

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ**

**ESCOLA POLITÉCNICA**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

**ALEXANDRE HELMANN**

**RESPOSTAS POSTURAS BIOMECÂNICAS DE ADULTOS JOVENS E IDOSOS A  
PERTURBAÇÕES MULTISINE**

**CURITIBA**

**2018**

**ALEXANDRE HELMANN**

**RESPOSTAS POSTURAS BIOMECÂNICAS DE ADULTOS JOVENS E IDOSOS A  
PERTURBAÇÕES MULTISINE**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. Área de concentração: Bioengenharia da Escola Politécnica, da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de mestre em Tecnologia em Saúde.

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Elisangela Ferretti Manffra

**CURITIBA**

**2018**



Pontifícia Universidade Católica do Paraná  
Escola Politécnica  
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

**PUCPR**  
GRUPO MARISTA

**ATA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE Mestrado**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

**DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº 258**

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: TECNOLOGIA EM SAÚDE

Aos vinte e oito dias do mês de maio de 2018 às 14:00h, no Auditório Carlos Chagas, 2º Andar-Bloco Verde, realizou-se a sessão pública de Defesa da Dissertação: “**RESPOSTAS POSTURAIIS BIOMECÂNICAS DE ADULTOS JOVENS E IDOSOS A PERTURBAÇÕES MULTISINE**” apresentado pelo aluno Alexandre Helmann sob orientação da Professora Dr.<sup>a</sup> Elisangela Ferretti Manfrra como requisito parcial para a obtenção do título de **Mestre em Tecnologia em Saúde**, perante uma Banca Examinadora composta pelos seguintes membros:

**Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Elisangela Ferretti Manfrra**  
PUCPR (Presidente)

  
(assinatura)

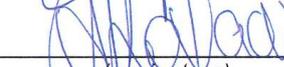
**APROVADO**  
(Aprov/Reprov.)

**Prof. Dr. Guilherme Nunes Nogueira Neto**  
PUCPR (Examinador)

  
(assinatura)

**APROVADO**  
(Aprov/Reprov.)

**Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki**  
UFPR (Examinador)

  
(assinatura)

**APROVADO**  
(Aprov/Reprov.)

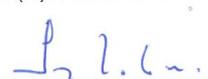
Início: 14:00 Término: 17:30

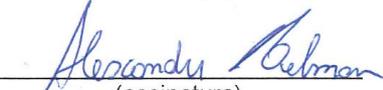
Conforme as normas regimentais do PPGTS e da PUCPR, o trabalho apresentado foi considerado aprovado (aprovado/reprovado), segundo avaliação da maioria dos membros desta Banca Examinadora.

Observações: \_\_\_\_\_

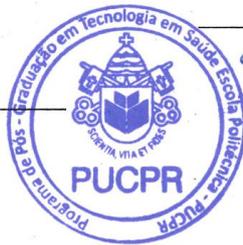
O(a) aluno(a) está ciente que a homologação deste resultado está condicionada: (I) ao cumprimento integral das solicitações da Banca Examinadora, que determina um prazo de 10 dias para o cumprimento dos requisitos; (II) entrega da dissertação em conformidade com as normas especificadas no Regulamento do PPGTS/PUCPR; (III) entrega da documentação necessária para elaboração do Diploma.

ALUNO(A): Alexandre Helmann



  
(assinatura)

Prof.<sup>o</sup> Dr.<sup>o</sup> Percy Nohama,  
Coordenador do PPGTS PUCPR



Este trabalho é dedicado aos meus pais  
Renato Mehl Helmann e  
Janete Czelusniak Helmann

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus por ter guiado os meus passos até aqui, e por tantas bênçãos derramadas sobre mim

Agradeço aos meus pais, Janete e Renato, irmãos e minha namorada Leticia Gorte pelo amor incondicional, conselhos, por toda paciência, companheirismo, e me apoiarem durante essa etapa.

Agradeço à Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR) e Coordenação de Aperfeiçoamento e Pesquisa (CAPES) pela concessão do auxílio de taxa e bolsa, respectivamente. Agradeço também, minha orientadora Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Elisangela Ferretti Manffra por acreditar em mim e pela dedicação em ensinar.

Agradeço as minhas colegas de mestrado Gisele e Tatiane pelo apoio durante toda a nossa trajetória, pelo incentivo e motivação durante períodos difíceis.

Meu agradecimento especial à Carla Pacheco Rinaldini pelo companheirismo, amizade e por ajuda nas coletas de dados. Certamente, um dos laços mais importantes que construí durante o mestrado. Minha gratidão, afeto e amizade por tudo o que aprendi e pela grande pessoa que conheci.

“ A persistência é o menor caminho para o êxito ”. (Charles Chaplin)

## RESUMO

**Introdução:** O controle postural é essencial para realizar as atividades da vida diária, mas o controle diminui com o envelhecimento ou doenças, aumentando o risco a queda. Os testes funcionais de equilíbrio clínico são incapazes de quantificar esses mecanismos subjacente. Diante disso, a aplicação de perturbação do tipo *multisine* e ferramentas de avaliação do sistema de manutenção de equilíbrio pode permitir uma maior compreensão do motivo do comprometimento de equilíbrio e propor soluções para prevenção de quedas. Para tanto, indicadores do controle postural podem ser essenciais para caracterizar as respostas posturais de indivíduos idosos na postura ereta quieta e durante tarefas dinâmicas. **Objetivo:** Comparar características biomecânicas das respostas a perturbação *multisine* entre jovens e idosos. **Metodologia:** Trinta voluntários participaram deste estudo, divididos em dois grupos, grupo jovem (GJ, n=15) e grupo de idosos (GI, n=15). Eles permaneceram descalços em uma plataforma de força durante duas tarefas – posição ereta quieta (EQ) e perturbação *multisine* (MS) aplicada com uma plataforma móvel, por 60s, enquanto dados cinemáticos e de centro de pressão (COP) foram coletados por um sistema de captura de movimento Vicon. **Resultados:** A área, velocidade e a amplitude da trajetória do COP no sentido da perturbação foram maiores para o grupo idoso em comparação ao jovem. Os movimentos das articulações durante o MS foram pelo menos duas vezes maiores que os da EQ, apenas o movimento da articulação do tornozelo não foi diferente entre os grupos. A correlação entre as articulações angulares é fraca, exceto para o quadril na EQ. **Conclusão:** Os resultados sugerem que a representação do corpo humano em pêndulo invertido simples e como modelo simétrico é inadequada para descrever a resposta a perturbações do tipo *multisine* e que as estratégias adotadas por idosos diferem daquelas adotadas por adultos jovens. **Palavras-chave:** Idoso, Controle Postural, Perturbação do tipo *Multisine*

## ABSTRACT

**Introduction:** Postural control is essential to carry out the activities of daily living, but the control decreases with aging or diseases, increasing the risk of falling. Functional clinical balance tests are unable to quantify these underlying mechanisms. In view of this, the application of multisine-type disturbance and balance maintenance system assessment tools may allow a greater understanding of the reason for balance compromise and propose fall prevention solutions. For this, indicators of postural control may be essential to characterize the postural responses of elderly individuals in quiet upright posture and during dynamic tasks. **Objective:** To compare biomechanical characteristics of the responses to multisine disturbance among young and old. **Methods:** Thirty volunteers took part in this study, divided in two groups, healthy young group (HYG, n=15) and healthy elderly group (HEG). They stood barefoot on a force platform during two tasks – quiet standing (QS) and multisine perturbation (MS) applied with a moving platform, for 60s while kinematic and center of pressure (CoP) data were collected by a Vicon motion capture System. **Results:** The area, velocity and amplitude of the COP trajectory towards the disturbance were greater for the elderly group as compared to the young. The movements of the joints during the MS were at least twice as large as those of the EQ, only the movement of the ankle joint was not different between the groups. The correlation between the angular joints is weak, except for the hip in the EQ. **Conclusion:** The results suggest that the representation of the human body in simple inverted pendulum and as a symmetric model is inadequate to describe the response to multisine disorders and that the strategies adopted by the elderly differ from those adopted by young adults.

**Key-words:** Eldery, Postural Control, Multisine Perturbations

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Representação do corpo humano no plano sagital (A) e no plano frontal (B) .....	23
Figura 2 - Sistema em malha fechada.....	26
Figura 3 - Modelo de controle de equilíbrio .....	28
Figura 4 - Comportamento temporal de um sinal multisine .....	30
Figura 5 - Espectro em frequência de um sinal multisine .....	30
Figura 6 - Modelo biomecânico “Plug-In Gait Full Body” .....	36
Figura 7 - Plataforma móvel .....	37
Figura 8 – Diagrama em bloco para geração do sinal de deslocamento da plataforma móvel.....	37
Figura 9 - Deslocamento plataforma móvel.....	38
Figura 10 - Espectro frequência do sinal do deslocamento da plataforma móvel .....	38
Figura 11 - Sinal velocidade enviado CLP e CNC, sendo $y_0$ em vermelho (Sinal velocidade CLP), $y_{0f}$ em rosa (Sinal velocidade CLP filtrado), $y_1$ em azul (Sinal velocidade CNC), $y_{1f}$ em marfim (Sinal velocidade CNC filtrado).....	39
Figura 12 - Deslocamento Plataforma Móvel .....	39
Figura 13 - Velocidade CLP e Velocidade Plataforma Móvel .....	40
Figura 14 - Resposta em frequência sinal CNC e sinal de velocidade da plataforma móvel.....	40
Figura 15 - Plataforma de força.....	41
Figura 16 - Posicionamento padronizado dos pés. ....	42
Figura 17 - Ângulos articulares durante perturbação Multisine Tornozelo .....	46
Figura 18 - Ângulos articulares durante perturbação Multisine Joelho .....	46
Figura 19 - Ângulos articulares durante perturbação Multisine Quadril .....	47

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Causas de quedas em adultos idosos.....	22
Tabela 2 - Causa de quedas em adultos idosos .....	22
Tabela 3 - Características amostrais do grupo GJH e GIH .....	34
Tabela 4 - Variáveis do COP.....	44
Tabela 5 - Índice de mobilidade .....	45
Tabela 6 - Correlação ângulos articulares.....	45

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

### LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVC	<i>Acidente Vascular Cerebral</i>
COP	Centro de pressão
CLP	Controlador Lógico Programável
COM	Centro de massa
GJ	Grupo Jovem
GIH	Grupo Idoso Hígido
FRS	Forças de reação ao solo
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
AMP_MS	Amplitude Multisine
AMP_EQ	Amplitude Ereta Quieta
IM	Índice de mobilidade
RMS	<i>Root mean square Root mean square</i>

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>14</b>
1.2	OBJETIVOS .....	17
1.2.1	<b>Objetivo geral</b> .....	<b>17</b>
1.2.2	<b>Objetivos específicos</b> .....	<b>17</b>
<b>2</b>	<b>REFERENCIAL TEÓRICO</b> .....	<b>18</b>
2.1	CONTROLE POSTURAL .....	18
2.1.1	<b>O envelhecimento e as quedas</b> .....	<b>20</b>
2.2	MODELAGEM MATEMÁTICA DO MOVIMENTO HUMANO.....	23
2.3	IDENTIFICAÇÃO DE SISTEMAS.....	25
2.3.1	<b>Aplicação das técnicas de identificação de sistemas para a modelagem do sistema de manutenção de equilíbrio</b> .....	<b>26</b>
2.3.2	<b>Sinais de perturbação de equilíbrio</b> .....	<b>28</b>
2.4	SISTEMA DE PERTURBAÇÃO DE EQUILÍBRIO .....	30
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>33</b>
3.2	POPULAÇÃO E AMOSTRA .....	33
3.2.1	<b>Teste Clínico</b> .....	<b>34</b>
3.3	INSTRUMENTAÇÃO .....	35
3.3.1	<b>Sistema de captura de movimento</b> .....	<b>35</b>
3.3.2	<b>Plataforma móvel</b> .....	<b>36</b>
3.3.3	<b>Plataforma de força</b> .....	<b>41</b>
3.4	PROTOCOLOCA EXPERIMENTAL .....	41
3.4.1	<b>Processamento dos dados</b> .....	<b>42</b>
3.4.2	<b>Análise estatística</b> .....	<b>43</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	<b>44</b>
4.2	VARIÁVEIS DO COP.....	44
4.3	ÍNDICE DE MOBILIDADE .....	44
4.4	CORRELAÇÃO ENTRE ÂNGULOS ARTICULARES .....	45
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	<b>48</b>
5.2	VARIÁVEIS DO COP.....	48
5.3	ÍNDICE DE MOBILIDADE .....	48
5.4	CORRELAÇÃO ENTRE ÂNGULOS ARTICULARES .....	49

5.5	LIMITAÇÕES DA PESQUISA.....	49
6	CONCLUSÃO.....	51
	REFERÊNCIAS.....	52
	ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO .....	58
	ANEXO B – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP .....	61
	ANEXO C – QUESTIONÁRIO .....	65
	ANEXO D – ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG – VERSÃO BRASILEIRA .....	68
	ANEXO E – MINI EXAME DO ESTADO MENTAL (MEEM).....	73
	ANEXO F – ESCALA DE BORG .....	75
	ANEXO G – PROGRAMAÇÃO CLP .....	76

## 1 INTRODUÇÃO

A melhoria na qualidade de vida da população mundial provocou mudanças no perfil etário populacional. Isto se deve principalmente à melhora das condições de vida, avanço tecnológico, criação de novos remédios, vacinas e outros fatores, aumentando a expectativa de vida (CAMARANO, 2002; MAZIERO *et al.*, 2004). Neste cenário, a população idosa está aumentando em um ritmo acelerado nos últimos anos em diversos países, modificando o perfil da população mundial.

O envelhecimento é um processo natural caracterizado por alterações morfológicas, fisiológicas, psicológicas e biomecânicas. Estas alterações podem ser observadas na diminuição da força muscular (CLOSE, 2005), redução da massa óssea (KLEIN *et al.*, 2002), perda de flexibilidade (KERRIGAN *et al.*, 2003) e diminuição da capacidade do sistema sensorial (TINETTI *et al.*, 1988). Estas alterações dos sistemas corporais, tornam os idosos mais frágeis, limitando o desempenho nas atividades diárias e aumentando o risco de quedas (TUCKER *et al.*, 2010).

Os fatores causadores de queda podem ser classificados como intrínsecos e extrínsecos. Os intrínsecos estão associados a fatores internos: alterações fisiológicas do envelhecimento, funções sensoriais e motoras imprecisas bem como determinadas patologias. Os extrínsecos estão relacionados a fatores externos ao indivíduo, tais como deambular sobre terrenos irregulares, sofrer empurrões ou qualquer tipo de perturbação externa (AMBROSE *et al.*, 2013; KALLIN *et al.*, 2002).

Uma queda pode gerar consequências graves, como fraturas, hospitalização, perda da independência, maior susceptibilidade a uma futura queda com risco de mortalidade, medo de cair, limitação das atividades e aumento do risco de institucionalização (ALEXANDER *et al.*, 1992). As lesões relacionadas com quedas constituem dois terços de todas as lesões não intencionais que levam à morte em idosos, sendo a causa mais comum de quedas foi a transferência incorreta ou mudança de peso corporal (RUBENSTEIN, 2006). Em torno de 30 a 40% dos idosos que sofrem quedas, morrem cada ano (TINETTI *et al.*, 1988). Além disso, sabe-se que o risco de queda com o envelhecimento tem aumentado, variando de 35% para idoso com faixa etária entre 65 anos e 80 anos, 45% entre 80 a 90 anos e 50% com idade superior a 90 anos (JAHANA; DIOGO, 2007). Outro dado relevante é que metade das pessoas com mais de 65 anos hospitalizadas como resultado de uma queda, não sobrevivem no próximo ano (RUBENSTEIN, 2006).

Atualmente as formas mais usuais de avaliação de risco de queda são (Testes clínicos funcionais tais como o do alcance funcional (DUNCAN *et al.*, 1990), da escala de equilíbrio de Berg (BERG *et al.*, 1989) e do Teste “*Timed Up and Go*” (HERMAN *et al.*, 2011). Esses testes avaliam diferentes fatores relacionados ao controle postural e apresentam vantagens e desvantagens (CHIU *et al.*, 2003).

Estes testes funcionais apresentam limitações como: a falta de sensibilidade em distinguir pequenas diferenças no controle postural e não provem de informações sobre a origem da componente do sistema que apresentam o maior déficit, no entrando podem determinar se um paciente tem ou não um problema de controle postural. Deste modo, a aplicação de técnicas e ferramentas de avaliação do sistema de manutenção de equilíbrio pode permitir uma maior compreensão do motivo do comprometimento de equilíbrio e conduzir uma intervenção de reabilitação mais apropriada. Idealmente deveriam ser utilizadas ferramentas que forneçam resultados quantitativos do comprometimento dos diversos subsistemas que compõem o sistema de manutenção de equilíbrio (MANCINI; HORAK, 2010).

Análises do controle postural na postura ereta quieta estática vêm sendo adotados com maior frequência para avaliar alterações no controle postural, porém não parecem reproduzir com tanta fidedignidade as condições em que o sistema de controle postural é submetido (ex. tropeço ou escorregão) e ser insensíveis a muitos problemas de equilíbrio em idosos. Deste modo, os protocolos dinâmicos (com perturbação) parecem ser mais adequados para avaliação do risco de quedas, retratando melhor as respostas do sistema postural em relação a fatores extrínsecos a fim de evitar uma queda (MELZER *et al.*, 2004). Os tipos de perturbações encontradas na literatura foram aplicadas durante a marcha, com acelerações repentinas aplicadas em uma “esteira” (LURIE *et al.*, 2013; ROSENBLATT *et al.*, 2013) ou durante outras tarefas motoras, com o deslocamento de uma plataforma móvel (BOONSTRA *et al.*, 2013; KILBY *et al.*, 2015; MANSFIELD *et al.*, 2010; PAI *et al.*, 2014), por exemplo.

A modelagem matemática aliada à simulação computacional emerge como um novo olhar voltado ao equilíbrio humano, não mais apenas focado na doença, mas sim na funcionalidade, disponibilizando uma forma de reproduzir o comportamento do sistema de manutenção do equilíbrio humano e conseqüentemente de propor soluções para prevenção de quedas (VAN DER KOOIJ *et al.*, 2005).

Van der Kooij *et al.* (2005) e Engelhart *et al.* (2016) apresentam a estrutura de um modelo matemático para representação do sistema de manutenção do equilíbrio

atuando sobre o corpo humano. No artigo de Van der Kooij *et al.* (2005) a estrutura do corpo humano é representada através de um pêndulo invertido simples com articulação em torno do tornozelo. No artigo de Engelhart *et al.* (2016) a estrutura do corpo humano é representada através de um pêndulo invertido duplo com articulação em torno do tornozelo e quadril. Estas representações são condizentes com o apresentado por Horak (1987), que propõe três estratégias distintas para manutenção do equilíbrio. A estratégia do tornozelo, a estratégia do quadril e a estratégia do passo. Esta é uma compreensão amplamente encontrada na literatura científica. Há trabalhos (HORAK, 1987; HSU *et al.*, 2007) que estabelecem que para realizar a manutenção do equilíbrio ocorre a movimentação de articulações na postura ereta quieta. Isto pode colocar em cheque a proposição da representação do corpo humano como um pêndulo invertido simples ou mesmo duplo.

As técnicas de identificação de sistemas em combinação com aplicação de perturbações externas ao indivíduo, especificamente projetadas, fornecem uma maneira de desembaraçar causa e efeito no controle do equilíbrio, de identificar a dinâmica do controlador neuromuscular e fornecer uma maneira de detectar deficiências dos mecanismos subjacentes (ENGELHART, D. *et al.*, 2016), desde que um modelo correto seja estabelecido, levando em consideração a não linearidade inerente ao sistema biológico.

Nestes tipos de experimentos, o corpo humano é submetido a perturbações do equilíbrio, seja pela ação de forças externas, seja pelo deslocamento da base de apoio, seja através de perturbações sensoriais. Tais perturbações devem satisfazer características específicas. Um padrão recomendado é o *multisine*, o qual corresponde à soma de diversas componentes senoidais devidamente defasadas no tempo e com amplitude unitária. Como características positivas deste tipo de sinal destacam-se a minimização da relação entre o valor de pico e o valor RMS (*Root mean square*) do sinal (*crest factor*), bem como a possibilidade de distribuição planejada das componentes dentro de uma faixa de frequência de interesse. Uma característica importante deste tipo de sinal é seu comportamento ao longo do tempo, o qual se assemelha ao de uma variável aleatória, tornando-o pouco previsível. Isto evita a possibilidade de comportamento antecipatório do sistema sob perturbação, no indivíduo.

Na literatura as perturbações foram aplicadas durante a marcha, com acelerações repentinas aplicada em uma esteira (LURIE *et al.*, 2013; ROSENBLATT *et al.*, 2013) ou durante outras tarefas motoras, com o deslocamento de uma

plataforma móvel (BOONSTRA *et al.*, 2013; KILBY *et al.*, 2015; MANSFIELD *et al.*, 2010; PAI *et al.*, 2014), por exemplo. A utilização da plataforma móvel apresenta uma grande vantagem, que pode simular ameaças ao equilíbrio, como início ou a parada repentina de um ônibus em que se está de pé. Assim, esta técnica é capaz de testar a capacidade de desempenho de idosos (WOOLLACOTT, 2000). Apesar de não preservar todos os aspectos dinâmicos que ocorrem durante a locomoção, perturbações externas aplicadas sobre condições estáticas podem captar importantes aspectos do controle postural e envolver situações mais fáceis de experimentação e menores riscos associados como quedas. Justifica-se assim, o emprego de protocolos simples que permitam uma maior segurança para o idoso ao mesmo tempo em que avaliam o equilíbrio durante perturbação em condição dinâmica.

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 Objetivo geral

Comparar características biomecânicas das respostas a perturbação multisine entre jovens e idosos.

### 1.2.2 Objetivos específicos

Os objetivos específicos do trabalho são os seguintes:

- I) Comparar as respostas cinemáticas entre jovens e idosos, tendo como referência a postura ereta quieta;
- II) Comparar o comportamento das variáveis tradicionais do centro de pressão entre indivíduos jovens e idosos;
- III) Avaliar a validade da representação do sistema de controle postural como pêndulo simples para jovens e idosos.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

Esta seção apresenta conceitos fundamentais no contexto da temática de desenvolvimento deste projeto de pesquisa. Serão apresentados conceitos sobre controle postural, modelagem matemática do movimento humano e sistemas de perturbação do equilíbrio.

### 2.1 CONTROLE POSTURAL

A postura pode ser compreendida como a configuração das articulações de um corpo, isto é, o conjunto de ângulos que expressam o arranjo relativo entre os segmentos de um corpo. Dessa forma, uma infinidade de posturas é adotada pelo ser humano durante atividades da vida diária, como andar, alcançar um objeto com as mãos, ou mesmo quando se decide ficar parado em pé. A cada nova postura adotada pelo ser humano, respostas neuromusculares são necessárias para manter o equilíbrio do corpo (DUARTE; FREITAS, 2010).

O controle postural do corpo é atribuído ao sistema de manutenção de equilíbrio, um conceito utilizado para se referir às funções dos sistemas nervoso, sensorial e musculoesquelético. O sistema sensorial fornece informações oriundas do ambiente (visual) e do próprio sistema (vestibular e somatossensorial). O sistema nervoso central recebe informações oriundas do sistema sensorial através de vias aferentes, então, envia impulsos nervosos aos músculos por vias eferentes que geram respostas neuromusculares. O sistema musculoesquelético é responsável pela ativação correta e adequada de músculos, que resultam em torques articulares corretivos para realização de movimentos (DUARTE; FREITAS, 2010).

As informações sensoriais dos sistemas somatossensorial, visual e vestibular devem estar interligadas para interpretar adequadamente situações complexas. À medida que os sujeitos mudam de ambiente e/ou orientação, o sistema sensorial precisa reavaliar sua relativa dependência de cada um dos sentidos. Por exemplo, num ambiente bem iluminado, com uma base firme de apoio, as pessoas saudáveis contam com informações sensoriais, recebidas das seguintes formas: somatossensoriais (70%), visuais (10%) e vestibulares (20%) (HORAK; NASHNER, 1986).

O sistema visual, é empregado principalmente no planejamento da locomoção bem como para evitar obstáculos durante a locomoção, através de informações ambientais por meio de luz. O sistema vestibular identifica a orientação espacial do

corpo humano através da aceleração linear e angular do mesmo, por meio de receptores localizados no ouvido interno. O sistema somatossensorial, composto por uma série de sensores distribuídos ao longo do corpo humano, detecta a posição e velocidade dos diversos segmentos do corpo humano, o contato com superfícies externas ao corpo humano e a orientação gravitacional. Os receptores localizados em todo o corpo recebem informação através do feedback de estímulos intrínsecos e extrínsecos. A capacidade de reavaliar informações sensoriais dependendo do contexto sensorial é importante para manter a estabilidade quando um indivíduo se move de um contexto sensorial para outro, como de uma calçada bem iluminada a um jardim mal iluminado (HORAK, 2006).

As informações oriundas destes três sistemas são combinadas e processadas pelo sistema nervoso central com um atraso (PASMA *et al.*, 2014; WINTER, DAVID A, 1995). A atuação final do sistema de controle de equilíbrio é realizada através do sistema musculoesquelético.

Tradicionalmente, a literatura apresenta três estratégias para manutenção de equilíbrio (HORAK, 1987; MCILROY; MAKI, 1996). A estratégia do tornozelo, reposiciona o centro de massa (COM) através do movimento do corpo todo como um pêndulo invertido de segmento único através do torque produzido ao redor da articulação do tornozelo (RUNGE *et al.*, 1999). O uso desta estratégia é eficaz para manter o equilíbrio quando submetido a perturbações de amplitude reduzida (HORAK, 1987).

A estratégia do quadril mantém o centro da massa corporal estável através da flexão ou extensão do quadril. Move o corpo como um pêndulo invertido duplo com movimentação do tornozelo e quadril. A estratégia do quadril pode ser observada em situações que ocorrem perturbações com amplitudes maiores que limitam a eficácia do torque no tornozelo, ou seja, quando a estratégia do tornozelo é insuficiente para deslocar o COM para a posição original (RUNGE *et al.*, 1999). Esta estratégia é caracterizada pela ativação dos músculos anteriores do tronco e perna, associados com um relativo aumento da força de reação do solo na superfície de suporte e uma pequena ativação dos músculos do tornozelo (HORAK, 1987).

A estratégia do passo ou passada tem como objetivo manter o tronco na posição vertical. Esta estratégia, realinha a base de apoio sob o centro da massa corporal com passos rápidos, saltos ou tropeços na direção de uma fonte externa de perturbação (HORAK, 1987). É eficaz para perturbações muito grandes ou rápidas,

adotada quando as outras estratégias são insuficientes. Esta estratégia pode ser utilizada também, quando ocorrem pequenas perturbações que o indivíduo não tenha vivenciado antes.

Entretanto, há indicações recentes de que estas estratégias não caracterizam de forma completa e adequada o comportamento humano sob perturbações (LORAM, I; LAKIE, 2002; LORAM, I. *et al.*, 2005).

Day *et al.* (1993) demonstram que o ângulo do tornozelo não é o único grau de liberdade desviado durante a postura ereta quieta, mas também os ângulos articulares do joelho e quadril flutuam continuamente. Além disso, Wilson *et al.* (2006) demonstram que a variação do ângulo articular do joelho desempenha um papel ativo em distúrbios de contra-ação.

Ainda conforme Winter (1995), a degeneração do sistema de manutenção de equilíbrio requer que pesquisadores e clínicos compreendam melhor como este sistema de fato se comporta, bem como que saibam avaliar sua integridade. O atraso no processamento das informações oriundas do sistema sensorial e o conflito entre informações oriundas de diferentes sensores pode ser a causa para dificultar a atuação dos mecanismos de manutenção de equilíbrio.

Diversos fatores contribuem para a degeneração do sistema de controle do equilíbrio, dentre os principais destacam-se: o envelhecimento, os acometimentos neurológicos decorrentes de acidente vascular cerebral (AVC), paralisia cerebral, lesões medulares e amputações de membros.

### **2.1.1 O envelhecimento e as quedas**

O envelhecimento populacional é fenômeno mundial. Em 1950, estima-se que a população idosa era próxima a 200 milhões de pessoas. As projeções indicam um aumento da população idosa para 2 bilhões de pessoas em 2050. A explicação para este acontecimento está na melhora das condições de vida, sendo identificado este acontecimento também em países não desenvolvidos (IBGE, 2002). Em paralelo com esta expansão existe a necessidade de investimento voltado à saúde e a melhoria da qualidade de vida dessa população (LITVOC.; BRITO, 2004).

O envelhecimento resulta em alterações do sistema musculoesquelético, com a redução da massa muscular e redução da densidade óssea bem como redução da capacidade cognitiva (CRUZ-JENTOFT *et al.*, 2010).

A degeneração do sistema neuromuscular é uma das principais razões para o comprometimento do controle postural durante o envelhecimento. As reduções na força muscular relacionadas à idade podem ser causadas pela degeneração das unidades motoras rápidas e pela atrofia muscular podendo aumentar o número de quedas em idosos (VANDERVOORT, 2002).

As lesões relacionadas a quedas são as causas mais comum de fraturas (KANNUS; PARKKARI, 2006), o que reforça a importância de sua prevenção, que representam um problema de saúde pública mundial entre as pessoas com idade superior a 65 anos (CARANDE-KULIS *et al.*, 2015).

Nos Estados Unidos, estima-se que os custos médicos diretos totalizam 200 milhões de dólares para lesões fatais e 19 bilhões para lesões não fatais relacionadas a quedas de idosos (STEVENS *et al.*, 2006). Em torno de um terço dos idosos caem ao menos uma vez por ano e aproximadamente 10% a 20% das quedas resultam em lesões graves, como fraturas ou traumas na cabeça (ALEXANDER *et al.*, 1992).

O problema das quedas na população idosa é mais do que simplesmente uma alta incidência, porque crianças pequenas ou atletas certamente têm maiores incidências de quedas do que os idosos. Entretanto, a população idosa sofre da combinação de uma alta incidência, juntamente com uma alta suscetibilidade à lesão, devido a uma alta prevalência de alterações fisiológicas relacionadas com a idade. Isso torna uma queda relativamente suave em perigosa. Além disso, a recuperação de uma lesão muitas vezes é mais demorada em pessoas idosas, o que, por sua vez, aumenta o risco de quedas subsequentes através da falta de condicionamento físico (RUBENSTEIN, 2006).

Existem muitas causas distintas de quedas em pessoas idosas, conforme listado na Tabela 1, que resume dados de 12 estudos relativos a quedas entre pessoas idosas que vivem em diferentes condições (JENSEN *et al.*, 2003). A queda relacionada ao meio ambiente é o mais citado, representando 31% na maioria das séries.

Tabela 1 - Causas de quedas em adultos idosos

Causa	Percentual médio (%)
Relacionado ao meio ambiente	31
Distúrbios de marcha / Equilíbrio ou Fraqueza	17
Tonturas / Vertigem	13
Desmaio	9
Confusão	5
Hipotensão postural	3
Transtorno visual	2
Síncope	0,3
Outras Causas	15
Desconhecida	5

Fonte: Jensen *et al.*2003.

Já no estudo realizado por Robinocitch *et al.* (2013), a causa mais comum de quedas foi a transferência incorreta ou mudança de peso corporal, o que representaram 41%, seguidamente de tropeçar, colisão e ou perda de consciência (21%), conforme mostra a tabela 2.

Tabela 2 - Causa de quedas em adultos idosos

Causa	Percentual médio (%)
Transferência incorreta de peso	41
Tropeço	21
Colisão	11
Perda de suporte	11
Perda de consciência	11
Escorregar	3
Desconhecida	3

Fonte: Robinocitch *et al.*2013.

Como consequência, as quedas podem levar a inúmeras doenças incapacitantes, extensas hospitalizações e morte. Por essa razão representam um significativo custo e problema de saúde pública. Os custos podem ser tanto diretos, o que inclui consultas médicas, hospital, atendimento domiciliar de enfermagem, ambulatório, reabilitação, testes diagnósticos, medicamentos, atendimento domiciliar, modificações no domicílio, equipamentos e cuidados institucionais, como indiretos, que incluem o gasto com cuidador e com morbidade e mortalidade do paciente (Lord *et al.*, 2001; Masud e Morris, 2001).

Atualmente as formas mais usuais de avaliação de risco de queda são através do alcance funcional (DUNCAN *et al.*, 1990), do teste de equilíbrio clínico (BERG *et al.*, 1989), por posturografia (COHEN *et al.*, 1996) e através do Teste “Time Up and Go” (HERMAN *et al.*, 2011). Esses testes avaliam a capacidade de manter o equilíbrio

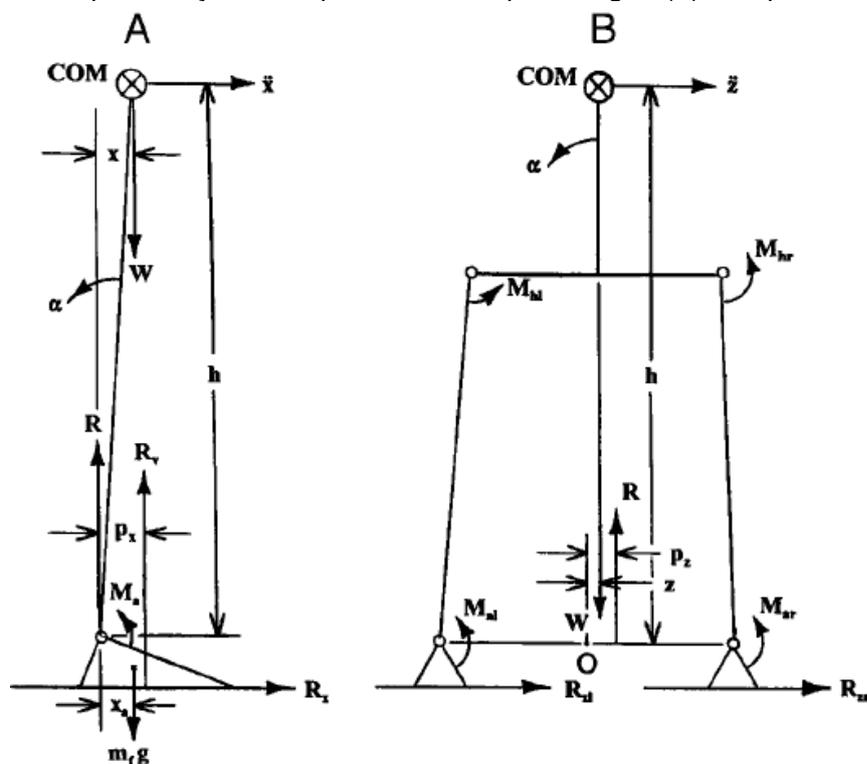
permanente e a qualidade do equilíbrio, medindo a oscilação do COM e do COP. Entretanto esses testes não determinam a contribuição e a qualidade dos mecanismos de equilíbrio (ENGELHART, D *et al.*, 2014).

## 2.2 MODELAGEM MATEMÁTICA DO MOVIMENTO HUMANO

Qualquer modelo é, em essência, parcial e fruto de determinada abstração, na medida em que apresenta sempre o sistema sob determinado enfoque, privilegiando um ou outro aspecto deste, enfatizando certos detalhes ou propriedades enquanto outros são suprimidos.

Através do ponto de vista da engenharia, o equilíbrio humano pode ser representado no plano sagital e frontal. No plano sagital o corpo humano pode ser representado como um pêndulo invertido (ENGELHART, D. *et al.*, 2016; GOODWORTH; PETERKA, 2010; PETERKA, R. J, 2000; VAN DER KOOIJ *et al.*, 2005). No plano frontal o corpo humano pode ser representado como um mecanismo de quatro barras (JOHANSSON, R. *et al.*, 1988). A Figura 1 ilustra tais representações.

Figura 1 – Representação do corpo humano no plano sagital (A) e no plano frontal (B)



Fonte: Winter *et al.*, 1998.

Um dos principais parâmetros utilizados nestes modelos é a localização do COM. Durante a manutenção do equilíbrio na posição ereta, o corpo humano apresenta oscilações, principalmente em torno dos tornozelos (na representação no

plano sagital) ou envolvendo tornozelos e quadril (representação no plano sagital e frontal), o que faz com que a localização da projeção vertical do COM na superfície de apoio sofra uma variação contínua dentro de uma região delimitada pela base de apoio, ou seja, próxima da região de contato dos pés com a superfície de apoio. A localização do COM pode ser determinada com o uso de técnicas de cinemetria por meio do uso de sistemas de captura de movimento associado a modelos biomecânicos. Tais modelos determinam a localização do COM com base na posição de pontos anatômicos de referência sob os quais são fixados marcadores reflexivos.

A manutenção da postura ereta está diretamente relacionada com a ação muscular. As forças produzidas pela ação muscular, pelo peso dos segmentos, pelas forças e momentos inerciais da movimentação dos segmentos devem estar em equilíbrio com forças e torques de reação ao solo. Estas últimas podem ser consideradas como atuando em um único ponto sob cada um dos pés, ou ainda em único ponto entre os dois pés. Estes pontos são denominados centro de pressão (COP). A interação destas forças e momentos resulta na contínua movimentação do centro de pressão (COP) (MASSION *et al.*, 1998). A localização do COP pode ser determinada com o uso da plataforma de força. A avaliação dos mecanismos de manutenção de equilíbrio pode ser realizada analisando o comportamento destas duas variáveis, COM e COP (DUARTE; FREITAS, 2010).

Modelos matemáticos utilizados na engenharia podem ser utilizados como uma representação do mecanismo neural para manutenção do equilíbrio. Johansson *et al.*(1988) propõem um modelo que consiste em um pêndulo invertido para explicar a mecânica pura do corpo e um sistema de controle de equilíbrio que atua como o amortecedor de um veículo motorizado.

A representação do corpo humano em modelos matemáticos é geralmente como um pêndulo invertido girando sobre as articulações do tornozelo (PETERKA, ROBERT J., 2002; VAN DER KOOIJ *et al.*, 2005; WINTER, DAVID A. *et al.*, 2001) Em tal modelo, o sistema biomecânico é descrito por apenas uma variável: o ângulo da articulação do tornozelo. Neste modelo unidimensional, apenas o torque na articulação do tornozelo corrige a oscilação do corpo.

Modelos mais complexos para estudo do equilíbrio do corpo humano podem ser empregados. Engelhart *et al.* (2016) representam o corpo humano no plano sagital como um pêndulo invertido duplo, constituído por dois segmentos: o segmento da perna e o segmento cabeça-braço-tronco, que articulam-se ao redor do tornozelo e da articulação do quadril respectivamente. Alexandrov *et al.*(2005) representam o

corpo humano como um pêndulo invertido triplo, que articulam-se ao redor do tornozelo, joelho e quadril.

Os exemplos acima, comprovam a diversidade de modelos que podem ser utilizados na análise do movimento humano.

### 2.3 IDENTIFICAÇÃO DE SISTEMAS

Na área tecnológica, o modelo matemático representativo de um sistema físico real constituído por uma estrutura mecânica, um conjunto de atuadores e sensores e um sistema de controle, pode ser obtido aplicando equações matemáticas que descrevem os fenômenos físicos fundamentais envolvidos em tal sistema. Os valores numéricos dos coeficientes utilizados em tal modelo podem ser obtidos através de tabelas técnicas. No inglês esta técnica é denominada *first principles modelling*. Na modelagem de um sistema fisiológico como o corpo humano é inviável tal abordagem. A complexidade do sistema é muito grande, não há equações físicas que descrevam os fenômenos fisiológicos e menos ainda tabelas técnicas.

A área denominada identificação de sistemas é uma técnica poderosa para a construção de modelos matemáticos de sistemas complexos a partir de dados obtidos experimentalmente quando o sistema é submetido a determinadas excitações ou perturbações. Consiste em três etapas básicas, que estão inter-relacionadas: (1) o projeto de um experimento; (2) a proposição de um modelo; e (3) a estimativa dos parâmetros do modelo a partir das medições. A modelagem reside no uso apropriado das habilidades e conhecimentos de especialistas no campo de estudo, que determinam as melhores aproximações que podem ser feitas, sugerem como manipular o sistema, revelar os aspectos importantes, e assim por diante e permitem quantificar parâmetros de modelos matemáticos que descrevem o comportamento de sistemas físicos e fisiológicos (LJUNG, 1987).

As técnicas de identificação de sistemas permitem obter modelos paramétricos (Ljung 1987)(BOX; JENKINS, 1990) e não-paramétricos (JENKINS; WATTS, 1968) do sistema analisado. Um modelo paramétrico é representado por um conjunto de equações matemáticas em que os diversos coeficientes estão quantificados. Um modelo não-paramétrico é representado por um conjunto de curvas que especificam o comportamento de uma determinada variável do sistema como uma função do tempo ou da frequência de excitação do sistema. De forma geral, a obtenção de um

modelo não-paramétrico é uma etapa preliminar à obtenção de um modelo paramétrico.

A maior parte do conhecimento relativo às técnicas de identificação de sistemas em malha fechada representativas do equilíbrio humano foram publicados por (BOONSTRA *et al.*, 2013; ENGELHART, D. *et al.*, 2016; LJUNG, 1987; PINTELON; SCHOUKENS, 2012; VAN DER KOOIJ *et al.*, 2005). A Figura 2 apresenta a representação típica de um sistema em malha fechada.



Fonte: Van der Kooij *et al.* 2005.

Em um sistema em malha fechada a planta (P) ou sistema a ser controlado é regulada por um controlador (C) que usa a diferença entre a saída da planta ( $y$ ) e a referência de controle ( $r$ ) visando fazer com que a saída da planta convirja para o valor de referência. Distúrbios externos ( $w$ ) e sensoriais ( $v$ ) perturbam a planta. Uma vez que  $w$  e  $v$  perturbam o sistema em malha fechada em locais diferentes, o efeito também difere.

### 2.3.1 Aplicação das técnicas de identificação de sistemas para a modelagem do sistema de manutenção de equilíbrio

De forma geral, os trabalhos encontrados na literatura têm como foco a modelagem matemática do corpo humano para avaliação dos mecanismos de manutenção do equilíbrio. Empregam modelos matemáticos simplificados com reduzidos graus de liberdade ou utilizam apenas a simulação computacional para quantificação dos parâmetros, dentre eles destacam-se (JOHANSSON, R. *et al.*, 1988; PETERKA, R. J, 2000).

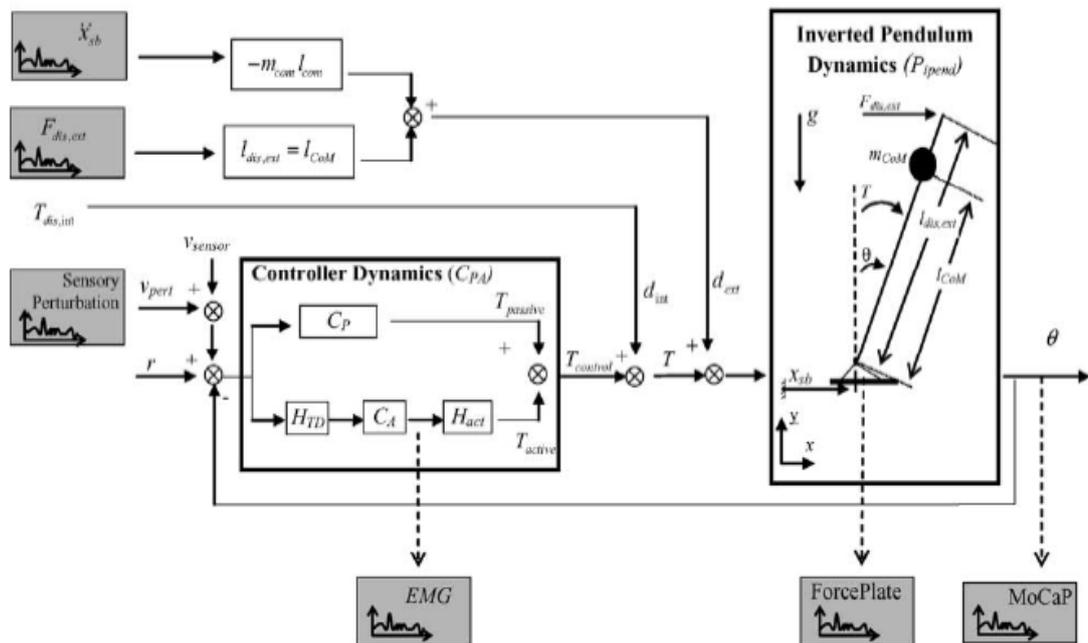
Segundo Gawthrop e Wang (2008) a identificação de sistemas fisiológicos através de dados provenientes de procedimentos experimentais apresentam dois grandes desafios: (1) o fato do controlador estar incorporado em um sistema em malha fechada e (2) a necessidade do conhecimento da perturbação interna. Estes desafios podem levar à ambiguidade na interpretação dos resultados. Tais problemas podem

ser evitados usando uma perturbação externa conhecida, possibilitando a identificação do sistema em malha fechada e a quantificação dos parâmetros.

As técnicas de identificação de sistemas em combinação com distúrbios externos especificamente projetados fornecem uma maneira de desembaraçar causa e efeito no controle do equilíbrio e identificar a dinâmica do controlador neuromuscular (ENGELHART, D. *et al.*, 2016). Como o sistema de controle de equilíbrio é dinâmico (isto é, sua resposta é descrita como uma função do tempo), as técnicas de identificação de sistemas podem ser usadas para determinar as estruturas subjacentes do sistema, desenrolando relações de causa e efeito na coordenação multi-articular.

Van der Kooij *et al.* (2005) realizam a aplicação das técnicas de identificação de sistemas para a obtenção de modelos não-paramétricos do sistema de manutenção de equilíbrio. Tais autores consideram que os experimentos serão realizados com a aplicação de perturbações externas. Tais perturbações podem ser a aplicação de uma força externa ao corpo humano, a aceleração da base de apoio sobre a qual o corpo humano está apoiado, ou mesmo perturbações sensoriais. A Figura 3 apresenta uma representação da estrutura física do corpo humano (planta) sob ação de um controlador. A representação da dinâmica do corpo é realizada como um pêndulo invertido simples com uma massa equivalente à massa corporal e com um comprimento equivalente à distância da articulação do tornozelo ao COM. Este pêndulo é apoiado sobre uma plataforma móvel. Neste modelo, o controlador ( $C_{PA}$ ) é constituído por dois elementos. Um elemento passivo ( $C_P$ ) e um elemento ativo ( $C_A$ ). As propriedades mecânicas dos músculos e tecidos ao redor do tornozelo determinam o comportamento do controlador passivo ou intrínseco ( $C_p$ ). O controlador ativo considera que os sinais dos sistemas sensoriais sofrem um atraso na propagação, neste modelo isto é representado por um atraso de transporte ( $H_{TD}$ ). Estes sinais são processados pelo controlador ativo ( $C_A$ ) que envia sinais para recrutamento muscular. A dinâmica da musculatura é representada por um sistema de primeira ordem correspondente a um filtro passa-baixas ( $H_{ACT}$ ). Esta representação de controlador também tem sido utilizada por outros autores, como por exemplo Engelhart *et al.* (2016) e Engelhart *et al.* (2014).

Figura 3 - Modelo de controle de equilíbrio  
Balance Control Model (BCM)



Fonte: Van der Kooij *et al.*(2005)

### 2.3.2 Sinais de perturbação de equilíbrio

Um sinal de excitação para fazer a identificação de sistemas deve satisfazer algumas propriedades desejadas. Deve cobrir a faixa de frequências de interesse para excitação do sistema. Deve apresentar uma relação entre o valor máximo e o valor RMS minimizado, esta relação é denominada *crest factor*. Dentre os sinais encontrados na literatura destacam-se o ruído branco (VAN DER KOOIJ *et al.*, 2005) e o *multisine* (BOONSTRA *et al.*, 2013; FRANSSON *et al.*, 2002). Um sinal do tipo *multisine* consiste de uma soma de diversas componentes senoidais. Desta forma é possível excitar o sistema em componentes de frequência previamente estabelecidas e conhecidas. Também é possível estabelecer previamente a amplitude de cada componente, com isto é possível excitar o sistema com a mesma energia em cada uma das frequências de interesse. A minimização do *crest factor* é obtida determinando adequadamente o ângulo de fase de cada componente.

A descrição do sinal *multisine* no domínio do tempo é apresentado nas equações 1,2 e 3 (PINTELLON; SCHOUKENS, 2012). Onde  $F_0$  é a frequência mais baixa,  $I_k$  o incremento de frequência,  $F_i$  a fase do componente e  $F_c$  a frequência do componente.

$$x(t) = \sum_{k=0}^N A(k) * \cos(2 * \pi * F_c(k) * t + F_i(k)) \quad (1)$$

$$F_i(k) = 1 * (-k * (k - 1) * \frac{\pi}{F}) \quad (2)$$

$$F_c(k) = F_0 * I_k \quad (3)$$

Em relação a um ruído branco filtrado, o multisine apresenta 3 vantagens (PINTELO; SCHOUKENS, 2012). Eliminação do efeito denominado *leakage* no espectro em frequência obtido quando se realiza a transformada discreta de Fourier do sinal. Nesta operação o valor das componentes de frequência é função da frequência de amostragem do sinal e do tempo de aquisição. Selecionando adequadamente o valor das frequências das componentes do multisine gerado e uma amostra do sinal adquirido que tenha uma duração igual a um múltiplo inteiro do período do sinal, a realização da transformada irá resultar em um espectro que contém exatamente as energias geradas.

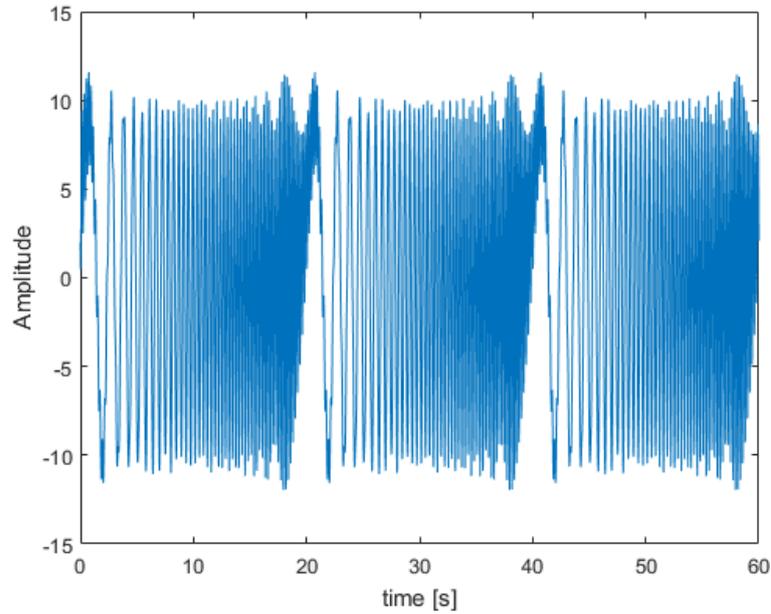
É possível realizar a excitação do sistema com uma sequência de diversos períodos do mesmo sinal. Na etapa de processamento de dados, a amostra pode ser dividida em segmentos com a duração exata de um período do multisine. Como haverá inúmeros segmentos, a realização da transformada de Fourier em cada segmento irá resultar em um espectro em frequência, e todos os espectros conterão componentes nas mesmas frequências.

É possível então determinar o valor médio da amplitude e ângulo de fase para cada componente de frequência entre os diversos segmentos. Isto reduz o ruído.

Um ruído branco excita o sistema em todas as frequências, e a amplitude de excitação em cada frequência é aleatória. Com um sinal do tipo *multisine* é possível excitar o sistema apenas nas frequências de interesse, e a amplitude de excitação em cada frequência pode ser pré-estabelecida e maximizada. Isto resulta na maximização da relação sinal-ruído. Reduzindo o número de componentes de um multisine é possível gerar um sinal com o mesmo valor RMS porém cada componente terá uma maior potência. Isto também maximiza a relação sinal-ruído.

Na Figura 4 é apresentado a simulação do comportamento no domínio do tempo de um sinal *multisine* gerado com 100 componentes, onde a menor frequência é igual a 0,2Hz a maior frequência é 5 Hz, o incremento de frequências corresponde a 0,05 Hz, e a amplitude de cada componente é unitária. Nesta figura são apresentados três períodos completos do sinal.

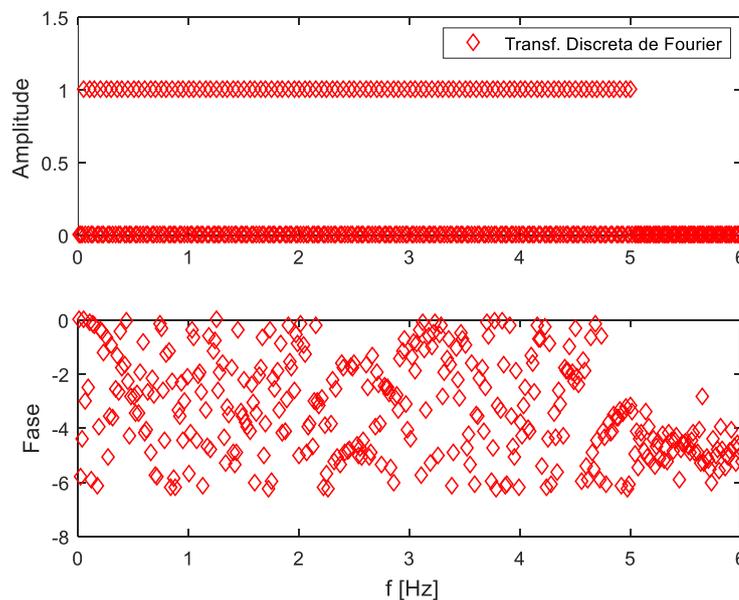
Figura 4 - Comportamento temporal de um sinal multisine



Fonte: O autor (2018)

Na Figura 5 é apresentado do espectro em frequências do sinal multisine simulado na figura 4.

Figura 5 - Espectro em frequência de um sinal multisine



Fonte: O autor (2018)

## 2.4 SISTEMA DE PERTURBAÇÃO DE EQUILÍBRIO

A perturbação do sistema de manutenção de equilíbrio corresponde a qualquer fenômeno que possa desestabilizar a atuação do sistema de manutenção do equilíbrio, desde um ruído até o deslocamento da base de apoio do indivíduo.

Conforme Godoi (2001) há essencialmente três paradigmas de perturbação de equilíbrio. O paradigma da plataforma móvel consiste na movimentação da base de apoio do indivíduo produzindo perturbações dos sistemas somatosensorial e vestibular. A movimentação pode ser linear ou angular. O paradigma da sala móvel consiste na perturbação do sistema visual através da movimentação do cenário que circunda o indivíduo. O paradigma da barra de apoio consiste na movimentação ântero-posterior ou latero-lateral de uma barra que o indivíduo está tocando como fonte de referência de posicionamento. Há ainda a possibilidade de aplicação de uma força externa que produz a desestabilização do indivíduo.

Diversas formas de produção de perturbações de equilíbrio para quantificação de parâmetros em modelos matemáticos para descrição do equilíbrio humano são encontradas na literatura. Johansson, Magnusson *et al.* (1988) analisam o equilíbrio no plano sagital utilizando um dispositivo que produz vibrações na musculatura da parte posterior da perna, as quais produzem informações que se sobrepõem às informações produzidas pelo sistema somatosensorial produzindo conflito sensorial. Goodworth e Peterka (2010) e Goodworth e Peterka (2012) analisam o equilíbrio no plano frontal, para tanto posicionam o indivíduo sob análise sobre uma plataforma capaz de produzir deslocamentos angulares em torno do eixo ântero-posterior. Chagdes, Rietdyk *et al.* (2013) analisam o equilíbrio no plano frontal, para tanto posicionam o indivíduo sob análise sobre uma plataforma capaz de produzir deslocamentos angulares em torno do eixo antero-posterior. Tokuno, Carpenter *et al.* (2006), Shin, Fard *et al.* (2006), Boonstra, Schouten *et al.* (2013) analisam o equilíbrio no plano sagital, para tanto posicionam o indivíduo sob análise sobre uma plataforma capaz de produzir deslocamentos lineares no eixo ântero-posterior. Bingham, Choi *et al.* (2011) analisam o equilíbrio no plano frontal, para tanto posicionam o indivíduo sob análise sobre uma plataforma capaz de produzir deslocamentos lineares no eixo latero-lateral. Todos os sistemas utilizados nos referidos trabalhos aparentam ter sido desenvolvidos especificamente para tais trabalhos.

Conforme pesquisa bibliográfica realizada na literatura científica, o estado da arte em sistemas de perturbação de equilíbrio parecem ser os dispositivos desenvolvidos pela empresa Motekforce Link (MOTEFORCE\_LINK). Dois modelos em particular são destacados nesta seção, o sistema DYNSTABLE e o sistema CAREN.

O CAREN é um sistema multissensorial, versátil para análise clínica, reabilitação, avaliação e registro do sistema de equilíbrio humano. O uso da realidade

virtual permite avaliar o comportamento do sujeito e inclui equipamentos sensoriais como visual, auditivo, vestibular e tátil (Motekforce\_Link, 2017). Ele apresenta um ambiente virtual que consiste de uma esteira ergométrica instrumentada de plataforma em cima de uma plataforma de força com 6 graus de liberdade. Em torno desta plataforma há uma grande tela em que uma cena visual é projetada e normalmente sincronizada com os movimentos da plataforma ou o movimento do paciente. Um colete de segurança e trilhos laterais opcionais estão no lugar para garantir conforto e segurança do paciente. Um sistema de captura de movimento tridimensional coleta dados de movimento enquanto o paciente ou sujeito executa atividades na plataforma.

Outro sistema da Motekforce Link é o DynSTABLE que apresenta uma solução clínica para investigar e treinar qualquer aspecto do controle de equilíbrio (Motekforce\_Link,2017). O sistema consiste em uma placa de força, um sistema de captura de movimento e um ambiente virtual como projeção e sistema de áudio. É um produto clínico que é usado para medir e treinar controle de equilíbrio dinâmico e estático. Oferece integração em tempo real de uma plataforma de equilíbrio de translação, uma placa de força, sistema de captura de movimento e ambientes de realidade virtual. Avalia o quão bem um paciente é capaz de lidar com perturbações físicas, processar informações visuais e auditivas e realizar tarefas cognitivas duplas. Os aplicativos de avaliação dedicados avaliam os diferentes aspectos do controle do equilíbrio prejudicado.

Segundo Van den Heuvel *et al.* (2014) o sistema CAREN e DynSTABLE tem grande potencial como uma ferramenta eficaz. No entanto, devido ao número relativamente pequeno de pacientes que usam o sistema para a terapia nos artigos revisados, mais evidência é necessária para justificar os custos associados à instalação, funcionamento e manutenção de um sistema CAREN. Desde 2000, cerca de 20 outros sistemas foram instalados em todo o mundo (COLLINS *et al.*, 2015). O fato de ter tão poucos sistemas instalados e a inviabilidade do uso do mesmo, deve ao fato do alto custo do equipamento.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Esta é uma pesquisa quantitativa exploratória transversal, cuja metodologia será desenvolvida através do desenvolvimento das etapas abaixo relacionadas:

Os dados foram coletados no Laboratório de Motricidade Humana (LAMH) do Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde (PPGTS) da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR). Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da PUCPR, parecer número 2.569.413 (ANEXO A).

#### 3.2 POPULAÇÃO E AMOSTRA

O recrutamento da amostra jovem hígida, foi realizado por meio de convites de alunos de graduação da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), enquanto para a amostra de idosos hígidos foi realizado por contato telefônico à participantes de estudos anteriores envolvendo idosos na Universidade Federal do Paraná, a qual foi feita a explicação do estudo e em sequência o convite.

Com intuito de um maior conhecimento sobre condições dos participantes, foi aplicada uma ficha de anamnese (Anexo A) adaptada de Prado (2008), com perguntas referentes a sua condição física e histórico de quedas.

As populações dos grupos seguiram os seguintes critérios de inclusão e exclusão:

Critérios de inclusão: tem idade mínima de 60 anos para o grupo dos idosos (ORGANIZATION, 2002) e idade entre 18 e 30 anos para o grupo de jovens.

Critérios de exclusão: Seriam excluídos da pesquisa os participantes que apresentassem déficit visual não corrigido, alterações musculoesqueléticas severas, presença de doenças de ordem neurológicas e/ou sensorial e instabilidade clínica que contraindique a realização da tarefa proposta e os participantes que no dia do procedimento relatassem algum sintoma de dor ou desconforto em alguma articulação ou músculo ao experimento, prévio histórico de lesões nos membros inferiores, realizado qualquer exercício físico nas últimas 24 horas ou utilizassem a estratégia do passo para manter o equilíbrio.

A amostra do presente estudo foi composta de 30 participantes voluntários de ambos os sexos, dividido em dois grupos: Grupo jovens (GJ) e Grupo idosos hígidos (GIH). O GJ foi composto de participantes, com idade entre 18 e 30 anos e GI foi composto por participantes do sexo masculino ou feminino, com idade superior há 60 anos, as principais características dos dois grupos estão dispostas na Tabela 1. Três

idosos e dois jovens deram passo durante a coleta foram excluídos, porém, como foi coletado um número superior a 15 participantes para cada grupo, foi possível obter uma amostra com 15 participantes para cada grupo.

Tabela 3 - Características amostrais do grupo GJH e GIH

Variáveis	Média (DP)	
	GJ	GIH
Gênero (Feminino / Masculino)	8 / 7	9 / 6
Idade (Anos)	24,3 (3,1)	67,64 (5,61)
Massa corporal (Kg)	67,06 (14,37)	70,75 (8,94)
Estatura (cm)	169,15 (9,52)	163,36 (8,1)
Mini exame do estado mental	30	28,32 (1,31)
Escala de Equilíbrio de Berg	56	55,35 (0,89)

Fonte: O autor, 2018.

Nota: DP: desvio padrão; GJ: Grupo jovens hígidos; GIH: Grupo idosos hígidos

### 3.2.1 Teste Clínico

Ambos os grupos foram submetidos à Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) com a finalidade de confirmar o não comprometimento de equilíbrio. A EEB é composta por 14 atividades de equilíbrio estático e dinâmico, comuns à vida diária. Cada atividade possui uma escala de pontuação de 0 a 4 pontos, sendo possível obter uma nota máxima de 56 pontos (MIYAMOTO *et al.*, 2004) (ANEXO C).

O GIH também foi aplicado o Mini exame do estado mental (MEEM) com a finalidade de avaliar a função cognitiva e rastreamento de quadros demenciais. O MEEM é questionário composto por perguntas sobre orientação, retenção de informação, atenção, cálculo, evocação, linguagem e habilidade construtiva, sendo possível obter um máximo de 30 pontos (ALMEIDA, 1998; LAKS *et al.*, 2003) (ANEXO D).

A Escala de equilíbrio de Berg foi aplicada por ser fortemente preditiva em relação ao não risco de quedas em idosos para um ponto de corte de 45, com especificidade de 90% e sensibilidade de 64% (Riddle; Stratford, 1999).

A partir da aplicação da Escala de equilíbrio de Berg em ambos os grupos. O grupo dos jovens apresentou nota máxima nesta avaliação, enquanto os idosos apresentaram uma média de 53,33 com um desvio padrão de 1,11. Desta forma, foi possível concluir que tendência a queda não foi observada nos grupos.

### 3.3 INSTRUMENTAÇÃO

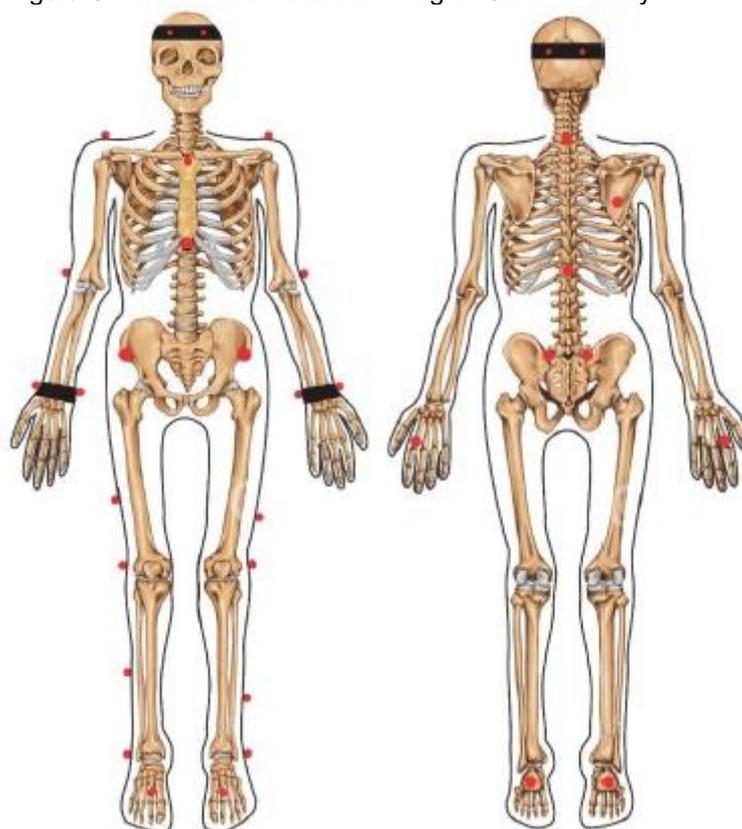
Para o desenvolvimento da parte experimental deste projeto, foram utilizados os equipamentos disponíveis no Laboratório de Motricidade Humana da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

#### 3.3.1 Sistema de captura de movimento

Para aquisição dos dados cinemáticos, foi utilizado o Sistema de análise de movimento Vicon®, que consiste em um conjunto de seis câmeras infravermelhas, modelo Bonita (T-series), que fazem o reconhecimento passivo dos marcados e duas câmeras de vídeo. Essas câmeras possuem alta resolução e captura com precisão de até 0,5 mm de translação e 0,5 graus de rotação em um volume de 4m x 4m usando marcadores de 9 mm ou 14mm (VICON MOTION SYSTEMS LTD., 2015).

Os ajustes das câmeras são todos realizados no software Nexus 2.5 e foi realizada a fixação de marcadores reflexivos em conformidade com o modelo biomecânico “*Plug-In Gait Full Body*” adotado pelo fabricante do sistema de captura de movimento, no qual são posicionados 35 marcadores (Figura 6), nos seguintes pontos anatômicos de cada participante: na frente, na parte posterior da cabeça, acrômio, processo xifoide, manúbrio, processo espinhoso da vértebra C7, processo espinhoso da vértebra T10, terço médio da escápula direita, epicôndilo lateral do úmero, no punho, no dorso da mão, espinha ilíacas anterossuperiores e pósteros superiores, na coxa, epicôndilo lateral do fêmur, perna, maléolo lateral, cabeça do segundo metatarso e calcanhar (VICON MOTION SYSTEMS LTD., 2015).

Figura 6 - Modelo biomecânico “Plug-In Gait Full Body”



Fonte: Vicon Motion Systems Ltd. (2015).

### 3.3.2 Plataforma móvel

Conforme apontado na literatura entendeu-se que a base de apoio deveria sofrer deslocamentos com comportamento descrito por um sinal tipo multisine com componentes de frequência na faixa de 0,2 a 5 Hz (BOONSTRA *et al.*, 2013; ENGELHART, D. *et al.*, 2016; VAN DER KOOIJ *et al.*, 2005). Não foi encontrada na literatura indicação sobre a amplitude da aceleração da base de apoio. Mas esta foi suficientemente grande para produzir amplitude do ângulo de oscilação.

Desta forma, para gerar as perturbações do equilíbrio foi utilizada uma plataforma móvel, com uma estrutura metálica e base de apoio de madeira (1,30 m x 1,30 m) apoiada sobre quatro rodas, com possibilidade de deslocamento ao longo de eixos x e y, como mostra a Figura 7.

Figura 7 - Plataforma móvel

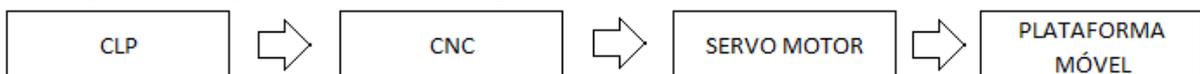


Fonte: O autor, 2018.

O deslocamento da plataforma foi realizado por meio de servo motores elétricos (modelo SWA WEG), onde o controle de deslocamento ao longo de cada eixo bem como a sincronização do deslocamento entre os eixos é realizado através de um CLP (Controlador Lógico Programável) SIMATIC S7 -1200 e um CNC (*Computer Numeric Control*) com servo conversores modelo SCA12/24-V3 acoplados ao mesmo.

Foi realizada a programação (Anexo G) no software ®SIMATIC STEP 7 Basic V11 para controlar o deslocamento ao longo de cada eixo bem como a sincronização do deslocamento entre os seus eixos. Assim o CLP envia sinais elétricos para o CNC, que envia sinais elétricos para o servo motor gerando um deslocamento/aceleração na plataforma móvel, como mostra a Figura 8.

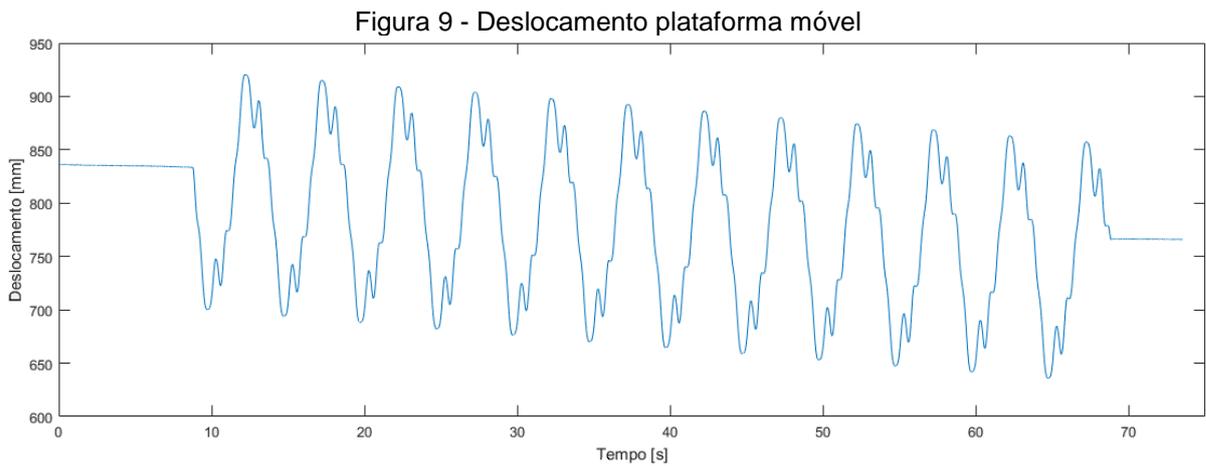
Figura 8 – Diagrama em bloco para geração do sinal de deslocamento da plataforma móvel



Fonte: O autor, 2018.

Com este sistema foi permitido a aplicação da perturbação do tipo multisine. Para mensurar o deslocamento da plataforma móvel, foram posicionados quatro marcadores na plataforma móvel.

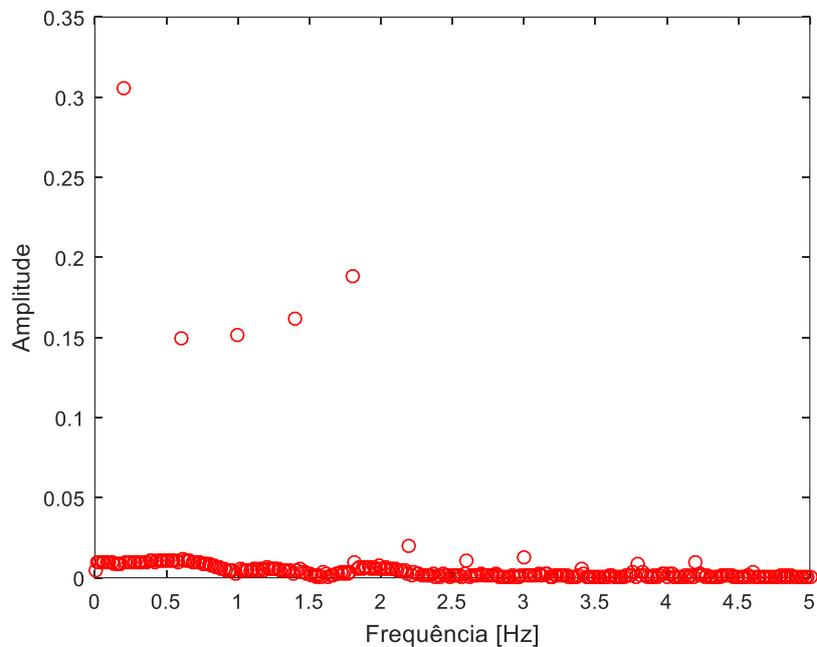
Na Figura 9 é apresentado o deslocamento da plataforma móvel na direção anteroposterior do sinal do tipo *multisine*, obtido pelo sistema ®Vicon com auxílio de 4 marcadores fixados nas extremidades da plataforma móvel. Este registro foi realizado sem nenhuma massa em cima da plataforma.



Fonte: O autor, 2018.

A Figura 10 apresenta o espectro de frequência do sinal do deslocamento da plataforma móvel mostrada na Figura 9.

Figura 10 - Espectro frequência do sinal do deslocamento da plataforma móvel

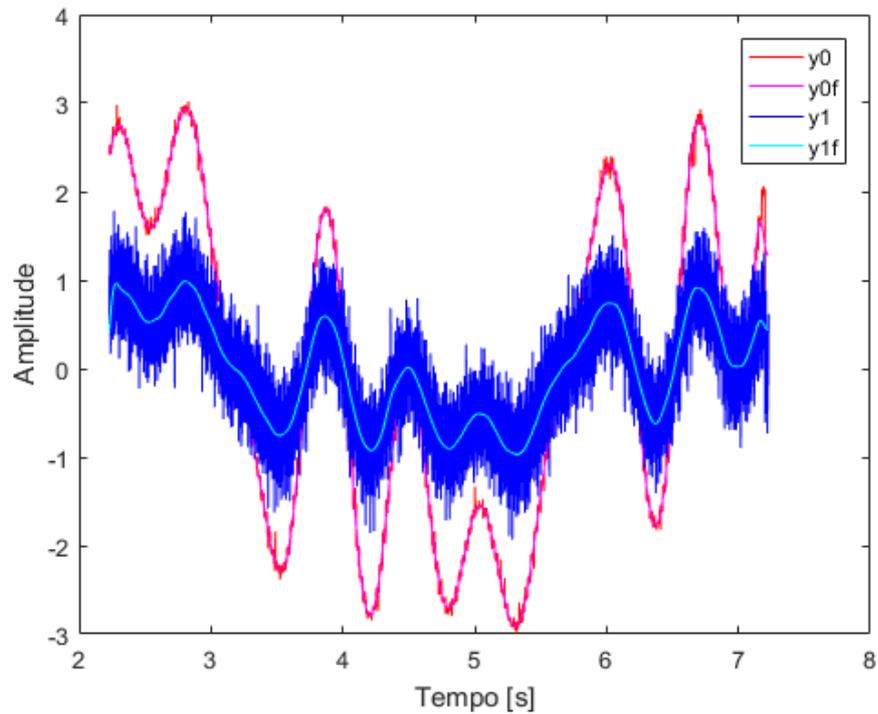


Fonte: O autor, 2018.

### 3.3.2.1 Resposta em frequência

Primeiramente foi realizada a leitura do sinal de velocidade enviado pelo CLP para o CNC ( $y_0$ ) e o sinal de referência de velocidade enviado do CNC para os servos motores ( $y_1$ ). Para eliminar o ruído dos sinais, ambos foram filtrados através de um filtro passa-baixas com atraso nulo (*dual pass*) do tipo *Butterworth* de 4ª ordem, com frequência de corte a 10 Hz. A Figura 11 mostra ambos os sinais com e sem filtragem.

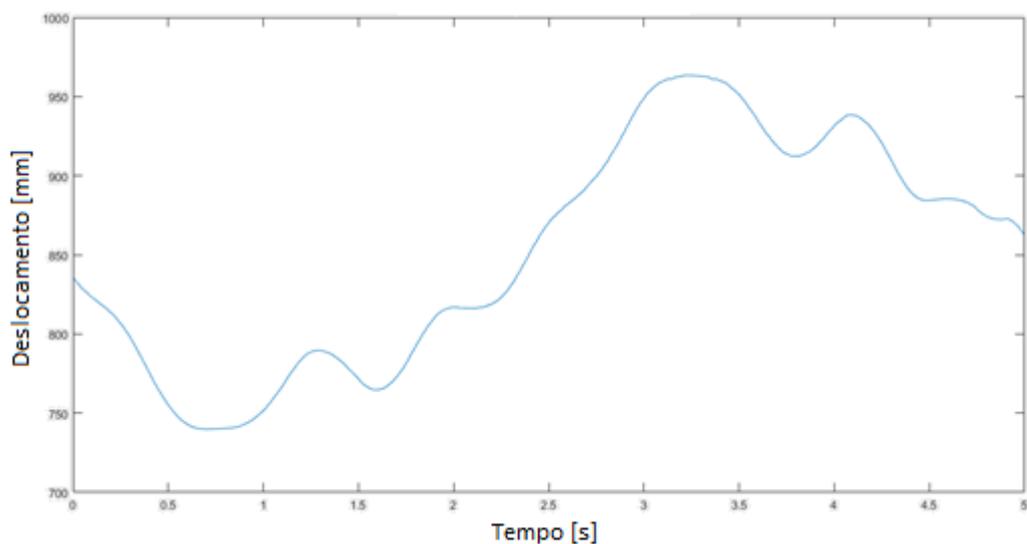
Figura 11 - Sinal velocidade enviado CLP e CNC, sendo y0 em vermelho (Sinal velocidade CLP), y0f em rosa (Sinal velocidade CLP filtrado), y1 em azul (Sinal velocidade CNC), y1f em marfim (Sinal velocidade CNC filtrado)



Fonte: O autor, 2018.

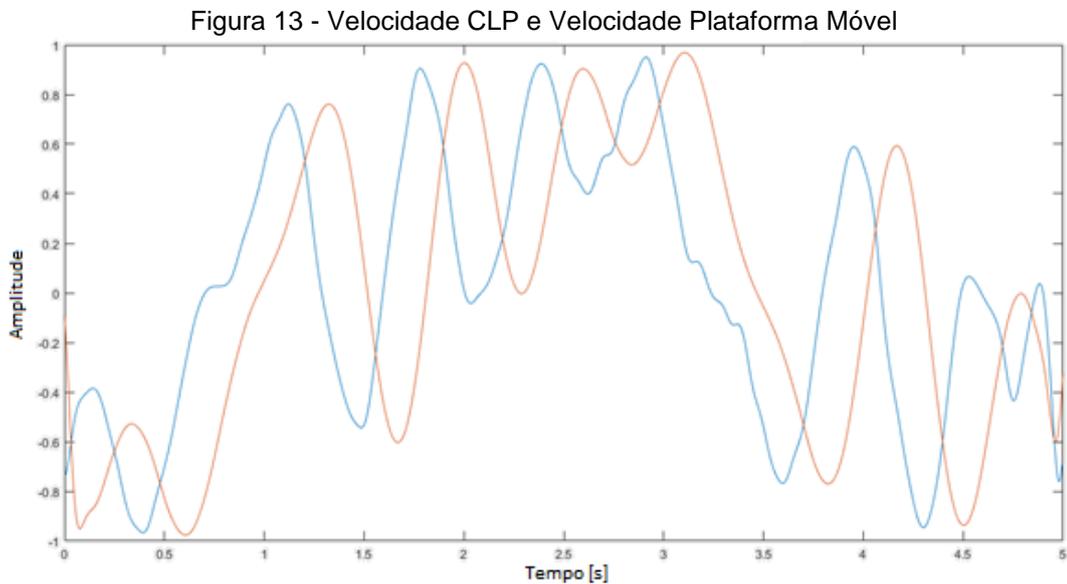
Para verificar se ambos os sinais têm o mesmo comportamento foi realizada a correlação cruzada, onde os sinais têm correlação alta (1). Após verificar que o sinal enviado pelo CLP para o CNC foi “retransmitido” para os servos motores, foi analisado o comportamento do deslocamento da plataforma na direção anteroposterior (Figura 12).

Figura 12 - Deslocamento Plataforma Móvel



Fonte: O autor, 2018.

Desta forma foi realizada a derivada da coordenada da plataforma móvel, e em seguida comparado com sinal filtrado enviado pelo CNC, deixando ambos com mesma amplitude e tempo de amostragem, como mostra a Figura 13. O sinal em azul representa o sinal de velocidade enviado pelo CNC e o sinal em vermelho da velocidade da plataforma móvel.

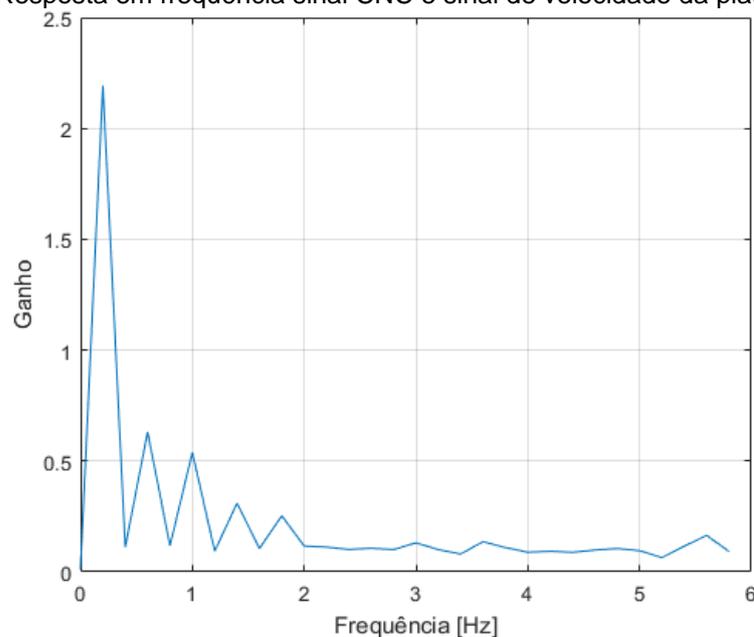


Fonte: O autor, 2018.

Para verificar se ambos os sinais têm o mesmo comportamento foi realizada a correlação cruzada, onde os sinais apresentaram correlação alta (0,97) com um *delay* 35ms.

Na Figura 14 é apresentada a resposta em frequência do sinal de velocidade do CLP em relação ao sinal de velocidade da plataforma móvel.

Figura 14 - Resposta em frequência sinal CNC e sinal de velocidade da plataforma móvel



Fonte: O autor, 2018.

### 3.3.3 Plataforma de força

Para análise cinética, utilizou-se uma plataforma de força modelo OR6-7AMTI (Figura 15) para avaliar o equilíbrio humano durante a postura ereta quieta e sob uma perturbação externa, permitindo obter o COP em ambas as situações. Os dados são amplificados com um ganho de 4000 vezes, por meio de um condicionador de sinal (AMTI model MAS-6 Signal Conditioner/Amplifier) e convertido por um conversor A/D.

Os dados das forças de reação ao solo foram adquiridos com uma frequência de 2000 Hz.

Figura 15 - Plataforma de força



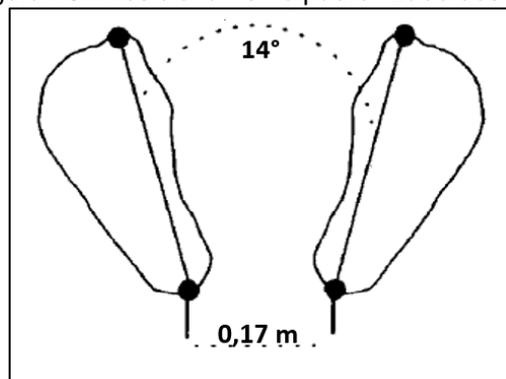
Fonte: AMTI Biomechanics Platform Instruction Manual (2004).

## 3.4 PROTOCOLOCA EXPERIMENTAL

O participante foi instruído a vestir trajes apropriados para o procedimento de captura de movimento e foi realizada a fixação de marcadores reflexivos em conformidade com o modelo biomecânico Plug-In Gait Full Body adotado pelo fabricante do sistema de captura de movimento.

Realizada a preparação o participante foi instruído a subir na plataforma de força posicionada sobre a plataforma móvel onde foi acoplado a um sistema de sustentação para garantia da integridade física em caso de quedas. Foi orientado a adotar postura adequada para a realização do procedimento de calibração estática do sistema de captura de movimento. O participante foi instruído a ficar em pé sobre a plataforma de força, com os pés afastados a 17 cm e 14° de abdução coxofemoral, com as mãos apoiadas no quadril (MAKI; MCILROY, 1997), como mostra a Figura 16. Esta será a posição em que o participante deverá permanecer durante todo o procedimento de perturbação de equilíbrio.

Figura 16 - Posicionamento padronizado dos pés.



Fonte: adaptado de McIlroy e Maki, 1997.

Inicialmente o participante foi instruído a permanecer em pé em repouso sobre a plataforma durante 30s. Durante esta etapa foi registrado o comportamento do participante na situação isenta de qualquer perturbação.

O participante foi então submetido a perturbações de equilíbrio devidas ao deslocamento da base de apoio. O padrão de deslocamento/velocidade/aceleração da plataforma móvel será do tipo multisine. Foi adotado um sinal com componentes de frequência na faixa de 0,2 Hz a 5 Hz (Figura 10), com incremento de frequência ( $I_k = 0,5$ ), frequência inicial ( $F_0 = 0,5$ ) e número de componentes igual a 10, que produz um sinal com amplitude de deslocamento de 220 mm.

Considerando que a componente de menor frequência será igual a 0,2Hz, o período do multisine é igual a 5s. A duração da perturbação será igual a 60s, o que corresponde a 12 períodos (Figura 9). Ao término da perturbação o participante foi convidado a repousar em uma cadeira por um tempo igual ao da perturbação. Tendo em vista o comportamento temporal de um sinal do padrão multisine, fica minimizada a possibilidade de aprendizagem às perturbações e a existência de comportamentos antecipatórios.

Durante o protocolo foi utilizada a escala de nível de cansaço de BORG para mensurar o grau de percepção ao esforço físico e cansaço durante o protocolo (BRUNETTO; PAULIN; YAMAGUTI, 2002; HAMPTON et al., 2014) (ANEXO D).

### 3.4.1 Processamento dos dados

Como a finalidade do estudo era conhecer o comportamento dos indicadores do controle postural durante na postura estática (ereta quieta) e dinâmica (sob perturbação multisine).

Em ambiente Matlab® foi plotado o deslocamento de um marcador, permitindo a seleção do início da perturbação.

Os dados cinemáticos e cinéticos foram processados em ambiente Matlab® utilizando um filtro passa-baixa do tipo Butterworth de 4ª ordem, com frequência de corte de 10Hz, e então as seguintes variáveis foram extraídas: COP na direção AP, área do deslocamento do COP, velocidade média do deslocamento do COP, amplitude RMS do deslocamento do COP, frequência média do deslocamento do COP, frequência média da potência do espectro em 50% (F50) e frequência média da potência do espectro em 99% (F99).

A fim de analisar o envolvimento de cada articulação na resposta à perturbação e, conseqüentemente, avaliar a validade do modelo do pêndulo invertido simples, definimos um índice de mobilidade (IM), descrito na equação 4.

$$IM = \frac{Amp_{MS}}{Amp_{EQ}} \quad (4)$$

Onde  $Amp_{MS}$  é o desvio padrão da série temporal do ângulo da articulação durante a perturbação *multisine* e  $Amp_{EQ}$  é o desvio padrão da série temporal do mesmo ângulo, durante a postura ereta quieta. Consideramos, portanto, que o comportamento durante a postura ereta quieta é mais semelhante ao pêndulo invertido único do que durante a perturbação. Um valor de índice maior que 1 indica que uma articulação tem maior mobilidade durante a perturbação do que durante a postura ereta quieta e deve ser considerada como um grau independente de liberdade no modelo.

A correlação entre membros foi analisada pelo cálculo do módulo da correlação cruzada entre os ângulos articulares direito e esquerdo. Isso foi feito para testar a validade da suposição de que os movimentos de ambos os membros são simétricos, levando à inclusão de apenas um lado nos modelos (Peterka, 2000).

### 3.4.2 Análise estatística

A análise estatística foi realizada por meio do software SPSS (23.0). Para comparar as diferenças em o grupo de jovens e idosos, primeiramente testou-se a normalidade dos dados por meio do teste de *Shapiro-Wilk*. Os dados que apresentaram como resultado distribuição normal, optou-se por utilizar o Teste *T Student* e os dados não normais, o teste U de *Mann-Whitney* foi utilizado

Um nível de significância de 95% foi assumido em todas as análises ( $\alpha=0.05$ ).

## 4 RESULTADOS

### 4.2 VARIÁVEIS DO COP

Ao comparar as variáveis dos indicadores posturais na postura ereta quieta e sob perturbação tipo *multisine* diferenças estaticamente significativas foram encontradas entre as populações nas variáveis Área MS, Velocidade Abs MS e AMP RMS MS.

Na Tabela 4 estão apresentados os valores médios (desvios-padrão) dos indicadores posturais.

Tabela 4 - Variáveis do COP

Variáveis	Média (DP)		p
	Jovens	Idosos	
Área EQ (mm <sup>2</sup> )	95,452 (14,08)	89,62 (9,71)	0,69 <sup>a</sup>
Área MS (mm <sup>2</sup> )	5378,67 (784,66)	14112,42 (3245,66)	0,01 <sup>b</sup>
Velocidade Abs. EQ (mm/s)	6,26 (1,33)	5,18 (0,56)	0,40 <sup>a</sup>
Velocidade Abs. MS (mm/s)	43,57 (4,29)	148,02 (46,64)	0,01 <sup>b</sup>
AMP. RMS EQ (mm)	1,34 (0,13)	1,29 (0,09)	0,77 <sup>a</sup>
AMP. RMS MS (mm)	6,47 (0,45)	15,26 (2,98)	0,01 <sup>b</sup>
Fmédia EQ (Hz)	0,19 (0,03)	0,18 (0,02)	0,66 <sup>a</sup>
Fmédia MS (Hz)	0,98 (0,07)	1,06 (0,03)	0,32 <sup>a</sup>
F50% EQ (Hz)	0,09 (0,01)	0,11 (0,01)	0,19 <sup>a</sup>
F50% MS (Hz)	0,84 (0,06)	0,92 (0,04)	0,23 <sup>a</sup>
F99% EQ (Hz)	1,32 (0,16)	1,36 (0,10)	0,86 <sup>a</sup>
F99% MS (Hz)	4,11 (0,35)	4,08 (0,09)	0,95 <sup>a</sup>

Fonte: O autor, 2018.

Nota: DP: desvio padrão; EQ: Ereta Quieta; MS: Multisine.

### 4.3 ÍNDICE DE MOBILIDADE

Os valores do índice de mobilidade são apresentados na Tabela 5, onde pode-se observar que seus valores estão acima de 2 e que foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos nos índices dos joelhos e do quadril.

Tabela 5 - Índice de mobilidade

Articulação	Valores do índice de mobilidade - Média (DP)		
	Jovens	Idosos	p
Tornozelo Direito	5,35(2,48)	8,72(6,37)	0,48 <sup>a</sup>
Tornozelo Esquerdo	4,48 (2,25)	6,68 (2,11)	0,17 <sup>a</sup>
Joelho Direito	6,32 (3,38)	14,70 (8,01)	0,01 <sup>b</sup>
Joelho Esquerdo	6,72 (2,52)	15,33 (8,39)	0,01 <sup>b</sup>
Quadril Direito	2,77 (0,90)	7,44 (3,61)	0,01 <sup>b</sup>
Quadril Esquerdo	3,19 (1,62)	8,28 (5,84)	0,01 <sup>b</sup>

Fonte: O autor, 2018.

#### 4.4 CORRELAÇÃO ENTRE ÂNGULOS ARTICULARES

A Tabela 6 mostra os valores da máxima correlação entre os ângulos articulares direito e esquerdo, mostrando os valores médios e desvio padrão nos grupos de jovens e idosos. Comparando os valores das variáveis relacionadas, diferenças estatisticamente significativas não foram encontradas entre os grupos.

Tabela 6 - Correlação ângulos articulares

Articulação	Valores de correlação - Média (DP)		
	Jovens	Idosos	p
Tornozelo EQ	0,43 (0,29)	0,53 (0,18)	0,60 <sup>a</sup>
Joelho EQ	0,63 (0,26)	0,42 (0,22)	0,09 <sup>a</sup>
Quadril EQ	0,73( 0,27 )	0,92 (0,14 )	0,07 <sup>a</sup>
Tornozelo MS	0,52 (0,13)	0,39 (0,31)	0,10 <sup>a</sup>
Joelho MS	0,60 (0,26)	0,67 (0,25)	0,56 <sup>a</sup>
Quadril MS	0,60 (0,27)	0,72(0,35)	0,35 <sup>a</sup>

Fonte: O autor, 2018.

Nota: DP: desvio padrão; EQ: Ereta Quieta; MS: Multisine.

Na Figura 18, 19 e 20 estão apresentados os gráficos dos ângulos articulares esquerdo e direito sob perturbação *multisine* de um indivíduo idoso (masculino, 66 anos). Durante a perturbação *multisine* os indivíduos deveriam ter comportamento simétrico. Com base nessas figuras é possível observar que as variações angulares tiveram comportamentos assimétricos nas articulações do tornozelo (correlação = 0,27) e quadril (correlação = 0,58) e simétrico na articulação do joelho (correlação = 0,92).

Figura 17 - Ângulos articulares durante perturbação Multisine Tornozelo

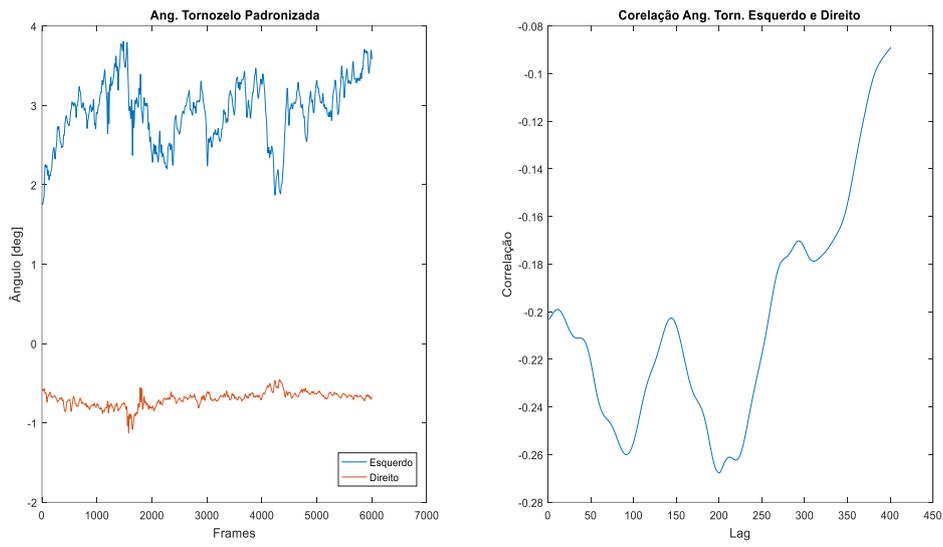


Figura 18 - Ângulos articulares durante perturbação Multisine Joelho

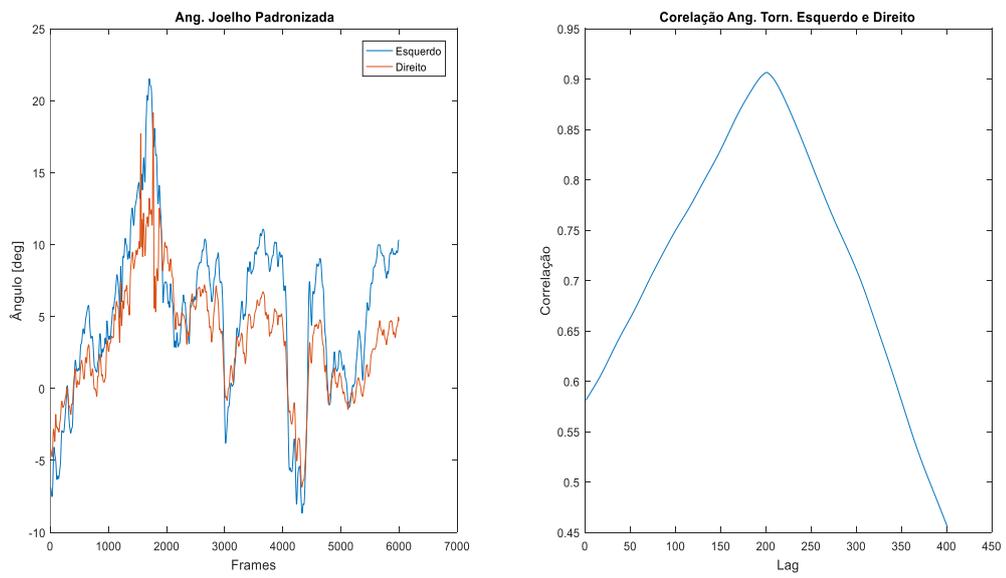
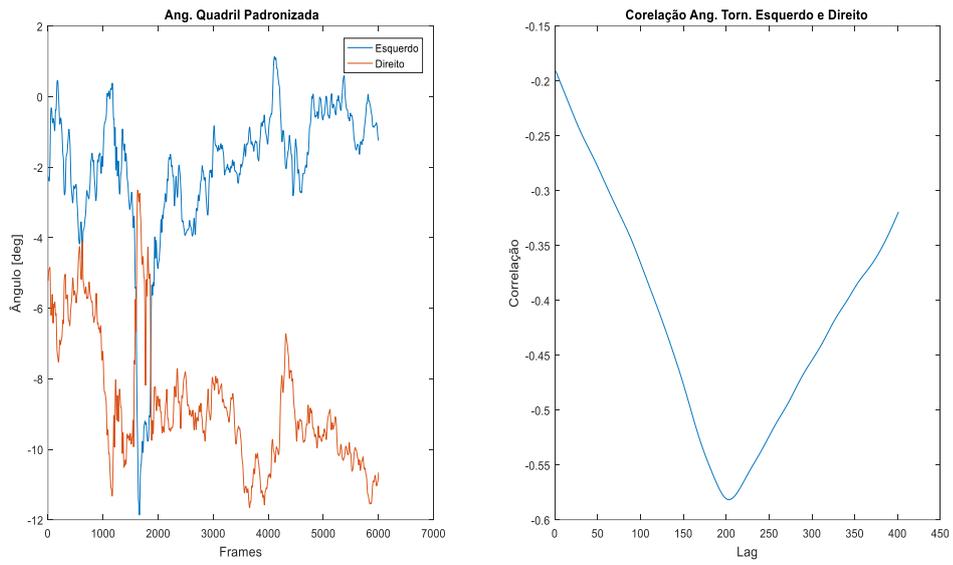


Figura 19 - Ângulos articulares durante perturbação Multisine Quadril



Fonte: O autor, 2018.

## 5 DISCUSSÃO

### 5.2 VARIÁVEIS DO COP

Os efeitos do envelhecimento nas medidas de oscilação do presente estudo foram examinados. A partir da Tabela 2 podemos verificar algumas características do deslocamento do COP que diferenciam o grupo jovem do grupo idoso. Essas características mostram que a estratégia de controle postural e, conseqüentemente, o deslocamento do COP, muda entre os grupos apenas para situações dinâmicas, onde não foi observado diferenças significativas nos parâmetros do COP na postura ereta quieta.

Ocorreu um aumento na área, velocidade média e amplitude do deslocamento do COP, sendo a velocidade média de deslocamento o parâmetro mais informativo para diferenças posturais na maioria das situações (RAYMAKERS et al., 2005). O aumento da área pode ser uma consequência de mecanismos de controle postural prejudicados em idosos que causam reações tardias, portanto, movimentos maiores do COP para se recuperar da perturbação.

Quanto à amplitude de deslocamento do COP, os resultados demonstram não houve diferença entre os grupos na postura ereta quieta, da mesma forma que foi verificada por Almeida (2007) que buscou avaliar qual a influência deste componente sobre diferentes níveis de atividade física praticada por idosos. Contudo, houve uma tendência para a diminuição do deslocamento do COP no grupo dos idosos.

### 5.3 ÍNDICE DE MOBILIDADE

Os índices de mobilidade indicaram que o movimento de qualquer articulação pode ser considerado relevante durante a resposta à perturbação MS, independentemente do grupo.

Este resultado implica que uma estratégia multi-articulação, como descrita por Hsu et al.(2013) é empregada pelos indivíduos em ambos os grupos e, portanto, o pêndulo simples não é um modelo biomecânico conveniente. Outros autores já veem adotando que o controle postural é uma tarefa de movimento de todo o corpo que envolve múltiplos graus de liberdade nas articulações (KUZNETSOV; A RILEY, 2012) .

Outro dado relevante é que as estratégias motoras adotadas entre os grupos podem ser diferentes, com os idosos adotando uma maior flexão do joelho e quadril para responder às perturbações

Cada pessoa tem capacidade de produzir soluções variadas para um movimento ou tarefa (utilizando estratégias distintas), oferecendo uma flexibilidade para lidar com ambientes inesperados e é uma importante fonte de variabilidade nos padrões de movimento.

#### 5.4 CORRELAÇÃO ENTRE ÂNGULOS ARTICULARES

No que diz respeito à simetria, pôde-se observar que a correlação entre os ângulos articulares é fraca (valor máximo abaixo de 0,63). Isso indica que movimentos de ambos os lados não podem ser considerados um espelho de outro, mesmo durante a postura ereta quieta, ao contrário do que tem sido considerado nos modelos (ENGELHART, D. *et al.*, 2016; GÜNTHER; WAGNER, 2016; PETERKA, ROBERT J., 2002).

Boumer (2018) analisou a sincronização do COP durante tarefas dinâmicas (em jogos), onde houve baixa a moderada sincronização entre os CPs entre hípidos e AVCs. A baixa sincronização entre os CPs encontrada nesse estudo pode estar relacionada mecanismos de respostas perante as perturbações encontradas por Habib Perez et al., (2016), uma vez que não se sabia qual seria a direção a seguir, embora o nível de dificuldade não tenha aumentado.

Em resumo, o SNC adota a melhor estratégia (movimentação do corpo) ignorando a hipótese da simetria do corpo para o indivíduo ter mais liberdade para responder aos estímulos e buscar reestabelecer o equilíbrio da melhor maneira encontrada.

#### 5.5 LIMITAÇÕES DA PESQUISA

O estudo realizado apresentou limitações quanto a caracterização da sua amostra como: frequência de atividade física e a perna dominante, a qual pode ser discutida a sua influência no controle postural. Outra limitação se refere ao tamanho da amostra, que apresentou tamanho reduzido.

Outra limitação encontrada, foi o controle do reposicionamento dos pés, que pode ter ocasionado uma variabilidade na posição inicial do pé.

Por fim, acredita-se que a utilização de duas plataformas de forças sincronizadas, poderia ser mais sensível às estratégias utilizadas pelos idosos.

## 6 CONCLUSÃO

O resultado da análise do COP na posição ereta quieta não apresentou diferenças entre os grupos de jovens e idosos, enquanto sob perturbação, destaca-se o aumento da Velocidade Média da oscilação do COP no grupo de idosos, sendo um importante parâmetro correlacionado com o estado do sistema postural. O que indica que a avaliação do controle postural demonstra não reproduzir com tanta fidedignidade as condições em que o sistema de controle postural é submetido e ser insensíveis a muitos problemas de equilíbrio em idosos. Assim o protocolo dinâmico utilizando perturbação do tipo *multisine* parece ser mais adequado para avaliação do risco de quedas, retratando melhor as respostas do sistema postural em relação a fatores extrínsecos a fim de evitar uma queda.

Durante a perturbação *multisine* a simetria entre os membros articulares foi baixa indicando que a representação do corpo como um modelo simétrico é inadequado para membros inferiores.

O índice de mobilidade fornece informações da contribuição de cada articulação para manter o equilíbrio, onde apresentam altos valores. O que indica que a representação do corpo humano com pêndulo invertido simples ou duplo é inadequado, devido a contribuição de todas as articulações.

Ao comparar características biomecânicas das respostas a perturbação *multisine* entre jovens e idosos nota-se que as estratégias adotadas por idosos diferem daquelas adotadas por adultos jovens.

## REFERÊNCIAS

ALEXANDER, B. H.; RIVARA, F. P.; WOLF, M. E. The cost and frequency of hospitalization for fall-related injuries in older adults. **American journal of public health**, v. 82, n. 7, p. 1020-1023, 1992.

ALEXANDROV, A. V. et al. Feedback equilibrium control during human standing. **Biological cybernetics**, v. 93, n. 5, p. 309-322, 11/04 2005.

ALMEIDA, O. P. Mini exame do estado mental e o diagnóstico de demência no Brasil. **Arq neuropsiquiatr**, v. 56, n. 3B, p. 605-12, 1998.

AMBROSE, A. F.; PAUL, G.; HAUSDORFF, J. M. Risk factors for falls among older adults: A review of the literature. **Maturitas**, v. 75, n. 1, p. 51-61, 2013.

BERG, K. et al. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. **Physiotherapy Canada**, v. 41, n. 6, p. 304-311, 1989.

BINGHAM, J. T.; CHOI, J. T.; TING, L. H. Stability in a frontal plane model of balance requires coupled changes to postural configuration and neural feedback control. **Journal of Neurophysiology**, v. 106, n. 1, p. 437-448, 2011.

BOONSTRA, T. A.; SCHOUTEN, A. C.; VAN DER KOOIJ, H. Identification of the contribution of the ankle and hip joints to multi-segmental balance control. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 10, n. 1, p. 1-18, 2013.

BOX, G. E. P.; JENKINS, G. **Time Series Analysis, Forecasting and Control**. Holden-Day, Incorporated, 1990. 500 ISBN 0816211043.

CAMARANO, A. A. Envelhecimento da população brasileira: uma contribuição demográfica. 2002.

CARANDE-KULIS, V. et al. A cost-benefit analysis of three older adult fall prevention interventions. **Journal of Safety Research**, v. 52, p. 65-70, 2015/02/01/ 2015.

CHAGDES, J. R. et al. Dynamic stability of a human standing on a balance board. **Journal of biomechanics**, v. 46, n. 15, p. 2593-2602, 2013.

CHIU, A.; AU-YEUNG, S.; LO, S. K. A comparison of four functional tests in discriminating fallers from non-fallers in older people. **Disability and rehabilitation**, v. 25, n. 1, p. 45-50, 2003.

CLOSE, J. C. Prevention of falls in older people. **Disability and rehabilitation**, v. 27, n. 18-19, p. 1061-1071, 2005.

COHEN, H. et al. Changes in Sensory Organization Test Scores with Age. **Age and ageing**, v. 25, n. 1, p. 39-44, 1996.

COLLINS, J.-D. et al. A systematic literature review of the use and effectiveness of the Computer Assisted Rehabilitation Environment for research and rehabilitation as it relates to the wounded warrior. **Work**, v. 50, n. 1, p. 121-129, 2015.

CRUZ-JENTOFT, A. J. et al. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. **Age and ageing**, v. 39, n. 4, p. 412-423, 2010.

- DAY, B. et al. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. **The Journal of Physiology**, v. 469, p. 479–499, 1993.
- 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. 183-192, 2010.
- DUNCAN, P. W. et al. Functional Reach: A New Clinical Measure of Balance. **Journal of Gerontology**, v. 45, n. 6, p. M192-M197, 1990.
- ENGELHART, D. et al. Comparison of closed-loop system identification techniques to quantify multi-joint human balance control. **Annual Reviews in Control**, v. 41, p. 58-70, 2016.
- ENGELHART, D. et al. Impaired Standing Balance in Elderly: A New Engineering Method Helps to Unravel Causes and Effects. **Journal of the American Medical Directors Association**, v. 15, n. 3, p. 227.e1-227.e6, 2014.
- FRANSSON, P.-A. et al. Analysis of short-and long-term effects of adaptation in human postural control. **Biological cybernetics**, v. 86, n. 5, p. 355-365, 2002.
- GAWTHROP, P. J.; WANG, L. Towards model-based continuous-time identification of the human balance controller. **Impulse**, v. 3, p. 19, 2008.
- GODOI, D. **Controle Postural em idosos frente a perturbações esperadas e inesperadas**. 2001. (Master). Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro.
- GOODWORTH, A. D.; PETERKA, R. J. Influence of stance width on frontal plane postural dynamics and coordination in human balance control. **Journal of Neurophysiology**, v. 104, n. 2, p. 1103-1118, 2010.
- \_\_\_\_\_. Sensorimotor integration for multisegmental frontal plane balance control in humans. **Journal of Neurophysiology**, v. 107, n. 1, p. 12-28, 2012.
- GÜNTHER, M.; WAGNER, H. Dynamics of quiet human stance: computer simulations of a triple inverted pendulum model. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 19, n. 8, p. 819-834, 2016/06/10 2016.
- HERMAN, T.; GILADI, N.; HAUSDORFF, J. M. Properties of the ‘Timed Up and Go’ Test: More than Meets the Eye. **Gerontology**, v. 57, n. 3, p. 203-210, 2011.
- HORAK, F. B. Clinical measurement of postural control in adults. **Phys ther**, v. 67, n. 12, p. 1881-1885, 1987.
- \_\_\_\_\_. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and ageing**, v. 35, n. suppl 2, p. ii7-ii11, 2006.
- HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. **Journal of neurophysiology**, v. 55, n. 6, p. 1369-1381, 1986.
- HSU, W.-L.; CHOU, L.-S.; WOOLLACOTT, M. Age-related changes in joint coordination during balance recovery. **Age**, v. 35, n. 4, p. 1299-1309, 2013.
- HSU, W.-L. et al. Control and estimation of posture during quiet stance depends on multijoint coordination. **Journal of neurophysiology**, v. 97, n. 4, p. 3024-3035, 2007.

- JAHANA, K. O.; DIOGO, M. Quedas em idosos: principais causas e consequências. **Saúde coletiva**, v. 4, n. 17, p. 148-153, 2007.
- JENKINS, G. M.; WATTS, D. G. **Spectral analysis and its applications**. San Francisco: Holden-Day, 1968. ISBN 0816244642 9780816244645.
- JENSEN, J. et al. Fall and Injury Prevention in Residential Care—Effects in Residents with Higher and Lower Levels of Cognition. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 51, n. 5, p. 627-635, 2003.
- JOHANSSON, R.; MAGNUSSON, M.; AKESSON, M. Identification of human postural dynamics. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 35, n. 10, p. 858-869, 1988.
- JOHANSSON, R.; MAGNUSSON, M.; AKESSON, M. Identification of human postural dynamics. **Biomedical Engineering, IEEE Transactions on**, v. 35, n. 10, p. 858-869, 1988.
- KALLIN, K. et al. Predisposing and precipitating factors for falls among older people in residential care. **Public Health**, v. 116, n. 5, p. 263-271, 2002.
- KANNUS, P.; PARKKARI, J. Prevention of hip fracture with hip protectors. **Age and ageing**, v. 35, n. suppl 2, p. ii51-ii54, 2006.
- KERRIGAN, D. C. et al. Effect of a hip flexor stretching program on gait in the elderly. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 84, n. 1, p. 1-6, 2003.
- KILBY, M. C.; MOLENAAR, P. C.; NEWELL, K. M. Models of postural control: shared variance in joint and COM motions. **PloS one**, v. 10, n. 5, p. e0126379, 2015.
- KLEIN, C. et al. Muscle size, strength, and bone geometry in the upper limbs of young and old men. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 57, n. 7, p. M455-M459, 2002.
- KUZNETSOV, N.; A RILEY, M. **Effects of Breathing on Multijoint Control of Center of Mass Position During Upright Stance**. 2012. 241-53
- LAKS, J. et al. O mini exame do estado mental em idosos de uma comunidade: dados parciais de Santo Antonio de Pádua, Rio de Janeiro. **Arq neuropsiquiatr**, v. 61, n. 3B, p. 782-5, 2003.
- LITVOC., J.; BRITO, F. C. **Envelhecimento: prevenção e promoção da saúde**. São Paulo (SP): Atheneu, 2004.
- LJUNG, L. System identification: theory for the user. **PTR Prentice Hall Information and System Sciences Series**, v. 198, 1987.
- LORAM, I.; LAKIE, M. Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. **The Journal of Physiology** v. 540 (Pt 3), p. 1111–1124, 2002.
- LORAM, I.; MAGANARIS, C.; LAKIE, M. Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius. **The Journal of Physiology**, v. 564, n. (Pt 1), p. 295–311, 2005.
- LURIE, J. D. et al. Pilot comparative effectiveness study of surface perturbation treadmill training to prevent falls in older adults. **BMC geriatrics**, v. 13, n. 1, p. 49, 2013.

- MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. The role of limb movements in maintaining upright stance: the "change-in-support" strategy. **Physical therapy**, v. 77, n. 5, p. 488, 1997.
- MANCINI, M.; HORAK, F. B. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. **European journal of physical and rehabilitation medicine**, v. 46, n. 2, p. 239-248, 2010.
- MANSFIELD, A. et al. Effect of a perturbation-based balance training program on compensatory stepping and grasping reactions in older adults: a randomized controlled trial. **Physical therapy**, v. 90, n. 4, p. 476-491, 2010.
- MASSION, J. et al. Body orientation and control of coordinated movements in microgravity. **Brain Research Reviews**, v. 28, n. 1-2, p. 83-91, 11// 1998.
- MAZIERO, L. M. et al. Avaliação de Propensão a Quedas em Idosos Institucionalizados. **VIII Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e IV Encontro Latino Americano de Pós-Graduação**, 2004.
- MCILROY, W. E.; MAKI, B. E. Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 51, n. 6, p. M289-M296, 1996.
- 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.
- MIYAMOTO, S. T. et al. Brazilian version of the Berg balance scale. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 37, p. 1411-1421, 2004.
- MOTEKFORCE\_LINK. Disponível em: < <http://www.motekforcelink.com/> >.
- ORGANIZATION, W. H. Active ageing: A policy framework. 2002.
- PAI, Y.-C. et al. Perturbation training can reduce community-dwelling older adults' annual fall risk: a randomized controlled trial. **Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences**, v. 69, n. 12, p. 1586-1594, 2014.
- PASMA, J. et al. Impaired standing balance: the clinical need for closing the loop. **Neuroscience**, v. 267, p. 157-165, 2014.
- PETERKA, R. J. Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. **Biological cybernetics**, v. 82, n. 4, p. 335-343, 2000.
- PETERKA, R. J. Sensorimotor integration in human postural control. **Journal of neurophysiology**, v. 88, n. 3, p. 1097-1118, 2002.
- PINTELON, R.; SCHOUKENS, J. **System identification: a frequency domain approach**. John Wiley & Sons, 2012. ISBN 1118287398.
- RAYMAKERS, J. A.; SAMSON, M. M.; VERHAAR, H. J. J. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). **Gait & Posture**, v. 21, n. 1, p. 48-58, 2005.
- ROBINOVITCH, S. N. et al. Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study. **Lancet**, v. 381, n. 9860, p. 47-54, 10/17 2013.

- ROSENBLATT, N. J.; MARONE, J.; GRABINER, M. D. Preventing Trip-Related Falls by Community-Dwelling Adults: A Prospective Study. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 61, n. 9, p. 1629-1631, 2013.
- RUBENSTEIN, L. Z. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. **Age and ageing**, v. 35, n. suppl\_2, p. ii37-ii41, 2006.
- RUNGE, C. F. et al. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. **Gait & posture**, v. 10, n. 2, p. 161-170, 1999.
- SHIN, Y.-K. et al. Human postural dynamics in response to the horizontal vibration. **International Journal of Control Automation and Systems**, v. 4, n. 3, p. 325-332, 2006.
- STEVENS, J. A. et al. The costs of fatal and non-fatal falls among older adults. **Injury prevention**, v. 12, n. 5, p. 290-295, 2006.
- TINETTI, M. E.; SPEECHLEY, M.; GINTER, S. F. Risk Factors for Falls among Elderly Persons Living in the Community. **New England Journal of Medicine**, v. 319, n. 26, p. 1701-1707, 1988.
- TOKUNO, C. D. et al. The influence of natural body sway on neuromuscular responses to an unpredictable surface translation. **Experimental brain research**, v. 174, n. 1, p. 19-28, 2006.
- TUCKER, M. G. et al. What Are the Relations Between Voluntary Postural Sway Measures and Falls-History Status in Community-Dwelling Older Adults? **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 91, n. 5, p. 750-758, 2010.
- VAN DEN HEUVEL, M. R. et al. Effects of augmented visual feedback during balance training in Parkinson's disease: A pilot randomized clinical trial. **Parkinsonism & related disorders**, v. 20, n. 12, p. 1352-1358, 2014.
- VAN DER KOOIJ, H.; VAN ASSELDONK, E.; VAN DER HELM, F. C. T. Comparison of different methods to identify and quantify balance control. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 145, n. 1-2, p. 175-203, 2005.
- VANDERVOORT, A. A. Aging of the human neuromuscular system. **Muscle & nerve**, v. 25, n. 1, p. 17-25, 2002.
- VICON MOTION SYSTEMS LTD., 2015. Disponível em: < <https://www.vicon.com/products/archived-products/bonita> >.
- WILSON, E. et al. Postural strategy changes with fatigue of the lumbar extensor muscles. **Gait & Posture** v. 23 (3, p. 348-354, 2006.
- WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & posture**, v. 3, n. 4, p. 193-214, 1995.
- WINTER, D. A. et al. Stiffness control of balance in quiet standing. **Journal of Neurophysiology**, v. 80, n. 3, p. 1211-1221, 1998.
- WINTER, D. A. et al. Ankle Muscle Stiffness in the Control of Balance During Quiet Standing. **Journal of Neurophysiology**, v. 85, n. 6, p. 2630-2633, 2001.

WOOLLACOTT, M. H. EditorialSystems Contributing to Balance Disorders in Older Adults. **The Journals of Gerontology: Series A**, v. 55, n. 8, p. M424-M428, 2000.

## ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, \_\_\_\_\_,

estou sendo convidado a participar de um estudo de Modelagem matemática do sistema de manutenção de equilíbrio empregando técnicas de identificação de sistemas, cujos objetivos e justificativas são: o desenvolvimento para avaliação experimental do sistema de manutenção de equilíbrio humano empregando técnicas de identificação de sistemas e se tais indivíduos forem submetidos a protocolos de reabilitação com foco na recuperação da manutenção do equilíbrio, a avaliação da evolução de tais parâmetros ao longo da realização destes protocolos permitirá estabelecer o ganho na capacidade de manutenção do equilíbrio, e por consequência a eficácia do protocolo. A avaliação da evolução poderá orientar a equipe de fisioterapeutas na seleção e ajuste do protocolo de reabilitação mais apropriado para o indivíduo em questão. Além disto, será possível estabelecer os protocolos mais apropriados para diferentes patologias e peculiaridades de indivíduos.

A minha participação no referido estudo será de ser recebido no laboratório de motricidade humana (LaMH) anexo à clínica de fisioterapia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, vestindo uma roupa térmica para o procedimento, respondendo ao questionário apresentado, será coletado informações de minhas medidas corporais (peso, altura, comprimentos e circunferências de membros inferiores e superiores, perímetro ósseo), posicionando 42 marcadores reflexivos (pequenas bolas de plástico) no meu corpo para a análise pelo sistema, será feita a retirada de pelos e a limpeza com algodão e álcool para o posicionamento dos eletrodos em pequenos locais do corpo, vestirei o colete de suporte de peso, sofrerei perturbações do equilíbrio na plataforma móvel que está em cima de uma estrutura de madeira com dimensões de 1,3m por 1,3m que está sob uma outra estrutura de metal ao qual é controlada por um circuito eletrônico para o seu deslocamento. A mesma será deslocada de acordo com os protocolos estabelecidos com variações na distância e na velocidade deste deslocamento e serei instruído a fazer o meu melhor para manter o meu equilíbrio durante os procedimentos. O pesquisador representante do laboratório e presente durante a minha participação no estudo me instruirá de como proceder durante o questionário apresentado, 1 avaliação de medidas corporais, 2 procedimentos para o posicionamento de marcadores e eletrodos, orientação para subir com segurança na plataforma móvel, vestir o colete de suporte e a preparação para sofrer a perturbação do equilíbrio.

Fui alertado de que, após realizar o procedimento, não há benefício direto, entretanto acarretar benefícios acadêmicos e a profissionais de Educação Física e Fisioterapia, em que a análise experimental do movimento faz parte da atuação profissional, onde poderão se beneficiar através do contato prático com o procedimento experimental realizado.

Recebi, por outro lado, que é possível que aconteçam os seguintes desconfortos ou riscos como vermelhidão temporária na pele devido à abrasão da pele com o álcool e algum contato do colete de segurança com a pele. Dos quais medidas serão tomadas como a disponibilização de um creme para aliviar a irritação da pele, caso eu deseje. Para a redução do risco de queda, a utilização do colete de suporte de peso e o posicionamento de um dos pesquisadores ao meu lado para prestar assistência e se necessário, ajudar a evitar uma queda.

Estou ciente de que minha privacidade será respeitada, ou seja, meu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, me identificar, será mantido em sigilo.

Também fui informado de que posso me recusar a participar do estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar, e de, por desejar sair da pesquisa, não sofrerei qualquer prejuízo à assistência que venho recebendo.

Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto são *Alexandre Helmann e Agnelo Denis Vieira* (Pontifícia Universidade Católica do Paraná) e com eles poderei manter contato pelos telefones *Alexandre (42)98408-0066 e Agnelo (41)99236-4797*.

É assegurada a assistência durante toda pesquisa, bem como me é garantido o livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências, enfim, tudo o que eu queira saber antes, durante e depois da minha participação.

Enfim, tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e compreendido a natureza e o objetivo do já referido estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico, a receber ou a pagar, por minha participação.

No entanto, caso eu tenha qualquer despesa decorrente da participação na pesquisa, haverá ressarcimento na forma seguinte: depósito em conta corrente. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente da minha participação no estudo, serei devidamente indenizado, conforme determina a lei.

Em caso de reclamação ou qualquer tipo de denúncia sobre este estudo devo ligar para o CEP PUCPR (41) 3271-2292 ou mandar um *email* para [nep@pucpr.br](mailto:nep@pucpr.br).

Autorizo o uso de minhas imagens e vídeos para fins da pesquisa, sendo seu uso restrito a aulas, palestras, congressos, periódicos científicos. Porém, eu não poderei ser identificado em qualquer uma das vias de publicação.

Declaro que li e entendi todas as informações presentes neste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e tive a oportunidade de discutir as informações deste termo. Todas as minhas perguntas foram respondidas e eu estou satisfeito com as respostas. Entendo que receberei uma via assinada e datada deste documento e que outra via assinada e datada será arquivada nos pelo pesquisador responsável do estudo. Enfim, tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e compreendido a natureza e o objetivo do já referido

estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico, a receber ou a pagar, por minha participação.

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

Documento de identidade nº: \_\_\_\_\_

Sexo: ( ) Masculino ( ) Feminino

Data Nascimento: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

CEP: \_\_\_\_\_

Cidade: \_\_\_\_\_

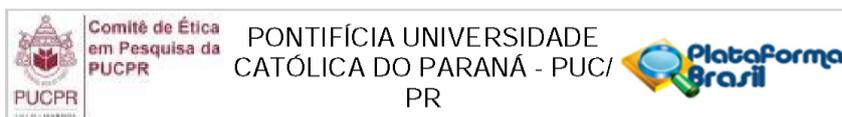
Telefone: (\_\_\_) \_\_\_\_\_

Curitiba, \_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2017.

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

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Pesquisador

## ANEXO B – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DA EMENDA

**Título da Pesquisa:** Modelagem experimental do sistema de manutenção de equilíbrio humano empregando técnicas de identificação de sistemas

**Pesquisador:** Agnelo Denis Vieira

**Área Temática:**

**Versão:** 3

**CAAE:** 79981717.5.0000.0020

**Instituição Proponente:** ASSOCIACAO PARANAENSE DE CULTURA - APC

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 2.569.413

#### Apresentação do Projeto:

Serão recrutados 40 participantes a serem submetidos a protocolo experimental de perturbação de equilíbrio. Os participantes serão submetidos a uma série de perturbações de equilíbrio devidas ao deslocamento da base de apoio com um comportamento de aceleração do tipo multisine com componentes de frequência na faixa de 0.5 Hz a 5 Hz. Cada perturbação terá duração aproximada de 60s. As seguintes variáveis serão determinadas experimentalmente: forças e torques de reação ao solo, sinais de eletromiografia de músculos responsáveis pela manutenção do equilíbrio, parâmetros cinemáticos de pontos anatômicos do corpo humano, posição linear da plataforma de força e velocidade angular do motor de acionamento da plataforma que constitui a base de apoio do participante

#### Objetivo da Pesquisa:

**Objetivo Primário:** O objetivo geral deste projeto é desenvolver protocolo para determinação experimental do modelo do "controlador" que compõe o sistema de manutenção do equilíbrio humano.

**Endereço:** Rua Imaculada Conceição 1155  
**Bairro:** Prado Velho **CEP:** 80.215-901  
**UF:** PR **Município:** CURITIBA  
**Telefone:** (41)3271-2103 **Fax:** (41)3271-2103 **E-mail:** nep@pucpr.br

Continuação do Parecer: 2.569.413

Objetivo Secundário: Os objetivos específicos do trabalho são:a) Implementar modelo matemático descritivo do corpo humano e sistema de manutenção do equilíbrio em plataforma para simulação computacional para aplicar técnicas de identificação de sistemas objetivando a determinação de modelos não paramétricos correspondentes aos dados gerados através de simulações computacionais do modelo implementado;b) Adequar sistema de perturbação de equilíbrio para a realização de protocolo experimental de identificação de sistema com perturbações de equilíbrio por deslocamento da base de apoio do tipo multisine;c) Avaliar a adequação da representação do corpo humano como um pêndulo invertido simples com articulação no tornozelo, quando submetido a perturbações de equilíbrio por deslocamento da base de apoio do tipo multisine;d) Caracterizar experimentalmente o espectro em frequência dos sinais de eletromiografia dos músculos responsáveis pela plantiflexão e dorsiflexão quando submetidos perturbações de equilíbrio por deslocamento da base de apoio do tipo multisine quando submetido a diferentes configurações de filtragem;e) Obter modelos não paramétricos e modelos paramétricos do "controlador" do sistema de manutenção de equilíbrio sob diferentes condições de perturbação de equilíbrio.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Riscos: constrangimento ao responder questionário; o questionário será respondido em local com privacidade garantida ao participante;- constrangimento em usar roupas curtas e justas (bermuda e camiseta);- constrangimento ao ter medidas antropométricas determinadas pelos pesquisadores; as medidas serão determinadas em local com privacidade ao participante e com a presença apenas dos pesquisadores envolvidos;- vermelhidão temporária na pele devido à abrasão com o álcool e algum contato do colete de segurança com a pele; será disponibilizado creme para aliviar a irritação da pele;- perda de equilíbrio devido ao deslocamento da base de apoio; o participante estará acoplado a sistema de sustentação mecânica com cadeirinha de escalada colete e cordas fixados em estrutura mecânica do tipo ponte rolante o que evitará a queda do participante;

Benefícios:

<b>Endereço:</b> Rua Imaculada Conceição 1155	
<b>Bairro:</b> Prado Velho	<b>CEP:</b> 80.215-901
<b>UF:</b> PR	<b>Município:</b> CURITIBA
<b>Telefone:</b> (41)3271-2103	<b>Fax:</b> (41)3271-2103
	<b>E-mail:</b> nep@pucpr.br

Continuação do Parecer: 2.569.413

- não há benefício direto ao participante;- acadêmicos e profissionais de Educação Física e Fisioterapia, em que a análise experimental do movimento faz parte da atuação profissional, poderão se beneficiar através do contato prático com o procedimento experimental realizado.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Não há

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

Suficientes e satisfatórios

**Recomendações:**

Não há

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

Não há

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Aprovado

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

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_1096851_E1.pdf	19/03/2018 22:12:10		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Alexandre_Helmann.pdf	19/03/2018 22:04:37	ALEXANDRE HELMANN	Aceito
Outros	Termo_Aditivo_Alexandre_Helmann.docx	19/03/2018 22:01:02	ALEXANDRE HELMANN	Aceito
Outros	MINI_EXAME_DO_ESTADO_MENTAL.pdf	19/03/2018 21:59:37	ALEXANDRE HELMANN	Aceito
Outros	ESCALA_DE_EFICACIA_EM_QUEDAS.docx	19/03/2018 21:59:18	ALEXANDRE HELMANN	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_IDOSOS.docx	19/03/2018 21:58:14	ALEXANDRE HELMANN	Aceito
Outros	ESCALA_BORG.docx	19/03/2018 21:57:00	ALEXANDRE HELMANN	Aceito

**Endereço:** Rua Imaculada Conceição 1155  
**Bairro:** Prado Velho **CEP:** 80.215-901  
**UF:** PR **Município:** CURITIBA  
**Telefone:** (41)3271-2103 **Fax:** (41)3271-2103 **E-mail:** nep@pucpr.br

Continuação do Parecer: 2.569.413

Outros	ESCALA_DE_EQUILIBRO_BERG.docx	19/03/2018 21:56:32	ALEXANDRE HELMANN	Aceito
Folha de Rosto	folharosto.pdf	16/11/2017 09:56:43	Agnelo Denis Vieira	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

CURITIBA, 28 de Março de 2018

---

**Assinado por:  
NAIM AKEL FILHO  
(Coordenador)**

<b>Endereço:</b> Rua Imaculada Conceição 1155	<b>CEP:</b> 80.215-901
<b>Bairro:</b> Prado Velho	
<b>UF:</b> PR	<b>Município:</b> CURITIBA
<b>Telefone:</b> (41)3271-2103	<b>Fax:</b> (41)3271-2103
	<b>E-mail:</b> nep@pucpr.br

## ANEXO C – QUESTIONÁRIO

### ANAMNESE CLÍNICA

Problemas de saúde	Sim	Não	Observações
Pressão arterial alta			
Pressão arterial baixa			
Problema cardíaco			
Marca-passo			
Colesterol Alto			
Triglicérides alto			
Tireoide			
Diabetes			
Osteoporose			
Artrite			
Artrose			
Tendinite			
Problema muscular			
Desvio na cervical			
Torácica			
Lombar			
Deficiência auditiva			
Aparelho auditivo			
Deficiência visual			
Óculos ou lentes			
Doença neurológica			
Crises convulsivas			
Deficiência física			
Ortese			
Prótese			
Labirintite			
Outros			

Sintomas	Sim	Não	Frequência	Observações
Dores de cabeça				
Tonturas				
Vertigens				
Nistagmo				
Dor muscular				
Fraqueza muscular				
Fraqueza generalizada				
Enrijecimento articular				
Dor na coluna cervical				
Torácica				
Lombar				
Outros				

### MEDICAMENTOS

Usa medicamentos regularmente? ( ) Sim ( ) Não

Se sim, preencher a tabela abaixo:

Tipos	Sim	Não	Posologia	Observações
Anti-depressivo				
Diurético				
Hormônio				
Calmante				
Analgésico				
Estimulante				
Anti-inflamatório				
Outros				

### HÁBITOS COMUNS

Hábito	Sim	Não	Tipo	Quanto
Tabagismo				
Bebida alcoólica				
Calçado mais utilizado				
Outros				

## HISTÓRICO DE QUEDAS

Característica	Sim	Não	Frequência	Como
Dificuldade para realizar movimentos rápidos				
Dificuldade de equilibrar-se				
Perde equilíbrio facilmente				
Tropeça facilmente				
Sente alguma coisa quando se levanta rapidamente				
Dificuldade para sentir a forma, textura, temperatura de objetos (pés)				
Sofre quedas				
Sente tontura durante a queda				
Quando ocorreu a queda mais recente				
Sofreu fraturas				
Outras lesões				
Fez cirurgia				
Outros				

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

Curitiba, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2017.

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

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Pesquisador

## ANEXO D – ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG – VERSÃO BRASILEIRA

Participante: \_\_\_\_\_

Avaliador: \_\_\_\_\_

Lado da hemiparesia: \_\_\_\_\_

Número da Avaliação: \_\_\_\_\_

Data da avaliação: \_\_\_\_\_

### Descrição do item ESCORE (0-4)

- 1 . Posição sentada para posição em pé \_\_\_\_\_
  - 2 . Permanecer em pé sem apoio \_\_\_\_\_
  - 3 . Permanecer sentado sem apoio \_\_\_\_\_
  - 4 . Posição em pé para posição sentada \_\_\_\_\_
  - 5 . Transferências \_\_\_\_\_
  - 6 . Permanecer em pé com os olhos fechados \_\_\_\_\_
  - 7 . Permanecer em pé com os pés juntos \_\_\_\_\_
  - 8 . Alcançar a frente com os braços estendidos \_\_\_\_\_
  - 9 . Pegar um objeto do chão \_\_\_\_\_
  10. Virar-se para olhar para trás \_\_\_\_\_
  11. Girar 360 graus \_\_\_\_\_
  12. Posicionar os pés alternadamente no degrau \_\_\_\_\_
  13. Permanecer em pé com um pé à frente \_\_\_\_\_
  14. Permanecer em pé sobre um pé \_\_\_\_\_
- Total \_\_\_\_\_

### Instruções gerais

Por favor, demonstrar cada tarefa e/ou dar as instruções como estão descritas. Ao pontuar, registrar a categoria de resposta mais baixa, que se aplica a cada item. Na maioria dos itens, pede-se ao paciente para manter uma determinada posição durante um tempo específico. Progressivamente mais pontos são deduzidos, se o tempo ou a distância não forem atingidos, se o paciente precisar de supervisão (o examinador necessita ficar bem próximo do paciente) ou fizer uso de apoio externo ou receber ajuda do examinador. Os pacientes devem entender que eles precisam manter o equilíbrio enquanto realizam as tarefas. As escolhas sobre qual perna ficar em pé ou qual distância alcançar ficarão a critério do paciente. Um julgamento pobre irá influenciar adversamente o desempenho e o escore do paciente. Os equipamentos necessários para realizar os testes são um cronômetro ou um relógio com ponteiro de segundos e uma régua ou outro indicador de: 5; 12,5 e 25 cm. As cadeiras utilizadas para o teste devem

ter uma altura adequada( 42 cm, uma com braço e outra sem braço. Um banquinho ou uma escada (20 cm) podem ser usados para o item 12.

### **1. Posição sentada para posição em pé**

*Instruções: Por favor, levante-se. Tente não usar suas mãos para se apoiar.*

- ( ) 4 capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se independentemente
- ( ) 3 capaz de levantar-se independentemente utilizando as mãos
- ( ) 2 capaz de levantar-se utilizando as mãos após diversas tentativas
- ( ) 1 necessita de ajuda mínima para levantar-se ou estabilizar-se
- ( ) 0 necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-se

### **2. Permanecer em pé sem apoio**

*Instruções: Por favor, fique em pé por 2 minutos sem se apoiar.*

- ( ) 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos
- ( ) 3 capaz de permanecer em pé por 2 minutos com supervisão
- ( ) 2 capaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
- ( ) 1 necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
- ( ) 0 incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio

*Se o paciente for capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, dê o número total de pontos para o item No. 3. Continue com o item No. 4.*

### **3. Permanecer sentado sem apoio nas costas, mas com os pés apoiados no chão ou num banquinho.**

*Instruções: Por favor, fique sentado sem apoiar as costas com os braços cruzados por 2 minutos.*

- ( ) 4 capaz de permanecer sentado com segurança e com firmeza por 2 minutos
- ( ) 3 capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob supervisão
- ( ) 2 capaz de permanecer sentado por 30 segundos
- ( ) 1 capaz de permanecer sentado por 10 segundos
- ( ) 0 incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10 segundos

### **4. Posição em pé para posição sentada**

*Instruções: Por favor, sente-se.*

- ( ) 4 senta-se com segurança com uso mínimo das mãos
- ( ) 3 controla a descida utilizando as mãos
- ( ) 2 utiliza a parte posterior das pernas contra a cadeira para controlar a descida
- ( ) 1 senta-se independentemente, mas tem descida sem controle
- ( ) 0 necessita de ajuda para sentar-se

## **5. Transferências**

*Instruções: Arrume as cadeiras perpendicularmente ou uma de frente para a outra para uma transferência em pivô. Peça ao paciente para transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio de braço, e vice-versa. Você poderá utilizar duas cadeiras (uma com e outra sem apoio de braço) ou uma cama e uma cadeira.*

- ( ) 4 capaz de transferir-se com segurança com uso mínimo das mãos
- ( ) 3 capaz de transferir-se com segurança com o uso das mãos
- ( ) 2 capaz de transferir-se seguindo orientações verbais e/ou supervisão
- ( ) 1 necessita de uma pessoa para ajudar
- ( ) 0 necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para realizar a tarefa com segurança

## **6. Permanecer em pé sem apoio com os olhos fechados**

*Instruções: Por favor, fique em pé e feche os olhos por 10 segundos.*

- ( ) 4 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com segurança
- ( ) 3 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com supervisão
- ( ) 2 capaz de permanecer em pé por 3 segundos
- ( ) 1 incapaz de permanecer com os olhos fechados durante 3 segundos, mas mantém-se em pé
- ( ) 0 necessita de ajuda para não cair

## **7. Permanecer em pé sem apoio com os pés juntos**

*Instruções: Junte seus pés e fique em pé sem se apoiar.*

- ( ) 4 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com segurança
- ( ) 3 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com supervisão
- ( ) 2 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 30 segundos
- ( ) 1 necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de permanecer com os pés juntos durante 15 segundos
- ( ) 0 necessita de ajuda para posicionar-se e é incapaz de permanecer nessa posição por 15 segundos

## **8. Alcançar a frente com o braço estendido permanecendo em pé**

*Instruções: Levante o braço a 90°. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível. (O examinador posiciona a régua no fim da ponta dos dedos quando o braço estiver a 90°. Ao serem esticados para frente, os dedos não devem tocar a régua. A medida a ser registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar quando o paciente se inclina para frente o máximo que ele consegue. Quando possível, peça ao paciente para usar ambos os braços para evitar rotação do tronco).*

- ( ) 4 pode avançar à frente mais que 25 cm com segurança
- ( ) 3 pode avançar à frente mais que 12,5 cm com segurança
- ( ) 2 pode avançar à frente mais que 5 cm com segurança
- ( ) 1 pode avançar à frente, mas necessita de supervisão
- ( ) 0 perde o equilíbrio na tentativa, ou necessita de apoio externo

### **9. Pegar um objeto do chão a partir de uma posição em pé**

*Instruções: Pegue o sapato/chinelo que está na frente dos seus pés.*

- ( ) 4 capaz de pegar o chinelo com facilidade e segurança
- ( ) 3 capaz de pegar o chinelo, mas necessita de supervisão
- ( ) 2 incapaz de pegá-lo, mas se estica até ficar a 2-5 cm do chinelo e mantém o equilíbrio independentemente
- ( ) 1 incapaz de pegá-lo, necessitando de supervisão enquanto está tentando
- ( ) 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

### **10. Virar-se e olhar para trás por cima dos ombros direito e esquerdo enquanto permanece em pé**

*Instruções: Vire-se para olhar diretamente atrás de você por cima do seu ombro esquerdo sem tirar os pés do chão. Faça o mesmo por cima do ombro direito.*

*(O examinador poderá pegar um objeto e posicioná-lo diretamente atrás do paciente para estimular o movimento)*

- ( ) 4 olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição do peso
- ( ) 3 olha para trás somente de um lado, o lado contrário demonstra menor distribuição do peso
- ( ) 2 vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio
- ( ) 1 necessita de supervisão para virar
- ( ) 0 necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

### **11. Girar 360 graus**

*Instruções: Gire-se completamente ao redor de si mesmo. Pausa. Gire-se completamente ao redor de si mesmo em sentido contrário.*

- ( ) 4 capaz de girar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos
- ( ) 3 capaz de girar 360 graus com segurança somente para um lado em 4 segundos ou menos
- ( ) 2 capaz de girar 360 graus com segurança, mas lentamente
- ( ) 1 necessita de supervisão próxima ou orientações verbais
- ( ) 0 necessita de ajuda enquanto gira

### **12. Posicionar os pés alternadamente no degrau ou banquinho enquanto permanece em pé sem apoio**

**Instruções:** *Toque cada pé alternadamente no degrau/banquinho. Continue até que cada pé tenha tocado o degrau/banquinho quatro vezes.*

- ( ) 4 capaz de permanecer em pé independentemente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 segundos
- ( ) 3 capaz de permanecer em pé independentemente e completar 8 movimentos em mais que 20 segundos
- ( ) 2 capaz de completar 4 movimentos sem ajuda
- ( ) 1 capaz de completar mais que 2 movimentos com o mínimo de ajuda
- ( ) 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair

### **13. Permanecer em pé sem apoio com um pé à frente**

**Instruções:** *(demonstre para o paciente) Coloque um pé diretamente à frente do outro na mesma linha; se você achar que não irá conseguir, coloque o pé um pouco mais à frente do outro pé e levemente para o lado.*

- ( ) 4 capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- ( ) 3 capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- ( ) 2 capaz de dar um pequeno passo, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- ( ) 1 necessita de ajuda para dar o passo, porém permanece por 15 segundos
- ( ) 0 perde o equilíbrio ao tentar dar um passo ou ficar de pé

### **14. Permanecer em pé sobre uma perna**

**Instruções:** *Fique em pé sobre uma perna o máximo que você puder sem se segurar.*

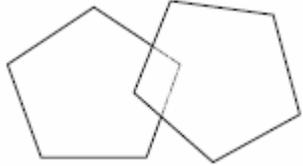
- ( ) 4 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 10 segundos
  - ( ) 3 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 5-10 segundos
  - ( ) 2 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 3 segundos
  - ( ) 1 tenta levantar uma perna, mas é incapaz de permanecer por 3 segundos, embora permaneça em pé independentemente
  - ( ) 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair
- ( ) **Escore Total (Máximo = 56)**

## ANEXO E – MINI EXAME DO ESTADO MENTAL (MEEM)

Nome do paciente: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_ / \_\_\_ / \_\_\_\_

AVALIAÇÃO	NOTA	VALOR
<b>ORIENTAÇÃO TEMPORAL</b>		
. Que dia é hoje?		1
. Em que mês estamos?		1
. Em que ano estamos?		1
. Em que dia da semana estamos?		1
. Qual a hora aproximada? (considere a variação de mais ou menos uma hora)		1
<b>ORIENTAÇÃO ESPACIAL</b>		
. Em que local nós estamos? (consultório, enfermaria, andar)		1
. Qual é o nome deste lugar? (hospital)		1
. Em que cidade estamos?		1
. Em que estado estamos?		1
. Em que país estamos?		1
<b>MEMÓRIA IMEDIATA</b>		
Eu vou dizer três palavras e você irá repeti-las a seguir, preste atenção, pois depois você terá que repeti-las novamente. (dê 1 ponto para cada palavra) Use palavras não relacionadas.		3
<b>ATENÇÃO E CÁLCULO</b>		
5 séries de subtrações de 7 (100-7, 93-7, 86-7, 79-7, 72-7, 65). (Considere 1 ponto para cada resultado correto. Se houver erro, corrija-o e prossiga. Considere correto se o examinado espontaneamente se autocorrigir).  Ou: Soletrar a palavra mundo ao contrário		5
<b>EVOCAÇÃO</b>		
Pergunte quais as três palavras que o sujeito acabara de repetir (1 ponto para cada palavra)		3
<b>NOMEAÇÃO</b>		
Peça para o sujeito nomear dois objetos mostrados (1 ponto para cada objeto)		2
<b>REPETIÇÃO</b>		
Preste atenção: vou lhe dizer uma frase e quero que você repita depois de mim: Nem aqui, nem ali, nem lá. (considere somente se a repetição for perfeita)		1
<b>COMANDO</b>		

Pegue este papel com a mão direita (1 ponto), dobre-o ao meio (1 ponto) e coloque-o no chão (1 ponto). (Se o sujeito pedir ajuda no meio da tarefa não dê dicas)		3
<b>LEITURA</b>		
Mostre a frase escrita: FECHÉ OS OLHOS. E peça para o indivíduo fazer o que está sendo mandado. (Não auxilie se pedir ajuda ou se só ler a frase sem realizar o comando)		1
<b>FRASE ESCRITA</b>		
Peça ao indivíduo para escrever uma frase. (Se não compreender o significado, ajude com: alguma frase que tenha começo, meio e fim; alguma coisa que aconteceu hoje; alguma coisa que queira dizer. Para a correção não são considerados erros gramaticais ou ortográficos)		1
<b>CÓPIA DO DESENHO</b>		
Mostre o modelo e peça para fazer o melhor possível. Considere apenas se houver 2 pentágonos interseccionados (10 ângulos) formando uma figura de quatro lados ou com dois ângulos.		1
		
TOTAL		

## ANEXO F – ESCALA DE BORG

BRUNETTO; PAULIN; YAMAGUTI, 2001

<b>Número</b>	<b>Intensidade</b>
0	Nenhuma
0,5	Muito, Muito leve
1	Muito leve
2	Leve
3	Moderada
4	Pouca intensa
5	Intensa
6	
7	Muito intensa
8	
9	Muito, Muito intensa
10	Máxima

## ANEXO G – PROGRAMAÇÃO CLP

```
FUNCTION GeradorSinais : VOID
VAR_OUTPUT
ValorPQW : INT;
tempo : REAL;
END_VAR
VAR
NC, n : INT;
y, tempototal, TaxaAtualiz, incf, f0, yn, fase, f : REAL;
END_VAR
BEGIN
tempototal := 60; // segundos
IF EmOper THEN
TaxaAtualiz := 25e-3; // taxa de atualização (Configuration Period) do task periódico - 25 ms
NC := 10; // no. de componentes do multisine
incf := 0.5; // incremento de frequência
f0 := 0.2;
tempo := kk * TaxaAtualiz; // instante de tempo após o início do sinal
y := 0;
FOR n := 0 TO NC DO
fase := -n*(n-1)*3.14159256 / NC;
f := f0 + (n-1)*incf;
yn := 0.9 * COS(6.283185 * f * 1*tempo + fase );
y := y + yn;
end_for;
kk := kk + 1;
else
y := 0;
end_if;
IF Ent2 THEN
ValorPQW := REAL_TO_INT(y * 2730.6666);
END_IF;
IF (kk >= (tempototal/TaxaAtualiz) AND EmOper) OR Ent1 THEN
EmOper := 0;
y := 0;
tempo := 0;
kk := 0;
ValorPQW := 0;
end_if;
END_FUNCTION
```