	18,582
Idoso médio 7	23,670	23,998	19,916	22,528
Idoso médio 8	13,139	14,120	16,721	14,660
Idoso médio 9	20,657	9,709	13,584	14,650
Idoso médio 10	22,949	17,363	21,025	20,446
Idoso médio 11	16,628	18,500	12,629	15,919
Idoso médio 12	20,084	25,633	22,558	22,758
Idoso médio 13	28,587	18,326	16,765	21,226
Idoso médio 14	18,195	18,999	19,412	18,868
Idoso médio 15	18,102	17,255	22,449	19,268
Idoso longo 1	31,264	16,663	24,831	24,252
Idoso longo 2	19,638	19,325	19,641	19,535
Idoso longo 3	24,997	21,961	36,677	27,878
Idoso longo 4	30,727	25,845	24,457	27,010
Idoso longo 5	18,426	25,564	23,791	22,594
Idoso longo 6	23,570	19,153	35,368	26,030
Idoso longo 7	24,398	22,883	22,773	23,351
Idoso longo 8	40,834	14,740	14,516	23,363
Idoso longo 9	24,130	20,366	29,932	24,809
Idoso longo 10	11,912	21,346	12,236	15,165
Idoso longo 11	21,112	26,686	19,033	22,277
Idoso longo 12	22,204	24,163	32,748	26,372
Idoso longo 13	12,785	26,445	18,048	19,093
Idoso longo 14	21,847	25,265	32,891	26,668
Idoso longo 15	23,560	15,483	39,111	26,051

Tabela 20 – Amplitude de deslocamento (mm) do centro de pressão na direção mediolateral de indivíduos de diferentes faixas etárias na base de suporte semi-tandem (Estudo 2).

Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	29,198	26,601	14,568	23,455
Adulto jovem 2	22,605	16,578	17,899	19,027
Adulto jovem 3	13,346	19,063	16,585	16,331
Adulto jovem 4	16,579	17,099	14,458	16,045
Adulto jovem 5	17,721	19,587	18,484	18,598
Adulto jovem 6	19,055	17,746	23,731	20,178
Adulto jovem 7	17,966	27,493	10,069	18,509
Adulto jovem 8	27,535	16,891	21,476	21,967
Adulto jovem 9	18,164	25,419	16,234	19,939
Adulto jovem 10	19,253	12,776	16,861	16,296
Adulto jovem 11	21,351	20,810	22,104	21,422
Adulto jovem 12	12,872	20,671	17,794	17,112
Adulto jovem 13	21,021	21,858	29,535	24,138
Adulto jovem 14	21,724	18,155	18,125	19,335
Adulto jovem 15	18,055	14,883	14,141	15,693
Idoso jovem 1	39,134	38,790	33,039	36,988
Idoso jovem 2	41,704	21,184	21,696	28,195
Idoso jovem 3	25,666	22,740	19,708	22,705
Idoso jovem 4	55,086	36,139	41,683	44,303
Idoso jovem 5	45,763	46,863	27,100	39,909
Idoso jovem 6	21,373	17,457	20,399	19,743
Idoso jovem 7	32,444	31,942	20,578	28,321
Idoso jovem 8	33,223	23,342	22,790	26,452
Idoso jovem 9	25,895	26,987	31,723	28,202
Idoso jovem 10	22,628	28,971	19,409	23,669
Idoso jovem 11	33,788	37,007	39,372	36,722
Idoso jovem 12	26,141	26,349	25,871	26,120
Idoso jovem 13	23,439	18,284	17,581	19,768
Idoso jovem 14	29,024	36,587	27,537	31,049
Idoso jovem 15	31,005	46,568	38,017	38,530
Idoso médio 1	28,146	24,413	23,144	25,234
Idoso médio 2	38,886	30,636	29,676	33,066
Idoso médio 3	23,167	34,542	33,143	30,284

Idoso médio 4	18,649	22,642	18,468	19,920
Idoso médio 5	37,265	23,133	26,242	28,880
Idoso médio 6	22,504	31,482	29,238	27,742
Idoso médio 7	26,304	24,491	29,719	26,838
Idoso médio 8	26,177	25,939	27,149	26,422
Idoso médio 9	19,874	17,098	19,800	18,924
Idoso médio 10	22,097	25,601	32,661	26,786
Idoso médio 11	25,249	21,442	17,814	21,502
Idoso médio 12	26,044	38,961	41,824	35,610
Idoso médio 13	27,243	21,823	35,869	28,312
Idoso médio 14	31,841	33,529	38,684	34,685
Idoso médio 15	17,218	25,098	21,497	21,271
Idoso longo 1	46,980	33,877	36,867	39,241
Idoso longo 2	27,317	35,032	43,318	35,222
Idoso longo 3	28,521	42,422	50,902	40,615
Idoso longo 4	37,937	35,599	36,658	36,731
Idoso longo 5	27,050	36,055	32,259	31,788
Idoso longo 6	45,542	33,070	36,755	38,456
Idoso longo 7	31,312	23,509	26,778	27,200
Idoso longo 8	38,482	23,089	26,891	29,487
Idoso longo 9	45,838	41,139	37,379	41,452
Idoso longo 10	25,879	26,281	21,421	24,527
Idoso longo 11	29,927	38,974	25,306	31,402
Idoso longo 12	38,064	31,747	29,414	33,075
Idoso longo 13	25,235	42,935	36,718	34,963
Idoso longo 14	30,300	43,041	51,208	41,517
Idoso longo 15	33,867	26,734	64,880	41,827

Tabela 21 – Velocidade de deslocamento (mm/s) do centro de pressão na direção ântero-posterior de indivíduos de diferentes faixas etárias na base de suporte semi-tandem (Estudo 2).

Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	10,543	9,759	9,078	9,793
Adulto jovem 2	13,108	11,187	9,735	11,343
Adulto jovem 3	8,023	8,905	8,318	8,415
Adulto jovem 4	6,796	7,009	7,059	6,955
Adulto jovem 5	7,927	8,494	7,847	8,089
Adulto jovem 6	9,402	12,737	13,499	11,879
Adulto jovem 7	6,507	6,598	8,333	7,146
Adulto jovem 8	5,644	6,400	6,631	6,225
Adulto jovem 9	10,895	8,975	8,298	9,389
Adulto jovem 10	8,706	7,396	8,291	8,131
Adulto jovem 11	11,787	11,768	14,926	12,827
Adulto jovem 12	5,136	7,069	7,662	6,622
Adulto jovem 13	8,013	7,854	7,582	7,816
Adulto jovem 14	12,261	15,430	10,532	12,741
Adulto jovem 15	8,465	8,276	7,816	8,186
Idoso jovem 1	13,231	16,332	12,845	14,136
Idoso jovem 2	13,479	10,967	10,832	11,760
Idoso jovem 3	11,891	9,380	9,970	10,414
Idoso jovem 4	15,968	17,911	15,237	16,372
Idoso jovem 5	16,327	16,285	16,504	16,372
Idoso jovem 6	12,575	10,540	12,048	11,721
Idoso jovem 7	12,816	10,427	9,776	11,006
Idoso jovem 8	10,863	8,790	10,571	10,075
Idoso jovem 9	15,475	12,635	14,385	14,165
Idoso jovem 10	9,657	11,436	9,748	10,280
Idoso jovem 11	17,871	13,795	12,404	14,690
Idoso jovem 12	9,012	9,616	10,878	9,835
Idoso jovem 13	9,184	8,088	8,381	8,551
Idoso jovem 14	20,360	21,184	19,556	20,367
Idoso jovem 15	9,891	11,271	9,650	10,271
Idoso médio 1	14,682	13,755	10,606	13,014
Idoso médio 2	31,502	28,254	22,433	27,396
Idoso médio 3	9,618	13,428	12,112	11,719

Idoso médio 4	16,875	14,654	14,096	15,208
Idoso médio 5	19,227	17,900	17,280	18,136
Idoso médio 6	13,291	14,914	14,241	14,149
Idoso médio 7	31,037	28,610	24,978	28,208
Idoso médio 8	10,770	9,856	9,650	10,092
Idoso médio 9	8,983	7,650	9,115	8,583
Idoso médio 10	15,538	13,343	11,132	13,338
Idoso médio 11	16,556	13,546	10,767	13,623
Idoso médio 12	21,819	16,929	19,512	19,420
Idoso médio 13	18,177	15,267	12,739	15,394
Idoso médio 14	17,941	14,103	15,622	15,889
Idoso médio 15	15,345	12,745	13,069	13,720
Idoso longo 1	15,907	13,203	11,794	13,635
Idoso longo 2	21,185	21,050	21,834	21,356
Idoso longo 3	18,055	21,576	21,618	20,416
Idoso longo 4	16,762	17,039	23,557	19,119
Idoso longo 5	14,832	19,151	18,512	17,498
Idoso longo 6	20,344	14,795	17,136	17,425
Idoso longo 7	14,761	15,532	14,195	14,829
Idoso longo 8	14,958	17,259	16,179	16,132
Idoso longo 9	20,748	17,276	18,813	18,945
Idoso longo 10	14,380	16,357	12,107	14,281
Idoso longo 11	18,706	17,939	17,433	18,026
Idoso longo 12	12,582	12,116	11,113	11,937
Idoso longo 13	11,835	17,418	13,647	14,300
Idoso longo 14	16,668	18,311	15,307	16,762
Idoso longo 15	19,702	16,569	16,660	17,644

Tabela 22 – Velocidade de deslocamento (mm/s) do centro de pressão na direção mediolateral de indivíduos de diferentes faixas etárias na base de suporte semi-tandem (Estudo 2).

Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	9,461	8,561	8,057	8,693
Adulto jovem 2	10,158	9,139	8,204	9,167
Adulto jovem 3	8,319	8,675	7,959	8,318
Adulto jovem 4	7,445	7,484	7,542	7,491
Adulto jovem 5	7,353	8,322	7,545	7,740
Adulto jovem 6	8,286	9,961	7,673	8,640
Adulto jovem 7	7,880	8,164	6,943	7,662
Adulto jovem 8	8,611	6,890	6,857	7,453
Adulto jovem 9	10,438	8,110	7,606	8,718
Adulto jovem 10	8,298	6,154	7,001	7,151
Adulto jovem 11	9,188	10,304	7,884	9,125
Adulto jovem 12	6,026	7,772	6,940	6,913
Adulto jovem 13	6,776	8,149	8,492	7,806
Adulto jovem 14	8,853	12,100	9,443	10,132
Adulto jovem 15	7,858	7,295	6,950	7,368
Idoso jovem 1	19,182	22,013	20,514	20,570
Idoso jovem 2	16,598	12,885	13,481	14,321
Idoso jovem 3	10,024	11,530	11,900	11,151
Idoso jovem 4	23,904	22,813	20,072	22,263
Idoso jovem 5	16,423	15,310	21,235	17,656
Idoso jovem 6	11,185	9,836	10,620	10,547
Idoso jovem 7	14,835	16,054	12,909	14,600
Idoso jovem 8	20,147	16,324	15,234	17,235
Idoso jovem 9	16,810	13,131	15,524	15,155
Idoso jovem 10	13,437	20,664	14,070	16,057
Idoso jovem 11	21,860	19,043	18,569	19,824
Idoso jovem 12	11,488	12,397	12,135	12,006
Idoso jovem 13	9,008	8,750	9,172	8,977
Idoso jovem 14	20,148	20,420	18,743	19,770
Idoso jovem 15	10,812	12,209	11,532	11,518
Idoso médio 1	21,448	18,471	19,742	19,887
Idoso médio 2	20,022	22,347	17,609	19,993
Idoso médio 3	18,911	21,962	21,061	20,645

Idoso médio 4	12,808	11,725	11,869	12,134
Idoso médio 5	24,861	19,205	23,573	22,546
Idoso médio 6	11,096	14,291	13,029	12,805
Idoso médio 7	19,525	19,147	20,177	19,616
Idoso médio 8	14,248	12,837	14,292	13,793
Idoso médio 9	13,260	11,577	11,945	12,261
Idoso médio 10	15,271	17,732	15,942	16,315
Idoso médio 11	15,692	15,265	11,947	14,301
Idoso médio 12	22,065	23,674	20,838	22,192
Idoso médio 13	18,707	15,768	17,661	17,378
Idoso médio 14	18,980	14,641	18,401	17,341
Idoso médio 15	12,621	14,775	15,711	14,369
Idoso longo 1	20,947	16,023	16,936	17,969
Idoso longo 2	17,096	16,431	21,416	18,314
Idoso longo 3	26,116	27,070	28,648	27,278
Idoso longo 4	18,229	19,234	31,930	23,131
Idoso longo 5	13,741	19,088	15,452	16,094
Idoso longo 6	20,228	16,012	17,673	17,971
Idoso longo 7	14,886	16,815	12,865	14,856
Idoso longo 8	18,051	15,862	16,209	16,707
Idoso longo 9	23,720	24,364	27,113	25,066
Idoso longo 10	12,239	15,074	13,036	13,450
Idoso longo 11	17,754	18,315	15,509	17,193
Idoso longo 12	17,074	13,853	15,279	15,402
Idoso longo 13	15,554	20,543	19,499	18,532
Idoso longo 14	18,233	30,900	28,383	25,839
Idoso longo 15	19,492	18,928	32,822	23,747

Tabela 23 – Expoente de Hurst do deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior de indivíduos de diferentes faixas etárias na base de suporte semi-tandem (Estudo 2).

Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	0,090	0,083	0,104	0,092
Adulto jovem 2	0,960	0,957	0,965	0,961
Adulto jovem 3	0,111	0,021	0,081	0,071
Adulto jovem 4	0,070	0,039	0,078	0,062
Adulto jovem 5	0,107	0,073	0,017	0,066
Adulto jovem 6	0,028	0,025	0,942	0,332
Adulto jovem 7	0,012	0,945	0,010	0,322
Adulto jovem 8	0,125	0,099	0,149	0,124
Adulto jovem 9	0,908	0,015	0,983	0,635
Adulto jovem 10	0,100	0,133	0,177	0,137
Adulto jovem 11	0,146	0,118	0,171	0,145
Adulto jovem 12	0,236	0,215	0,256	0,236
Adulto jovem 13	0,121	0,263	0,114	0,166
Adulto jovem 14	0,996	0,114	0,083	0,398
Adulto jovem 15	0,131	0,100	0,040	0,090
Idoso jovem 1	0,946	0,951	0,949	0,949
Idoso jovem 2	0,094	0,191	0,153	0,146
Idoso jovem 3	0,102	0,048	0,079	0,076
Idoso jovem 4	0,182	0,092	0,257	0,177
Idoso jovem 5	0,099	0,123	0,186	0,136
Idoso jovem 6	0,998	0,018	0,108	0,375
Idoso jovem 7	0,106	0,155	0,119	0,127
Idoso jovem 8	0,109	0,013	0,017	0,046
Idoso jovem 9	0,065	0,051	0,121	0,079
Idoso jovem 10	0,086	0,094	0,129	0,103
Idoso jovem 11	0,247	0,183	0,234	0,221
Idoso jovem 12	0,967	0,977	0,977	0,973
Idoso jovem 13	0,142	0,072	0,142	0,119
Idoso jovem 14	0,054	0,043	0,108	0,068
Idoso jovem 15	0,156	0,247	0,202	0,201
Idoso médio 1	0,953	0,971	0,139	0,688
Idoso médio 2	0,018	0,046	0,090	0,051
Idoso médio 3	0,134	0,083	0,044	0,087

Idoso médio 4	0,202	0,089	0,014	0,102
Idoso médio 5	0,023	0,982	0,077	0,361
Idoso médio 6	0,943	0,975	0,001	0,640
Idoso médio 7	0,965	0,945	0,104	0,671
Idoso médio 8	0,030	0,110	0,005	0,048
Idoso médio 9	0,084	0,162	0,116	0,121
Idoso médio 10	0,996	0,053	0,113	0,388
Idoso médio 11	0,099	0,045	0,146	0,097
Idoso médio 12	0,037	0,093	0,101	0,077
Idoso médio 13	0,188	0,111	0,219	0,173
Idoso médio 14	0,113	0,124	0,233	0,156
Idoso médio 15	0,096	0,094	0,100	0,097
Idoso longo 1	0,177	0,188	0,149	0,171
Idoso longo 2	0,005	0,073	0,116	0,065
Idoso longo 3	0,057	0,103	0,985	0,381
Idoso longo 4	0,992	0,937	0,932	0,953
Idoso longo 5	0,135	0,043	0,050	0,076
Idoso longo 6	0,134	0,071	0,135	0,113
Idoso longo 7	0,109	0,170	0,222	0,167
Idoso longo 8	0,092	0,945	0,076	0,371
Idoso longo 9	0,041	0,052	0,083	0,059
Idoso longo 10	0,992	0,987	0,011	0,663
Idoso longo 11	0,061	0,201	0,171	0,144
Idoso longo 12	0,150	0,140	0,244	0,178
Idoso longo 13	0,081	0,062	0,136	0,093
Idoso longo 14	0,182	0,191	0,193	0,189
Idoso longo 15	0,063	0,011	0,972	0,349

Tabela 24 – Expoente de Hurst do deslocamento do centro de pressão na direção mediolateral de indivíduos de diferentes faixas etárias na base de suporte semi-tandem (Estudo 2).

Voluntário	Tentativa 1	Tentativa 2	Tentativa 3	Média das tentativas
Adulto jovem 1	0,145	0,097	0,082	0,108
Adulto jovem 2	0,048	0,097	0,061	0,069
Adulto jovem 3	0,988	0,010	0,045	0,348
Adulto jovem 4	0,074	0,158	0,113	0,115
Adulto jovem 5	0,146	0,094	0,129	0,123
Adulto jovem 6	0,087	0,107	0,088	0,094
Adulto jovem 7	0,076	0,054	0,088	0,073
Adulto jovem 8	0,148	0,152	0,203	0,168
Adulto jovem 9	0,989	0,067	0,088	0,381
Adulto jovem 10	0,173	0,166	0,120	0,153
Adulto jovem 11	0,118	0,026	0,094	0,079
Adulto jovem 12	0,120	0,112	0,134	0,122
Adulto jovem 13	0,193	0,180	0,203	0,192
Adulto jovem 14	0,186	0,153	0,105	0,148
Adulto jovem 15	0,129	0,125	0,027	0,094
Idoso jovem 1	0,043	0,062	0,957	0,354
Idoso jovem 2	0,008	0,037	0,962	0,336
Idoso jovem 3	0,136	0,075	0,092	0,101
Idoso jovem 4	0,023	0,081	0,953	0,352
Idoso jovem 5	0,082	0,160	0,163	0,135
Idoso jovem 6	0,093	0,146	0,159	0,133
Idoso jovem 7	0,115	0,120	0,153	0,129
Idoso jovem 8	0,025	0,994	0,070	0,363
Idoso jovem 9	0,059	0,078	0,135	0,091
Idoso jovem 10	0,023	0,118	0,106	0,082
Idoso jovem 11	0,033	0,094	0,110	0,079
Idoso jovem 12	0,122	0,063	0,081	0,088
Idoso jovem 13	0,144	0,081	0,121	0,115
Idoso jovem 14	0,189	0,940	0,004	0,378
Idoso jovem 15	0,184	0,233	0,195	0,204
Idoso médio 1	0,901	0,943	0,139	0,661
Idoso médio 2	0,171	0,184	0,133	0,163
Idoso médio 3	0,957	0,017	0,032	0,336

Idoso médio 4	0,076	0,106	0,124	0,102
Idoso médio 5	0,958	0,999	0,038	0,665
Idoso médio 6	0,121	0,098	0,036	0,085
Idoso médio 7	0,993	0,056	0,053	0,367
Idoso médio 8	0,108	0,066	0,022	0,066
Idoso médio 9	0,015	0,115	0,017	0,049
Idoso médio 10	0,102	0,076	0,101	0,093
Idoso médio 11	0,043	0,057	0,144	0,081
Idoso médio 12	0,121	0,101	0,061	0,094
Idoso médio 13	0,129	0,078	0,136	0,114
Idoso médio 14	0,073	0,067	0,175	0,105
Idoso médio 15	0,119	0,069	0,057	0,081
Idoso longo 1	0,072	0,180	0,157	0,137
Idoso longo 2	0,087	0,203	0,116	0,135
Idoso longo 3	0,035	0,122	0,019	0,059
Idoso longo 4	0,083	0,115	0,085	0,094
Idoso longo 5	0,116	0,118	0,116	0,117
Idoso longo 6	0,067	0,114	0,141	0,107
Idoso longo 7	0,031	0,072	0,184	0,096
Idoso longo 8	0,119	0,036	0,206	0,120
Idoso longo 9	0,062	0,063	0,109	0,078
Idoso longo 10	0,235	0,274	0,255	0,254
Idoso longo 11	0,185	0,023	0,132	0,113
Idoso longo 12	0,155	0,136	0,140	0,144
Idoso longo 13	0,074	0,104	0,083	0,087
Idoso longo 14	0,159	0,997	0,041	0,399
Idoso longo 15	0,209	0,961	0,052	0,408
