

**SILVANA ROCHA DA SILVEIRA**

**Análise do comportamento do centro de pressão (CoP) na posição ereta quieta em situação de aclave, declive e horizontal diante da movimentação cefálica.**

**SILVANA ROCHA DA SILVEIRA**

**Análise do comportamento do centro de pressão na posição ereta quieta em situação de aclave, declive e horizontal diante da movimentação cefálica.**

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini  
Co-orientador: Prof. Dr. Everaldo de Barros

Guaratinguetá - SP  
2017

S587a

Silveira, Silvana Rocha da

Análise do comportamento do centro de pressão na posição ereta quieta em situação de aclave, declive e horizontal diante da movimentação cefálica / Silvana Rocha da Silveira – Guaratinguetá, 2017

82 f.: il.

Bibliografia: f. 69-74

Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2017.

Orientadora: Prof. Dr. José Elias Tomazini

Coorientador: Prof. Dr. Everaldo de Barros

1. Biomecânica. 2. Bioengenharia. 3. Postura humana. I. Título

CDU 612.766(043)

**SILVANA ROCHA DA SILVEIRA**

ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE  
“DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA”

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA  
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


  
Prof. Dr.ª Ana Paula Rosifini Alves Claro  
Coordenadora

**BANCA EXAMINADORA:**

  
Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI  
Orientador / UNESP/FEG

  
Prof. Dr. MAURO HUGO MATHIAS  
UNESP/FEG

  
Prof.ª Dr.ª RITA DE CASSIA RIGOTTI  
VILELA MONTEIRO  
UNITAU

  
Prof. Dr. VITOR ALEXANDRE DA SILVA  
Faculdade Anhanguera de Taubaté

  
Prof.ª Dr.ª ELAINE CRISTINA MARTINEZ TEODORO  
Faculdade de Pindamonhangaba (FAP1)

Setembro/2017

## DADOS CURRICULARES

### SILVANA ROCHA DA SILVEIRA

<b>NASCIMENTO</b>	12.12.1972 – Rio de Janeiro/ RJ
<b>FILIAÇÃO</b>	João Ferreira da Rocha Nair da Silva Rocha
<b>1991/1994</b>	Curso de graduação/ Bacharelado – Fisioterapia. Faculdade do Clube Náutico Mogiano
<b>1999/2001</b>	Curso de Pós Graduação <i>Strictu Senso</i> (Mestrado) em Ciências da Reabilitação Neuromotora Universidade Bandeirante de São Paulo.
<b>2014/2017</b>	Curso de Pós-Graduação <i>Strictu Senso</i> em Engenharia Mecânica na área de Projetos (Semiologia), nível de Doutorado. Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista (UNESP).

Dedico este trabalho ao meu AMADO Filho – Gabriel Rocha da Silveira e ao meu marido Virgílio Dantas da Silveira, pela motivação, incentivo, companheirismo, amizade, motivando-me a nunca desistir dos meus sonhos. Muito obrigada!

## **AGRADECIMENTOS**

Em primeiro lugar, agradeço a Deus, fonte da vida e da graça. Agradeço pela minha vida, minha inteligência, minha família e meus amigos.

Ao meu Orientador, Prof. Dr. José Elias Tomazini, que jamais deixou de me incentivar. Sem a sua orientação, dedicação e auxílio, o estudo aqui apresentado seria praticamente impossível.

Ao meu Co-orientador, Prof. Dr. Everaldo de Barros, que acreditou e me incentivou na consolidação de um projeto de vida.

Aos professores e funcionários do Departamento de Mecânica da FEG, em especial aos funcionários Gabriel, Eliane, Lúcia, Walter da pós-graduação da FEG, por todo auxílio e compreensão.

Ao meu Pai João Ferreira da Rocha, pelo amor e carinho.

Aos professores e amigos da Faculdade Anhanguera de Taubaté, pelo incentivo, apoio e confiança, em especial a Fernanda Santana Jardim, Ana Helena Gomes, Jean Sire, Marco Antônio Prado e Prof<sup>a</sup>. Fátima Arthuzo.

Aos amigos, pelo incentivo e por me ajudarem em momentos fundamentais, principalmente a Mônica Candido de Oliveira e Jeanete Ferreira da Silva.

Muito obrigada!

*“Ter desafios é o que faz a vida interessante e  
superá-los é o que faz a vida ter sentido.”*  
*Joshua J. Marine*



## RESUMO

O controle postural é um requisito imprescindível para a execução das habilidades motoras durante as tarefas das atividades de vida diária, logo, há a necessidade constante de ajuste dos segmentos corporais para garantir a autonomia e independência da mobilidade humana, dentro da conjuntura da acessibilidade. Os ajustes posturais são resultantes da interação do sistema sensório-motor e da sua correlação com o meio ambiente, produzindo orientação e estabilidade postural esperada durante a execução das atividades diárias, sendo ela estática ou dinâmica. Deste modo, o objetivo do estudo foi analisar e comparar o comportamento do centro de pressão na posição ereta quieta em situação de aclone, declive e horizontal diante da movimentação cefálica, entre três grupos com faixas etárias diferentes. O estudo transversal foi composto de 28 indivíduos, de ambos os gêneros, divididos em três grupos por faixas etárias (20 a 29 anos, 30 a 59 anos e acima de 60 anos), de acordo com os critérios de inclusão. O instrumento de avaliação constituiu-se por uma plataforma de força acoplada numa rampa com 15° e em um platô horizontal. A coleta dos dados seguiu um protocolo pré-determinado, envolvendo a posição ereta quieta com olhos abertos (OA), em quatro condições cefálicas, em três situações: aclone, declive e horizontal. Os dados obtidos foram trabalhados por meio do programa Matlab® e para a análise estatística foi aplicado o programa *Action Start*, utilizando a análise descritiva dos dados e o Teste Anova: fator único, Teste-t: duas amostras em par para média e Teste-t: duas amostras presumindo variâncias diferentes. Os resultados do presente estudo apontaram que a oscilação do CoP na posição ereta quieta com olhos abertos, se alteram diante das condições em que o segmento cefálico encontra – se em movimento, independente das situações de aclone, declive e horizontal, principalmente nos grupos com faixa etária igual ou superior a 60 anos.

**Palavras-chave:** Plataforma de força, plano inclinado, plano horizontal, movimentação cefálica, comportamento do CoP.

## ABSTRACT

Postural control is an essential requirement for the performance of motor skills during daily activities, so there is a constant need to adjust the body segments to ensure the autonomy and independence of human mobility, within the context of accessibility. Postural adjustments result from the interaction of the sensor - motor system and its correlation with the environment, producing orientation and postural stability expected during the execution of daily activities, being static or dynamic. Thus, the objective of the study was to analyze and compare the behavior of the pressure center in the standing upright position in slope, slope and horizontal situation in front of the head movement, between three groups with different age groups. The cross-sectional study consisted of 28 individuals of both genders, divided into three groups by age group (20 to 29 years, 30 to 59 years and above 60 years), according to the inclusion criteria. The evaluation instrument consisted of a force platform coupled on a ramp with 15 ° and a horizontal plateau. Data collection followed a predetermined protocol, involving the standing upright position with open eyes (OA), in four cephalic conditions, in three situations - slope, slope and horizontal. The data obtained were worked through the Matlab® program and for the statistical analysis the Action program was applied using descriptive data analysis and the Anova test: single factor, t-test: two samples in pairs for mean and t-test: Two samples assuming different variances. The results of the present study pointed out that the oscillation of the CoP in the quiet standing position with open eyes, are altered by the conditions in which the cephalic segment is in motion, independent of slope, slope and horizontal situations, Aged 60 years or over.

**Keywords:** Force platform, inclined plane, horizontal plane, cephalic movement, CoP behavior.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Spider 8 HBM: Sistema utilizado para coletar os sinais individuais das células de carga da palmilha sensorizada.....	35
Figura 2	Platô horizontal, com abertura para encaixe da plataforma de força.....	36
Figura 3	Platô horizontal, com a plataforma de força acoplada, pronto para análise.....	36
Figura 4	Curva de oscilação do CoP de um idoso nas condições cefálicas sem movimentos (1 e 4) e com movimentos (2 e 3), na situação horizontal	37
Figura 5	Dimensões da estrutura da rampa.....	38
Figura 6	Estrutura da base de suporte para acoplar a plataforma de força junto a rampa.....	39
Figura 7	Célula da carga R5.....	39
Figura 8	Base de suporte com fixação da célula de carga R5 à rampa.....	40
Figura 9	Estrutura da rampa com a plataforma de força acoplada, pronto para análise.....	40
Figura 10	Ilustração das forças de reação do solo e os eixos x, y e z para determinação da direção e sentido do $xCoP$ e $yCoP$ .....	41
Figura 11	Gráfico do cálculo do coeficiente de atrito – com todas as massas aplicadas.....	43
Figura 12	Gráfico do cálculo do coeficiente de atrito –as três últimas massas aplicadas.....	43
Figura 13	Curva de oscilação do CoP de um idoso nas condições cefálicas sem movimentos (1 e 4) e com movimentos (2 e 3), na situação de aclave.....	44
Figura 14	Curva de oscilação do CoP de um idoso nas condições cefálicas sem movimentos (1 e 4) e com movimentos (2 e 3), na situação de declive.....	44
Figura 15	Decibelímetro.....	46
Gráfico 1	Comparação da oscilação média do CoP na direção AP entre os grupos G1,G2,e,G3 nas quatro condições cefálicas analisadas na plataforma inclinada, em situação de aclave.....	51
Gráfico 2	Comparação da oscilação média do CoP na direção AP entre os grupos G1,G2,e,G3 nas quatro condições cefálicas analisadas na plataforma inclinada, em situação de declive.....	52
Gráfico 3	Comparação da oscilação média do CoP na direção AP entre os grupos G1,G2,e,G3 nas quatro condições cefálicas analisadas na plataforma horizontal.....	52
Gráfico 4	Comparação da oscilação média do CoP na direção ML entre os grupos G1,G2,e,G3 nas quatro condições cefálicas analisadas na plataforma inclinada, em situação de aclave.....	53
Gráfico 5	Comparação da oscilação média do CoP na direção ML entre os grupos G1,G2,e,G3 nas quatro condições cefálicas analisadas na plataforma inclinada, em situação de declive.....	54
Gráfico 6	Comparação da oscilação média do CoP na direção ML entre os grupos G1,G2,e,G3 nas quatro condições cefálicas analisadas na plataforma horizontal.....	54
Gráfico 7	Análise da diferença em percentual entre a oscilação média do CoP nas direções ML e AP, entre os grupos G1,G2,e,G3 nas quatro condições cefálicas analisadas na plataforma inclinada, em situação de aclave.....	55

Gráfico 8	Análise da diferença em percentual entre a oscilação média do CoP nas direções ML e AP, entre os grupos G1,G2,e,G3 nas quatro condições cefálicas analisadas na plataforma inclinada, em situação de declive.....	56
Gráfico 9	Análise da diferença em percentual entre a oscilação média do CoP nas direções ML e AP, entre os grupos G1,G2,e,G3 nas quatro condições cefálicas analisadas na plataforma horizontal.....	57
Gráfico 10	Comparação da área de oscilação total do CoP entre os grupos G1,G2,e,G3 nas quatro condições cefálicas analisadas na plataforma inclinada, em situação de aclave.....	59
Gráfico 11	Comparação da área de oscilação total do CoP entre os grupos G1,G2,e,G3 nas quatro condições cefálicas analisadas na plataforma inclinada, em situação de declive. ....	60
Gráfico 12	Comparação da área de oscilação total do CoP entre os grupos G1,G2,e,G3 nas quatro condições cefálicas analisadas na plataforma horizontal.....	60
Gráfico 13	Comparação da velocidade média de oscilação do CoP entre os grupos G1,G2,e,G3 nas quatro condições cefálicas analisadas na plataforma inclinada, em situação de aclave.....	61
Gráfico 14	Comparação da velocidade média de oscilação do CoP entre os grupos G1,G2,e,G3 nas quatro condições cefálicas analisadas na plataforma inclinada, em situação de declive.....	62
Gráfico 15	Comparação da velocidade média de oscilação do CoP entre os grupos G1,G2,e,G3 nas quatro condições cefálicas analisadas na plataforma horizontal.....	63

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Resultados das variáveis antropométricas e do questionário semiestruturado.....	50
Tabela 2 -	Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, das variáveis de oscilação média do CoP na direção ântero - posterior, na situação de aclave da rampa.....	51
Tabela 3 -	Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, das variáveis de oscilação média do CoP na direção ântero - posterior, na situação de declive da rampa.....	52
Tabela 4 -	Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, das variáveis de oscilação média do CoP na direção ântero - posterior, na situação superfície horizontal.....	53
Tabela 5 -	Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, das variáveis de oscilação média do CoP na direção médio - lateral, na situação de aclave da rampa.....	53
Tabela 6 -	Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, das variáveis de oscilação média do CoP na direção médio - lateral, na situação de declive da rampa.....	54
Tabela 7 -	Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, das variáveis de oscilação média do CoP na direção médio - lateral, na situação superfície horizontal.....	55
Tabela 8 -	Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, da diferença em percentual entre a oscilação média do CoP nas direções ML e AP, na situação de aclave da rampa.....	56
Tabela 9 -	Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, da diferença em percentual entre a oscilação média do CoP nas direções ML e AP, na situação de declive da rampa.....	56
Tabela 10 -	Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, da diferença em percentual entre a oscilação média do CoP nas direções ML e AP, na situação superfície horizontal.....	57
Tabela 11 -	Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, da variável área de oscilação total do CoP, na situação de aclave da rampa.....	59
Tabela 12 -	Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, da variável área de oscilação total do CoP, na situação de declive da rampa.....	60
Tabela 13 -	Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, da variável área de oscilação total do CoP, na situação superfície horizontal.....	61
Tabela 14 -	Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, da variável velocidade média do CoP, na situação de aclave da rampa.....	62
Tabela 15 -	Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, da variável velocidade média do CoP, na situação de declive da rampa.....	62
Tabela 16 -	Resultado da análise estatística, de acordo com cada variável analisada por situação – aclave, declive e horizontal, entre a condição 1 e 4, dentro de cada grupo.....	63
Tabela 17	Resultado da análise estatística, de acordo com cada variável analisada	

por situação – aclave, declive e horizontal, entre a condição 1 e 4, dentro de cada grupo.....65

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVD's	Atividades de Vida Diária
CG	Centro de Gravidade
CM	Centro de Massa
CoP	Centro de Pressão
CP	Controle Postural
MMII	Membros Inferiores
NBR	Norma Brasileira Registrada
OA	Olhos Abertos
OF	Olhos Fechados
SNC	Sistema Nervoso Central
TCLE	Termo de Compromisso e Esclarecimento
G1	Grupo 1
G2	Grupo 2
G3	Grupo 3
AP	Ântero – Posterior
ML	Médio – Lateral
dap	Deslocamento Ântero – Posterior
dml	Deslocamento Médio – Lateral
Dif % AP e ML	Diferença de Percentual entre o deslocamento na direção Ântero – Posterior e deslocamento na direção Médio – Lateral
Xcop	Deslocamento AP
Ycop	Deslocamento ML
$\mu$	Coefficiente de atrito
A	Área de oscilação
Vm	Velocidade Média de oscilação
dap1	Deslocamento Ântero – Posterior em situação aclave, na condição 1
dap2	Deslocamento Ântero – Posterior em situação aclave, na condição 2
dap3	Deslocamento Ântero – Posterior em situação aclave, na condição 3
dap4	Deslocamento Ântero – Posterior em situação aclave, na condição 4
dml1	Deslocamento Médio - Lateral em situação aclave, na condição 1
dml2	Deslocamento Médio - Lateral em situação aclave, na condição 2
dml3	Deslocamento Médio - Lateral em situação aclave, na condição 3

dml4	Deslocamento Médio - Lateral em situação aclave, na condição 4
dif1	Diferença em percentual entre o deslocamento Ântero – Posterior e Médio - Lateral em situação aclave, na condição 1
dif2	Diferença em percentual entre o deslocamento Ântero – Posterior e Médio - Lateral em situação aclave, na condição 2
dif3	Diferença em percentual entre o deslocamento Ântero – Posterior e Médio - Lateral em situação aclave, na condição 3
dif4	Diferença em percentual entre o deslocamento Ântero – Posterior e Médio - Lateral em situação aclave, na condição 4
A2	Área da Elipse em situação aclave, na condição 1
A2	Área da Elipse em situação aclave, na condição 2
A3	Área da Elipse em situação aclave, na condição 3
A4	Área da Elipse em situação aclave, na condição 4
V1	Velocidade Média em situação aclave, na condição 1
V2	Velocidade Média em situação aclave, na condição 2
V3	Velocidade Média em situação aclave, na condição 3
V4	Velocidade Média em situação aclave, na condição 4
dapA1	Deslocamento Ântero – Posterior em situação aclave, na condição 1
dapA4	Deslocamento Ântero – Posterior em situação aclave, na condição 4
dapD1	Deslocamento Ântero – Posterior em situação declive, na condição 1
dapD4	Deslocamento Ântero – Posterior em situação declive, na condição 4
dapH1	Deslocamento Ântero – Posterior em situação horizontal, na condição 1
dapH4	Deslocamento Ântero – Posterior em situação horizontal, na condição 4
dmlA1	Deslocamento Médio - Lateral em situação aclave, na condição 1
dmlA4	Deslocamento Médio - Lateral em situação aclave, na condição 4
dmlD1	Deslocamento Médio - Lateral em situação declive, na condição 1
dmlD4	Deslocamento Médio - Lateral em situação declive, na condição 4
dmlH1	Deslocamento Médio - Lateral em situação horizontal, na condição 1
dmlH4	Deslocamento Médio - Lateral em situação horizontal, na condição 4
difA1	Diferença em percentual entre o deslocamento Ântero – Posterior e Médio - Lateral em situação aclave, na condição 1
difA4	Diferença em percentual entre o deslocamento Ântero – Posterior e Médio - Lateral em situação aclave, na condição 4



difD1	Diferença em percentual entre o deslocamento Ântero – Posterior e Médio - Lateral em situação declive, na condição 1
difD4	Diferença em percentual entre o deslocamento Ântero – Posterior e Médio - Lateral em situação declive, na condição 4
difH1	Diferença em percentual entre o deslocamento Ântero – Posterior e Médio - Lateral em situação horizontal, na condição 1
difH4	Diferença em percentual entre o deslocamento Ântero – Posterior e Médio - Lateral em situação horizontal, na condição 4
AA1	Área da Elipse em situação aclave, na condição 1
AA4	Área da Elipse em situação aclave, na condição 4
AD1	Área da Elipse em situação declive, na condição 1
AD4	Área da Elipse em situação declive, na condição 4
AH1	Área da Elipse situação horizontal, na condição 1
AH4	Área da Elipse em situação horizontal, na condição 4
VmA1	Velocidade Média em situação aclave, na condição 1
VmA4	Velocidade Média em situação aclave, na condição 4
VmD1	Velocidade Média em situação declive, na condição 1
VmD4	Velocidade Média em situação declive, na condição 4
VmH1	Velocidade Média situação horizontal, na condição 1
VmH4	Velocidade Média em situação horizontal, na condição 4

## SUMÁRIO

1	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	15
1.1	HIPÓTESES.....	17
1.2	OBJETIVOS.....	18
1.2.1	<b>OBJETIVOS GERAIS</b> .....	18
1.2.2	<b>OBJETIVOS ESPECÍFICOS</b> .....	18
1.3	ESTRUTURA DA TESE.....	19
2	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	20
2.1	CONTROLE POSTURAL – CONSIDERAÇÕES INICIAIS.....	20
2.2	AJUSTES POSTURAI E AS RETRIÇÕES BIOMECÂNICAS.....	21
2.3	SISTEMAS SENSORIAIS NO ARRANJO POSTURAL.....	23
2.4	RESPONSIVIDADE SENSÓRIOMOTOR PARA O ARRANJO POSTURAL EM ACLIVE E DECLIVE .....	25
2.5	ENVELHECIMENTO E CONTROLE POSTURAL .....	29
2.6	AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL.....	31
3	<b>METODOLOGIA</b> .....	33
3.1	ASPECTOS ÉTICOS DA PESQUISA.....	33
3.2	TIPO DE ESTUDO.....	33
3.3	PARTICIPANTES E CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO.....	33
3.4	AVALIAÇÃO.....	34
3.4.1	FORMULÁRIO DE IDENTIFICAÇÃO.....	34
3.4.2	POSTUROGRAFIA.....	35
3.4.2.1	PLATAFORMA DE FORÇA.....	35
3.4.2.1.1	PLATAFORMA DE FORÇA – SUPERFÍCIE HORIZONTAL.....	36
3.4.2.1.2	PLATAFORMA DE FORÇA – SUPERFÍCIE INCLINADA – ACLIVE E DECLIVE.....	38
3.4.3	DECIBELÍMETRO.....	45
3.5	PROCEDIMENTO .....	46
3.6	ANÁLISE DOS DADOS.....	47
4	<b>RESULTADO E DISCUSSÃO</b> .....	49
4.1	ANÁLISE DAS CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS.....	50
4.2	COMPARAÇÃO DAS VARIÁVEIS ENTRE OS GRUPOS NAS	51

	SITUAÇÕES DE ACLIVE, DELIVE E HORIZONTAL DE ACORDO COM AS CONDIÇÕES CEFÁLICAS.....	
4.2.1	ANÁLISE DA OSCILAÇÃO MÉDIA DO COP NA DIREÇÃO ÂNTERO-POSTERIOR.....	51
4.2.2	ANÁLISE DA OSCILAÇÃO MÉDIA DO COP NA DIREÇÃO MÉDIO – LATERAL.....	53
4.2.3	ANÁLISE DA DIFERENÇA EM PERCENTUAL ENTRE A OSCILAÇÃO MÉDIA DO COP NAS DIREÇÕES ML E AP.....	55
4.2.4	ANÁLISE DA ÁREA DE OSCILAÇÃO TOTAL DO COP.....	59
4.2.5	ANÁLISE DA VELOCIDADE MÉDIA DE OSCILAÇÃO DO COP .....	61
4.3	ANÁLISE COMPARATIVA DAS VARIÁVEIS ENTRE AS CONDIÇÕES 1 E 4, DENTRO DE CADA GRUPOS NAS SITUAÇÕES DE ACLIVE, DELIVE E HORIZONTAL.....	64
5	<b>CONCLUSÃO.....</b>	68
6	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	69
7	<b>APÊNDICE A.....</b>	75
8	<b>APÊNDICE B.....</b>	78
9	<b>APÊNDICE C.....</b>	79



## 1 INTRODUÇÃO

A execução das atividades rotineiras do dia a dia requer readequação instantânea do controle postural no arranjo dos segmentos corporais, de modo harmônico e sustentável. Este mecanismo depende da retroalimentação dos sistemas sensoriais: visual, somatossensorial e vestibular sobre os componentes eferentes, que estão dispostos dentro de um complexo segmento musculoesquelético, no formato de um pêndulo, que no contexto geométrico é caracterizado como estrutura instável (CRUZ et al, 2010).

De acordo com Teixeira (2010), o controle postural é o elemento resultante do sistema sensorio - motor humano e sua correlação com o meio ambiente, produzindo orientação postural e estabilidade segmentar para o movimento, com desenvoltura de assumir e manter a posição corporal esperada durante uma atividade estática ou dinâmica. Ou seja, as informações sensoriais são a base para a produção das contrações musculares adequadas e das estratégias integradas com movimentos voluntários, diante da execução de uma tarefa (CARVALHO; ALMEIDA, 2008).

A orientação postural está relacionada à configuração geométrica dos segmentos corporais e ao tônus muscular em referência à força gravitacional e base de suporte, ambiente e referenciais intrínsecos (HORAK, 2006). A estabilidade postural é determinada como a habilidade de ajustar a posição do corpo (centro de massa) dentro dos limites de estabilidade (base de suporte) em alinhamento ao centro de pressão, por meio da interrelação dos mecanismos intrínsecos e extrínsecos que atuam sobre o corpo, incluindo a força da gravidade, dos músculos e inércia, independente do status da atividade estática ou dinâmica (KLEINER; SCHLITTLER; SÁNCHEZ-ARIAS, 2011).

O padrão locomotor humano é altamente adaptável a diferentes ambientes, entretanto, em situações ambientais cuja inclinação do solo apresenta-se superior a 9°, as respostas corporais, a partir dos rearranjos dos segmentos corporais, tornam-se mais evidentes, para permitir que a atividade seja executada dentro das condições de acessibilidade (MC INTOSH et al., 2006 e PRENTICE et al., 2004). De acordo com o inciso I da Lei N°. 10.098/2000, no Inciso I, a Acessibilidade, nada mais é do que a possibilidade e a condição de alcance para utilização, com segurança e autonomia, dos espaços, mobiliários e equipamentos urbanos, das edificações, dos transportes e dos sistemas e meios de comunicação (FREIRE et al, 2013).

Diante de uma perturbação correlacionada ao sistema integrador, ocasionada de forma brusca durante uma atividade rotineira, a manutenção da estabilidade postural também

conta com os ajustes antecipatórios e compensatórios, sendo o primeiro excitado de modo voluntário e pré-programado e o segundo, após o início de uma perturbação reflexa, quando o primeiro não é suficiente para reorganizar o controle postural (FUJIWARA et al, 2007; GIL et al, 2011). Se o ajuste postural não for suficiente em tempo hábil, o indivíduo apresentará um desarranjo corporal, podendo sofrer instabilidade ou queda.

De acordo com Pereira et al (2013), queda é definida por um deslocamento não intencional do corpo para um nível inferior à posição inicial. As quedas e suas consequentes lesões estão associadas à diminuição da qualidade de vida e ao aumento da morbimortalidade dos idosos. Este panorama desencadeia diversas preocupações à realidade dos países, principalmente, aqueles em desenvolvimento, pois ocasionam consequências sociais, culturais e epidemiológicas que necessitam de um suporte social e de saúde, gerando ônus ao país. Apesar dos fortes impactos gerados pelos fatores intrínsecos e extrínsecos, as quedas também podem estar relacionadas a fatores sociais, ou seja, a queda está correlacionada a circunstâncias multifatoriais. Neste contexto, a queda é um marcador de fragilidade determinante (PERRACINI; RAMOS, 2002).

Um dos instrumentos mais precisos para avaliar o controle postural é a posturografia, por meio da plataforma de força (VISSER et al, 2008; SILVA, PICON E KHON, 2014). Essa ferramenta corrobora, de modo objetivo, com a avaliação do equilíbrio postural e com mensuração quantitativa de oscilação do corpo na postura ereta quieta ou dinâmica a partir da oscilação do centro de pressão (CoP), podendo ser aplicada como forma de análise para investigação clínica, comprovação do benefício de um protocolo terapêutico e comparação de intervenções terapêuticas (LIMA; COSTA; GUERRA, 2007). Este instrumento é capaz de identificar os principais comportamentos do CoP e as diferenças na capacidade de manter o equilíbrio corporal simulando situações do dia a dia (SABCHUK; BENTO; RODACKI, 2012).

Sendo assim, com o intuito de encontrar mecanismos que possam avaliar o controle postural em situações pareadas às atividades de vida diária, dentro do contexto da acessibilidade, foi proposto um estudo que averiguasse o centro de pressão de indivíduos com faixas etárias diferentes, na postura ereta quieta com olhos abertos em situação de aclave, declive e horizontal, estando o segmento cefálico parado direcionado para frente ou em movimento, diante de um estímulo sonoro. Para a análise do centro de pressão (CoP) nas situações de aclave e declive, foi arquitetada uma base de suporte com inclinação de 15° com uma abertura na região central para acoplar a plataforma de força, construída no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG). Para a coleta dos dados

na situação horizontal, a plataforma de força foi acoplada em um platô horizontal. Os resultados foram obtidos a partir da avaliação dos achados entre as situações, condições e variáveis no próprio grupo e por meio da comparação entre os grupos. Os grupos foram denominados como G1 (20 a 29 anos), G2 (30 a 59 anos) e G3 (acima de 60 anos).

## 1.1 HIPÓTESES

- a) A posição ereta quieta em aclave e declive, com movimento cefálico em direção ao estímulo sonoro e com movimentação cefálica rotacional contínua, apresentará maior oscilação do CoP, quando correlacionado à posição ereta quieta, com segmento cefálico direcionado para frente.
- b) A posição ereta quieta no plano horizontal, com movimento cefálico em direção ao estímulo sonoro e com movimentação cefálica rotacional contínua, apresentará maior oscilação do CoP, quando correlacionado à posição ereta quieta com segmento cefálico direcionado para frente.
- c) Os resultados obtidos referentes à oscilação do CoP serão maiores nas posições ereta quieta em aclave/declive, quando comparado com a posição ereta quieta no plano horizontal.
- d) Nas situações de aclave e declive com movimento cefálico em direção ao estímulo sonoro e com movimentação cefálica rotacional contínua, o deslocamento ântero – posterior terá maior evidência entre os grupos avaliados, principalmente na manutenção da postura ereta quieta com movimentação cefálica, como estratégia motora para manter o equilíbrio postural.
- e) O G3 apresentará maior evidência nas variáveis analisadas, quando comparadas aos G1 e G2.

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 Objetivo geral

Construir uma rampa, com 15° de inclinação sobre a qual será acoplada uma plataforma de força; analisar e comparar o comportamento do CoP durante a postura ereta quieta, com olhos abertos, em condições específicas do segmento cefálico, nas situações de aclave, declive e horizontal e; evidenciar a aplicabilidade desta ferramenta nos processos investigatórios de intervenções terapêuticas funcionais.

### 1.2.2 Objetivos específicos

Avaliar e comparar os parâmetros de oscilação média do centro de pressão (CoP) na direção ântero posterior (AP) e médio lateral (ML), diferença do percentual entre o deslocamento anteroposterior (AP) e médio lateral (ML), área da elipse e velocidade média de oscilação do CoP, pertencentes aos grupos G1, G2 e G3, por meio da plataforma de força, nas seguintes situações e condições:

- a) Rampa – em situação de aclave e declive, estando os participantes dispostos em uma postura ereta quieta com Olhos Abertos (OA), realizando quatro condições sequenciais com o segmento cefálico - segmento cefálico parado direcionado para frente (condição 1); com movimento cefálico em direção ao estímulo sonoro (condição 2); com segmento cefálico em movimentação rotacional contínuo (condição 3); retomada da condição inicial (condição 4), após o comando verbal do pesquisador para cessar o movimento.
- b) Superfície horizontal - estando os participantes dispostos em uma postura ereta quieta com Olhos Abertos (OA), realizando quatro condições sequenciais com o segmento cefálico - segmento cefálico parado direcionado para frente (condição 1); com movimento cefálico em direção ao estímulo sonoro (condição 2); com segmento cefálico em movimentação rotacional



contínuo (condição 3); retomada da condição inicial (condição 4), após o comando verbal do pesquisador para cessar o movimento.

### 1.3 ESTRUTURA DA TESE

O capítulo 1 retrata a introdução geral, justificativa do estudo, as hipóteses do estudo e os objetivos gerais e específicos.

O capítulo 2 contempla a revisão da literatura englobando as temáticas – Controle Postural, Ajustes Posturais e as Restrições Biomecânicas, Sistemas Sensoriais no Arranjo Postural, Responsividade Sensoriomotor para o Arranjo Postural em aclive e declive, Envelhecimento e controle postural e Avaliação do controle postural.

O capítulo 3 aborda o desenho metodológico da presente pesquisa, considerando os aspectos éticos, tipo de estudo, amostra – com critérios de inclusão e exclusão, aparatos de avaliação, procedimento para a realização do estudo, risco, benefícios e análise dos dados.

O capítulo 4 abrange os resultados obtidos no presente estudo e explana as discussões e correlações entre esta e as demais pesquisas dentro da temática central.

O capítulo 5 encontra-se a conclusão da Tese, contendo as contribuições da pesquisa e algumas ideias para novos estudos.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 CONTROLE POSTURAL: CONSIDERAÇÕES INICIAIS

Para a execução das atividades rotineiras de vida diária e instrumentais, a estrutura do corpo humano necessita de correções constantes sobre o controle postural, de modo que os movimentos sejam harmônicos e sustentáveis. Este mecanismo é dependente de um sistema de retroalimentação sensorial sobre as estruturas corporais que estão dispostas dentro de um complexo segmento articular, no formato de um pêndulo, gerando uma estrutura instável. Os movimentos corporais são causados por forças intrínsecas atuando fora do eixo articular, ocasionando modificações angulares dos segmentos e por forças externas ao corpo, principalmente nas atividades que requerem a posição bípede. Este mecanismo se dá pelo controle postural (CRUZ et al, 2010).

O controle postural é o elemento resultante do sistema de controle sensório - motor humano, produzindo orientação e estabilidade segmentar para o movimento, com desenvoltura de assumir e manter a posição corporal esperada durante uma atividade estática ou dinâmica (CARVALHO; ALMEIDA, 2008). O controle corporal envolve equilíbrio, coordenação neuromuscular e adaptação dos segmentos corporais concebendo um acurado movimento corporal, e as respostas posturais automáticas são condicionadas à situação, logo, são agrupadas para ir ao encontro das necessidades de interação entre os sistemas de organização postural (equilíbrio, neuromuscular e adaptação) e o meio ambiente. Para manter a postura ereta quieta ou em movimento, o sistema de controle postural depende de *feedback* sensorial (vestibular, visual, proprioceptivo e cutâneo) e das estratégias integradas aos movimentos voluntários. Ou seja, as informações sensoriais serão a base para a produção das contrações musculares adequadas e imprescindíveis para avaliar a posição corporal esperada (TEIXEIRA, 2010).

A orientação postural está relacionada à configuração geométrica dos segmentos corporais e ao tônus muscular em referência à força da gravidade e base de suporte, ambiente e referenciais intrínsecos (HORAK, 2006). A manutenção da postura ereta significa: orientar o corpo para a manutenção vertical (perpendicular a terra) e alinhar os segmentos em relação aos demais segmentos preparando o corpo para execução de uma atividade. A postura bípede humana é relativamente inconstante devido a sua base de suporte ser pequena e ao centro de massa ser alto (no nível do quadril); já a postura quadrúpede possui a base de suporte

amplificada e o centro de massa fica mais próximo da superfície de apoio. Quanto maior for a base de suporte, maior será a área que o centro de massa poderá se movimentar sem perda do equilíbrio (ALMEIDA, 2007).

O equilíbrio postural/estabilidade postural é determinado como a habilidade de ajustar a posição do corpo (centro de massa) dentro dos limites de estabilidade (base de suporte) em alinhamento ao centro de pressão, por meio da interrelação das forças intrínsecas e extrínsecas que atuam sobre o corpo, incluindo a força da gravidade, dos músculos e inércia, independente do status da atividade: estática (manutenção do equilíbrio, enquanto o centro de gravidade permanece estacionário) ou dinâmica (manutenção do equilíbrio dinâmico conforme o centro da gravidade se desloca). Logo, a manutenção do equilíbrio postural está correlacionada à capacidade de execução das habilidades motoras, a qual é fundamental para o ser humano, na realização das atividades de vida diária e atividades de vida diária instrumental (KLEINER; SCHLITTLER; SÁNCHEZ-ARIAS, 2011).

## 2.2 AJUSTES POSTURAI E AS RESTRIÇÕES BIOMECÂNICAS

A manutenção do centro de gravidade dentro da base de suporte é determinada como uma das maiores restrições biomecânicas no processo do controle postural, em virtude da configuração geométrica do corpo humano que se equipara a um pêndulo invertido. Ou seja, a representatividade do centro de massa dentro da base de suporte, durante a realização de uma tarefa, deve ser mantida dentro dos limites de estabilidade, de modo a conservar energia e minimizar desgastes biomecânicos. Este resultado é dependente dos estímulos de retroalimentação sensorial (HORAK, 2006).

Durante as atividades de vida diária e instrumentais, continuamente acontecem desalinhamento dos segmentos corporais; logo a projeção do centro de massa se modifica em relação aos limites da base de suporte e a disposição do centro de massa em relação ao centro de pressão se altera, gerando a instabilidade postural. Entretanto, para assegurar este desarranjo, o sistema nervoso central (SNC) utiliza dois mecanismos de ajustes posturais antecipatórios e compensatórios para manter o equilíbrio na posição ereta quieta ou dinâmica, caracterizado quando o centro de gravidade é localizada sobre a base de suporte e está alinhado com o centro de pressão. Os mecanismos de ajustes antecipatório e compensatórios são, respectivamente, *feedforward* e *feedback*. (LI, 2007), sendo o primeiro excitado de modo voluntário e pré-programado e o segundo, após o início de uma perturbação reflexa, quando o

primeiro não é suficiente para reorganizar o controle postural (FUJIWARA et al, 2007; CRUZ; OLIVEIRA; MELO, 2010; GIL et al, 2011).

O mecanismo de ajuste *feedforward* acontece por meio da ativação de músculos do tronco e membros inferiores (MMII), antecipatoriamente ao desalinhamento postural. O ajuste postural antecipatório é dependente da direção e magnitude do desarranjo postural, sendo afetados pelas peculiaridades da ação motora utilizada para induzir o desalinhamento (SHIRATORI; ARUIN, 2007).

O mecanismo de ajuste *feedback* surge após a perturbação do centro de massa sobre a base de suporte, por meio do realinhamento à posição corporal diante das atividades realizadas. Este mecanismo é dependente dos sinais sensoriais, da direção e magnitude do desequilíbrio correlacionado à base de suporte, da previsibilidade do desarranjo, do planejamento e envolvimento numa tarefa adicional (JONES, 2008)

Diante de uma perturbação externa, como translação de superfície de apoio, ou interna, como movimentos rápidos de tronco e membro inferiores, as projeções corporais podem ser alteradas ocasionando instabilidade corporal leve ou intensa, levando à queda. Deste modo, o sistema nervoso central busca adequar o controle postural a partir da exequibilidade dos objetivos dos mecanismos de ajuste antecipatório que visa minimizar os efeitos do desequilíbrio futuro durante a execução de uma atividade rotineira e dos mecanismos de ajustes compensatórios, que atuam nas adequações em tempo real e na regulação das atividades (SOUZA, 2010).

Assim, o equilíbrio corporal é considerado como a capacidade de manter o centro de massa dentro da base de suporte durante a execução completa de uma tarefa, de modo seguro, rápido e coordenado, enquanto ajusta as perturbações externas. Logo, a manutenção do equilíbrio corporal está correlacionada ao sucesso do desempenho da tarefa (DANIEL et al, 2011). Dentro do cenário da biomecânica, quando a oscilação corporal é menor que 0,5 Hz, significa que a articulação do tornozelo atua como um pêndulo simples: tornozelo na manutenção do controle postural; por sua vez quando a oscilação é maior que 0,5Hz, o pêndulo invertido passa a ser duplo ocorrendo em nível do quadril (SOUZA, 2010).

### 2.3 SISTEMAS SENSORIAIS NO ARRANJO POSTURAL

O controle da postura ereta quieta ou dinâmica está condicionado a algumas variáveis, que são indispensáveis para o sucesso da manutenção da postura durante a realização de atividades de vida diária e instrumentais. As variáveis de controle são: a representação do efeito do ambiente/tarefa na postura e o quanto isto afeta a seleção da resposta motora; representação gravitacional: conhecida como quadro de referência geocêntrico, com forças musculares que atuam contra a ação da gravidade e para o ajuste do centro de massa sobre a base de suporte; referência sobre o eixo vertical (cabeça e tronco) e/ou alinhamento da projeção desta referência, centro de massa na base de apoio; e a margem de segurança para o movimento de centro de pressão (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006). As informações sobre a posição relativa dos segmentos corporais e sobre as forças internas e externas, que estão atuando nestes segmentos são fornecidas pelos sistemas sensoriais, oriundos de quadros de referências, dependendo da tarefa e do ambiente (FUJIMOTO; CHOU, 2012).

O equilíbrio corporal do ser humano é mantido pela interação do sistema sensório-motor interligado e processado no SNC. As informações sensoriais responsáveis pela manutenção do equilíbrio corporal são oriundas dos sistemas: vestibular, visual e somatossensorial. O sistema vestibular interpreta as informações originadas a partir da orientação e movimentação cefálica, percebendo a variação da aceleração linear e rotacional da cabeça em relação às forças de referência gravitacional; o sistema visual detecta a luz permitindo identificar as imagens do cenário, ou seja, informações referentes à dimensão do espaço, profundidade e distância, além de detectar cor, pequenos movimentos e deslocamentos quanto ao ambiente e ao próprio corpo, ou seja, a referência visual pode ser baseada em estímulos externos do ambiente ao redor; e o sistema somatossensorial (proprioceptivo), fornece informações oriundas do estado do sistema musculoesquelético, quanto às deformações nos receptores superficiais e profundos, diante da tarefa funcional e do ambiente, ou seja, as referências somatossensoriais estão fundamentadas nas informações do contato com os objetos externos e segmentos corporais (FREITAS; BARELA, 2006; TOLEDO; BARELA, 2010; LIN; BHATTACHARYYA, 2012).

As informações aferentes devem estar integradas para interpretar os ambientes sensoriais complexos. Por exemplo, em um ambiente iluminado e com uma base de suporte estável, em indivíduos normais, as representações das aferências se comportam da seguinte maneira: informações somatossensorial (70%), visual (10%) e sistema vestibular (20%)

(TEIXEIRA et al, 2011; SOARES, 2010). Intrinsecamente, as informações sensoriais contribuem com a reorganização central na elaboração dos *inputs* neurais eferentes para a obtenção das respostas motoras centrais sobre as vias eferentes do sistema nervoso periférico e, conseqüentemente, o sistema musculoesquelético, contribuindo, deste modo, com o controle postural, que determina a estabilidade e a orientação postural, durante a execução de uma tarefa (TEIXEIRA, 2010; TEIXEIRA et al, 2011).

Conforme acontecem as mudanças na base de sustentação, para se manter o centro de gravidade alinhado de modo coerente com a tarefa desempenhada, acontecem ajustamentos contínuos dos sistemas sensoriais: vestibular, visual e somatossensorial, podendo ser analisados por respostas de *feedback* e/ou *feedforward*. Deste modo, a análise e interpretação dos estímulos aferente pelo sistema nervoso central são imprescindíveis, pois sua função é de emitir impulsos eferentes para as fibras musculares, ativando as diferentes formas de contração que integram e coordenam todas as outras forças sobre o corpo, arranjando a posição do centro de massa no controle da manutenção do equilíbrio (CARPENTER et al. 2009).

Uma das variáveis mais importantes na resposta do sistema nervoso central é a orientação do tronco corporal, que determinará o posicionamento dos membros inferiores e superiores em relação aos objetos com os quais podemos interagir. Torna-se interessante apontar que os ajustes posturais que contribuem para eficácia do desempenho motor nas tarefas, ocorrem, primeiramente, nos músculos da cabeça, tronco e dos membros envolvendo complexas excitações e inibições musculares. (VAN DER FITZ et al., 1999a; 1999b). A disposição combinada do pescoço e do tronco determina a posição da cabeça no espaço, que é importante para a interpretação da informação sensorial a partir dos sensores baseados na cabeça (sistema vestibular) e pescoço (somatossensorial), ou seja, uma combinação que contribui para a retroalimentação do estímulo sensorial a fim de ativar os demais segmentos corporais. Como a maior parte da massa corporal está localizada no tronco, o controle da posição e da velocidade deste segmento no espaço pode ser a principal meta na adequação do sistema de equilíbrio postural (HORLINGS et al., 2009; VAN DER FITZ et al., 1999a; 1999b). Assim, os mecanismos de retroalimentação permanente das informações sensoriais e a sua interação como fonte de alimentação para a resposta motora, a partir da reorganização do sistema nervoso central sobre as atividades motoras, trabalham de forma coordenada com a finalidade de alcançar ou conservar o equilíbrio e a orientação postural. É importante ressaltar que as forças que agem sobre o corpo no momento de uma posição ereta quieta incluem forças resultantes da gravidade, da atrito e forças externas relacionadas à superfície de apoio.

Como resultante da interação entre sistema sensorial, sistema nervoso central e sistema eferente (motor) sobre o centro de gravidade, o controle postural é concebido pelo ajuste do centro de massa e pela força de reação do solo com os pés. Contudo, quando o centro de massa se encontra fora da estrutura corporal, ocorre uma brusca mudança na configuração dos segmentos, com o intuito de alcançar o rearranjo corporal (VUILLERM et al., 2007). Esse episódio acontece na conservação da posição ereta quieta, durante um período de tempo, onde a interação entre informação aferente e eferente ocorre de forma contínua, ou seja, a informação sensorial ativa a efetivação das ações motoras vinculadas ao controle postural e, simultaneamente, a consumação destas ações eferentes estimulam o alcance de informação sensorial, mecanismos de co-ativação permanente (LIPSHITS; KAZENNIKOV, 2008).

#### 2.4 RESPONSABILIDADE SENSORIO-MOTOR PARA O ARRANJO POSTURAL EM ACLIVE E DECLIVE

Para a adequação do controle postural durante a execução das atividades funcionais é necessário que o SNC administre e selecione as redundâncias dos graus de liberdade que envolvem uma série de músculos e articulações, bem como o processo de sinergias entre eles, determinando como o indivíduo deve se mover para manter o equilíbrio, uma vez que os ajustes posturais devem ser considerados pelas sinergias flexíveis, em que a atividade dos músculos participantes é ajustada às condições específicas da tarefa, quer no plano frontal ou sagital.

As informações sensoriais dos sistema visual, vestibular e somatossensorial, estão integradas e são processadas no sistema nervoso central para que possa ocorrer a elaboração da resposta de ajuste e controle postural (SOUZA, 2010). Entretanto, de acordo com Camargo e Fregonesi (2011), o sistema nervoso central apresenta maior receptividade às aferências somatossensoriais ao reajustar a postura e, tal explicação se dá pela correlação do sistema nervoso central a diferentes segmentos corporais, bem como pelos receptores da sensibilidade superficial e profunda, localizados no corpo como um todo. Contudo, a transição de uma fonte sensorial para outra, se dá por uma simples dica sensorial e/ou por aspectos ambientais. Contudo, o sistema nervoso utiliza uma fonte sensorial única por vez para reorganizar e disparar os *inputs* neurais motores. Esta dominância de um sistema sobre o outro é aplicada pelo sistema nervoso como estratégia para evitar conflitos de informações (KLEINER; SCHLITTER; SANCHEZ-ARIAS, 2011). Como resposta motora, três estratégias podem ser utilizadas – estratégia do tornozelo, estratégia do quadril e estratégia do passo.

A estratégia do tornozelo está correlacionada ao pêndulo invertido e engloba a manutenção do centro de massa por meio da rotação do corpo em relação à articulação tibiotársica, com resposta de distal para proximal em superfície firme; a estratégia do quadril é selecionada quando o corpo encontra-se em superfície móvel e o centro de massa é reestabilizado rapidamente, com respostas musculares de proximal para distal e; a estratégia do passo acontece para realinhar a base de suporte sobre o centro de massa em situações de passos rápidos ou saltos (LIN et al, 2008; SOUZA, 2010).

De acordo com Mc Intosh et al. (2006), a capacidade do padrão locomotor humano a diferentes ambientes, tais como: escada, mudanças de velocidades e inclinações em aclive e declive é altamente adaptável, uma vez que é possível por mudanças nos padrões de movimentos dos MMII e por modificações no nível de ativação dos músculos flexores e extensores. Segundo Prentice et al. (2004), em inclinações superiores a 9°, há redução na velocidade da marcha, sendo que na descida ocorre diminuição do comprimento do passo e na subida de uma rampa acontece redução da cadência.

Estudos evidenciam que quanto mais íngreme a inclinação para o aclive, maior é a flexão do tronco e da pelve; o contrário acontece no declive. Esse mecanismo acontece como forma de neutralizar o efeito da gravidade, uma vez que de acordo com a marcha ascendente ou descendente, o centro de massa se move para frente e para trás. Lay et al (2006), coloca que em uma situação de aclive, as articulações - joelho e tornozelo – durante a fase de apoio e balanço, também apresentam aumento angular considerável e proporcional ao gradiente de inclinação. Este mesmo autor pontua que as articulações do quadril, joelho e tornozelo suportam um aumento do grau de flexão no momento do aclive, durante o contato inicial do calcâneo com o solo e que no médio apoio transporta para o padrão extensor, quando se compara com a marcha no plano horizontal. Segundo Camargo e Fregonesi (2011), a organização postural é determinada pelo modo com qual os movimentos das diversas articulações são coordenados e que há fatores de restrições que influenciam os modos de movimentos, tais como as - limitações ambientais, como irregularidades do terreno; as propriedades intrínsecas, como altura do centro de massa e o comprimento dos pés; e restrições intencionais ou da tarefa, como a execução da orientação para o acompanhamento do movimento de um alvo.

Souza e Rodacki (2012) realizaram uma pesquisa sobre a marcha humana, cujos objetivos foram avaliar as diferenças do padrão da marcha de indivíduos idosos ativos e sedentários em relação aos indivíduos adultos durante a locomoção em um terreno inclinado (rampa). O estudo contou com quarenta e cinco indivíduos que caminharam, subiram e



desceram uma rampa com 10% de inclinação. Para a avaliação, utilizaram a análise cinemática, com uma câmera (Vicon Motus MX-13) e cinética, com a Plataforma de Força (AMTI, modelo OR6- 7) de variáveis relacionadas com a marcha. Os resultados encontrados foram: reduções na amplitude e potência do impulso ao redor do tornozelo dos indivíduos sedentários e idosos ativos durante o aclave. Na descida, as principais diferenças entre os grupos se deram com relação à velocidade de deslocamento, onde houve redução no grupo sedentário, o que pode indicar risco de acidente durante a atividade de deambulação e tal situação está ligada às limitações musculares de ordem elástica, principalmente ao redor do quadril, que devido a uma menor capacidade de alongamento da musculatura flexora do quadril, compromete a amplitude da passada.

Galera (2011) em seu estudo sobre a análise das variáveis eletromiográficas e da pressão plantar na caminhada em aclave e declive, avaliou a atividade muscular e correlacionou as variáveis (Razão, Co-contração e Pressão Plantar no calcâneo) para análise do esforço biomecânico do tornozelo durante a marcha em aclave, declive e plano. Participaram do estudo 11 (onze) sujeitos do gênero feminino com faixa etária entre vinte a cinquenta anos, sem nenhum comprometimento da saúde e com marcha independente. A rampa tinha uma inclinação de 20°. Para o processo de avaliação, as participantes utilizaram um par de sandálias sensorizadas com quatro células de carga para mensurar as pressões plantares e eletromiografia nos músculos - Tibial Anterior Direito e Esquerdo, e Gastrocnêmio Medial Direito e Esquerdo. Os resultados apontaram que durante a fase de apoio e a passada, os músculos avaliados apresentaram evidências significativas no aclave e inferiores no declive. Além de denotar que no declive o pé direito apresentou uma maior pressão plantar, captada pelos sensores contidos no par de sandálias, quando comparada ao aclave e a superfície horizontal.

De acordo com Lopes (2012), o aumento do risco de queda tem correlação com o processo de envelhecimento humano e o ato de caminhar em uma superfície inclinada, aumenta o risco. O autor ressalta que a norma Brasileira Regulamentadora NBR 9050, referentes aos graus de inclinação não consideram o processo do envelhecimento humano. Deste modo, o seu estudo objetivou avaliar os parâmetros cinemáticos da marcha de idosos, obtidos por sistema optoeletrônico, em que variáveis lineares e angulares foram determinadas, durante a locomoção em planos inclinados de 6 ° e 10,5° em comparação ao plano horizontal. Os resultados apontaram para as seguintes alterações durante a descida, em comparação ao plano horizontal e subida: aumento da altura do passo, redução no ângulo da articulação do quadril, maiores mudanças na retirada do pé do solo e na fase de balanço, com menor

velocidade de contato do calcanhar e comprimento da passada, resultando em velocidade de deslocamento. Durante a subida, foi observado o aumento acentuado da flexão do quadril, com maior flexão/extensão do joelho e flexão dorsal do tornozelo, durante a fase de subida no plano com maior inclinação. Na subida, as maiores alterações ocorreram na fase de apoio. Não foram observadas grandes alterações sobre a marcha na superfície com inclinação de 6°.

Barbosa (2014), em seu estudo referente a controle postural de idosos em superfícies inclinadas, quis compreender e identificar as diferenças entre alguns descritores clássicos, como domínio do tempo e da frequência e os descritores modernos (*Detrended Fluctuation Analysis* - DFA, *Stabilogram Diffusion Analysis* - SDA e pela *Sway Density Curve* - SDC), no processo de avaliação do comportamento do CoP. Para isto avaliou 17 (dezesete) indivíduos idosos, utilizando uma plataforma de força no plano horizontal e no plano inclinado a 14 graus nas posições de flexão dorsal e flexão plantar do tornozelo, onde cada participante deveria manter-se por 70 segundos. O procedimento foi repetido três vezes com AO e três vezes com OF. Depois da coleta, foram analisadas as séries temporais do CP na direção AP e ML. Os resultados apontaram uma menor estabilidade de sujeitos idosos na superfície inclinada em aclave, seguida do declive e na condição de OF.

No estudo de Silva, Picon e Kohn (2014), sobre a avaliação do controle postural humano em superfície inclinada, relataram que controle postural em rampas se altera devido às modificações no comprimento das fibras musculares, o que altera o CoP na postura ereta quieta. O objetivo do estudo foi avaliar o comportamento muscular e o deslocamento do CoP de indivíduos colocados na postura ereta quieta sobre uma plataforma de força em dois diferentes ângulos: *toes-up* (TU, dorsiflexão do tornozelo) e *toes-down* (TD, flexão plantar do tornozelo) e na condição controle *toes-level* (TL, plano horizontal). Os resultados apontaram que há diferença entre as condições TU e TD, com maiores oscilações em frequências mais altas para TD e em frequência mais baixas para TU. Em relação ao comportamento muscular, observou-se uma maior ativação do músculo Tríceps Sural durante a condição TD e da musculatura flexora na condição TU, indicando que a atividade muscular está correlacionada à alteração da angulação da articulação do tornozelo.

Diante dos estudos voltados para perdas sensoriais correlacionadas ao *déficit* de equilíbrio, Machado, Silva e Rocha (2016) realizaram uma pesquisa para avaliar os efeitos da perturbação da sensibilidade plantar sobre o controle da postura ereta em adultos jovens e idosos independentes, por meio do estesiômetro (avaliação da sensibilidade dos pés) e da baropodômetria (dados de velocidade e deslocamento do CoP durante a postura de pé, com OA e OF) num grupo composto por 19 (dezenove) participantes, entre adultos jovens e

idosos. Dentro do método, o CoP do grupo adultos jovens foi investigado em duas condições: normal e pós perturbação da sensibilidade plantar (imersão dos pés em água e gelo). Os resultados obtidos indicaram que a oscilação do CoP em idosos foi relevante em comparação aos do grupo de adultos jovens.

## 2.5 ENVELHECIMENTO E CONTROLE POSTURAL

As modificações ocasionadas pelo envelhecimento do organismo humano é um mecanismo multifatorial, que compreendem os aspectos fisiológicos, bioquímicos, morfológicos e, conseqüentemente, psicossociais. O envelhecimento natural é denominado de senescência, entretanto, quando surgir alguma disfunção, o processo passa a ser conhecido como senilidade. Tal situação clínica pode se agravar conforme o estilo de vida do idoso, que o torna mais susceptível às agressões intrínsecas e extrínsecas, podendo ocasionar a morte (ALVES et al, 2007). Neste contexto, a queda é um marcador de fragilidade determinante. Todo deslocamento não intencional do corpo para um nível mais baixo em relação à posição inicial é determinada como queda (PIMENTEL; SCHEICHER, 2009).

De acordo com Lebrão e Laurentini (2005), a população de idosos, na América Latina e Caribe, durante o período de 1980 a 2025, terá, em média, triplicado antes do ano 2025.

O processo de envelhecimento populacional caracteriza-se por ser contínuo e está vinculado, principalmente, à redução das taxas de fertilidade e mortalidade entre outras. Este cenário vem marcando o processo de transição demográfica, sendo fortalecido pelo processo de transição epidemiológica, o qual foi marcado pela substituição das doenças infecto-contagiosas pelas doenças crônicas degenerativas (CHAVES et al, 2009).

A cronicidade clínica, singular ou múltipla e os fatores socioambientais, tendem a comprometer a autonomia e independência do idoso (BELON; BARROS; LEON, 2012). Neste contexto, a incapacidade funcional é considerada uma condição multidimensional, multifatorial e multicausal que leva a dificuldade progressiva do idoso na execução das atividades funcionais básicas e instrumentais de vida diária (DUARTE; ANDRADE; LEBRÃO, 2007).

O aumento da expectativa de vida fez com que o número dos mais idosos também se elevasse. Entretanto, a associação das condições crônicas de saúde com fatores variados, como prevalência do sexo feminino, viúvas, residindo em domicílio multigeracional e com

condições socioeconômicas desfavoráveis, podem corroborar para maior vulnerabilidade desta população, acarretando situações de declínio da capacidade funcional e autonomia (ALEXANDRE et al, 2012), além de conferir alto risco para mortalidade, institucionalização, quedas e hospitalização (KIKUCH; BISPO, 2010). Este panorama desencadeia diversas preocupações à realidade dos países, principalmente, em desenvolvimento, pois ocasionam consequências sociais, culturais e epidemiológicas que necessitam de um suporte social e de saúde, gerando ônus ao governo (TOMOMITSU; LEMOS; PERRACINI, 2010).

O envelhecimento geralmente vem acompanhado da fragilização da pessoa idosa nos níveis bio/psico/social, levando a uma diminuição na capacidade adaptativa do idoso frente às novas vivências, modificações sociais e familiares, e às realizações das atividades laborais, bem como na mobilidade urbana. Nesta concepção, a transição epidemiológica vinculada ao grupo dos idosos alerta para as questões referentes à perda da independência que está relacionada à diminuição da capacidade funcional (DANIEL et al, 2011); logo danos à saúde associado ao envelhecimento, são frequentes onde as questões referentes à acessibilidade não são adotadas (FREIRE et al, 2013; FERREIRA, 2016; SANTOS, DIAS, MAGAGNIN, 2016). Os idosos atribuem a queda a uma perda de equilíbrio corporal, já os profissionais da saúde, vinculam este quadro a ferimentos e danos à saúde. Mesmo nas situações em que as quedas não apresentam riscos de morte, este quadro pode trazer prejuízos para a saúde do idoso, no contexto psicossocial, por gerar medo de um novo episódio onde a ansiedade e a perda da confiança, acarretam isolamento social e restrições nas atividades de vida prática, que por sua vez leva a incapacidade física e mental (ALEXANDRE et al, 2012; STENHAGEN et al, 2014).

Sobre o envelhecimento do sistema de controle postural, destacam-se: redução da capacidade do sistema vestibular, diminuição da acuidade visual, diminuição na detecção do movimento articular do corpo, com maior rigidez dos tecidos moles que se tornam menos perceptíveis à compressão, diminuição da sensibilidade da superfície plantar, além de uma redução na função dos proprioceptores musculares aferentes à medula espinhal, alterações no sistema nervoso central e periférico, como perda de fibras mielinizadas e não mielinizadas, com redução da velocidade de condução nervosa, dificultando a capacidade de discriminação sensorial, além da diminuição do calibre das fibras nervosas (UEDA e CARPE, 2013). A deterioração do controle postural em idosos é ainda mais evidente por uma redução da força dos músculos extensores-antigravitários. Há também as modificações morfológicas e bioquímicas com o processo do envelhecimento, em estruturas nervosas de integração de alto nível, como o córtex parietal e o pré-frontal, as quais são estruturas que corroboram as

informações sobre a representatividade interna do corpo no espaço e processos de atenção, cognitivos e planejamento motor, respectivamente (LACOUR; BERNARD-DEMANZE; DUMITRESCU, 2008).

## 2.6 AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL

De acordo com Duarte e Freitas (2010), uma das formas mais comuns de compreender o controle postural é analisar o comportamento do indivíduo na postura ereta quieta, postura que mesmo de pé e parado, observa-se oscilação, devido a forças e momentos de força que atuam sobre o indivíduo, em condições normais. Segundo Lacour, Bernard-Demanze e Dumitrescu (2008), a postura ereta quieta, caracteriza-se por uma habilidade motora e de equilíbrio corporal, organizada continuamente por estruturas subcorticais e motoneurônios da medula espinhal.

De acordo com Visser et al (2008), a posturografia, por meio da plataforma de força corrobora, de modo objetivo, a avaliação do equilíbrio postural e a mensuração quantitativa de oscilação do corpo na postura ereta, a partir da oscilação do centro de pressão (CoP), podendo ser aplicada como forma de mensuração para investigação clínica e comparação de intervenções terapêuticas (LIMA; COSTA; GUERRA, 2007), e enquanto que cinematria propicia a análise do movimento articular a partir do movimento dos segmentos corporais, cujas imagens são capturadas por câmeras de vídeo (AMADIO; BARBANTI, 2000). Estes testes são capazes de identificar as principais estratégias e as diferenças na capacidade de manter o equilíbrio corporal em diversas situações (SABCHUK; BENTO; RODACKI, 2012).

O Centro de Pressão é o principal parâmetro a ser analisado em estudos voltados às atividades do controle postural, sendo definido como ponto de aplicação da resultante das forças verticais que atuam na superfície de apoio, representando o resultado coletivo dos sistemas somatossensoriais e da força de gravidade (NORA, 2012).

A plataforma de força é um dos instrumentos mais aplicados no processo de análise do controle postural, por permitir a captura de dados precisos e possibilitar a averiguação de pequenas variações nas mudanças no padrão postural (ERA et al., 2006; DUARTE; FREITAS, 2010).

De acordo com Duarte e Freitas (2010), no apoio bipodal, o vetor de força de reação do solo coincide exatamente com o centro de pressão (CoP), que está localizado entre

os dois pés. A obtenção das variáveis, contribuem para a análise do controle postural, como amplitude de deslocamento do CoP na direção anteroposterior e médio lateral, velocidade média de deslocamento do CoP, área da elipse entre outras, tornando-se possível com o deslocamento deste parâmetro em função do tempo. Entretanto, Dalleau et al (2011), descreve que o controle postural pode se dar pelas variáveis obtidas a partir da alteração do Centro de Massa (CM), uma vez que o Centro de Gravidade (CG) coincide com o CM. O CM representa a conjuntura geométrica de massas e, portanto, independente de qualquer campo gravitacional, enquanto que, o CG ou CoP é o ponto de aplicação de vetor que representa o peso do corpo (LEMOS; TEIXEIRA; MOTA, 2009). Todavia, para utilizá-las como parâmetro de avaliação é imprescindível o uso de instrumentos por cinemetria. Contudo, esse tipo de aparelhamento tende a ser de alto custo e mais complexo (DAMAVANDI; FARAHPOUR; ALLARD, 2009).

Autores relatam que o mecanismo de avaliação por meio da plataforma de força possibilita a mensuração das forças de reação do solo e a localização do CoP a partir das médias dessas forças sobre a superfície de apoio. Contudo, Lemos, Ribeiro e Mota (2015) reforçam que dois parâmetros independentes devem ser considerados no processo de análise do controle postural, são eles: o CM e o CoP; principalmente porque as alterações do CM desencadeiam modificações nas forças de reação do solo, de modo a alcançar o equilíbrio corporal, logo, o deslocamento do CoP na superfície de apoio (DALLEAU et al., 2011; LEMOS; RIBEIRO; MOTA, 2015).

### 3 METODOLOGIA

O presente estudo buscou identificar os parâmetros de oscilação média do CoP na direção anteroposterior AP e ML, diferença do percentual entre o deslocamento AP e ML, área da elipse e velocidade média de oscilação do CoP, por meio do aparato-plataforma de força, nas situações de aclave, declive e superfície horizontal, dentro de quatro condições cefálicas sequenciais, em três grupos com faixas etárias diferentes. Para a obtenção dos dados foi aplicada a metodologia descrita a seguir.

#### 3.1 ASPECTOS ÉTICOS DA PESQUISA

Por pautar-se no envolvimento com seres humanos, esta pesquisa seguiu os preceitos éticos da Resolução nº196/1996 do Conselho Nacional de Saúde (CNS) do Ministério da Saúde (MS). O estudo foi submetido ao comitê de ética pela Plataforma Brasil.

*A priori*, os participantes foram informados sobre os objetivos e os procedimentos do experimento, bem como o telefone da pesquisadora para a solução de quaisquer dúvidas que pudessem surgir no decorrer do estudo. Em seguida, ciente de que a participação era de caráter voluntário, podendo desistir a qualquer momento, sem ônus ou prejuízo, tiveram que assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE A).

Em seguida, foram encaminhadas ao Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG) / Universidade Estadual Paulista (UNESP) para as duas etapas do procedimento experimental.

#### 3.2 TIPO DE ESTUDO

Caracterizou-se por um estudo transversal, desenvolvido no Laboratório de Biomecânica no Departamento de Mecânica da FEG/UNESP.

#### 3.3 PARTICIPANTES E CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO

A amostra foi composta por 28 (vinte e oito) indivíduos, de ambos os gêneros, que atenderam aos critérios de inclusão e exclusão pré-estabelecidos.

## a) Critérios de inclusão:

- Faixa etária: 20 a 29 anos (G1), 30 a 59 anos (G2) e acima de 60 anos (G3); todos com peso corporal máximo de 85kg.
- Estado de saúde: saudável, portador de marcha independente, ser capaz de manter na posição ortostática durante as atividades de vida diária e instrumental.
- Ser voluntário e não ter medo de caminhar em rampa com 15°.

## b) Critérios de exclusão:

- Queixa algica de qualquer espécie.
- Enfermidade de qualquer ordem musculoesquelética, cardiovascular, otoneurológica, sensorial e/ou motora, ou ter submetido a algum procedimento cirúrgico de ordem ortopédica, neurológica ou cardiológica.
- Enfermidade mental.

Após averiguação dos critérios de inclusão e exclusão, os participantes voluntários de ambos os sexos foram divididos em três grupos: (G1) grupo de adultos jovens, com idade entre 20 a 29 anos, composto por 10 voluntários; e (G2) grupo de adultos, com 10 voluntários com idade entre 30 e 59 anos; (G3) grupo de idoso com 8 voluntários com idade superior a 60 anos.

### 3.4 AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL

#### 3.4.1 FORMULÁRIO DE IDENTIFICAÇÃO

O formulário semiestruturado de identificação individual foi constituído pelas seguintes informações: nome, idade, peso, altura, questionamento sobre o estado de saúde e queda no último ano. (APÊNDICE B)



### 3.4.2 POSTUROGRAFIA

#### 3.4.2.1 PLATAFORMA DE FORÇA

A análise do comportamento do centro de pressão foi obtida por meio de uma plataforma de força, construída no Laboratório de Biomecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG) / Universidade do Estadual Paulista (UNESP). A plataforma de força possui as seguintes características: uma placa de alumínio quadrada medindo 500 x 500 mm, com quatro células de carga de capacidade de 900 N e sensibilidade de 2 mV/V cada célula, fixada por baixo de cada canto da placa, como mostrada na Figura 1. Além das quatro células de carga em cada canto, foi acoplada também uma quinta célula de carga para medida da força horizontal, já que a plataforma se encontrava inclinada na rampa.

As reações nos apoios medidas na plataforma de força possibilitaram o cálculo das diversas variáveis: oscilação média do CoP no sentido AP e ML, velocidade média de deslocamento do CoP nas direções AP e ML, área da elipse e a diferença do percentual do deslocamento AP e ML. As cinco células de carga foram acopladas a um sistema de aquisição de sinais (amplificador e condicionador), existente no departamento de mecânica, o Spider8 da HBM®, cujas principais características são tensão de entrada de até 10 Volts de Corrente Contínua (VCC) e frequência de aquisição de 9,6 KHz e o software CatmanAP, HBM®. A frequência de aquisição de sinais foi 25 Hz, que atende os requerimentos de Nyquist.

Figura 1 – Plataforma de força construída no Laboratório de Biomecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG) / Universidade do Estadual Paulista (UNESP).



Fonte: Autor.

A plataforma de força foi embutida em duas estruturas que viabilizaram a avaliação do comportamento do centro de pressão no plano horizontal e inclinado.

#### 3.4.2.1.1 PLATAFORMA DE FORÇA – SUPERFÍCIE HORIZONTAL

A platô horizontal tem um comprimento total de 3 m, largura de 80 cm e altura de 16 cm. A plataforma de força foi acoplada próxima a uma das extremidades, como mostram as Figuras 2 e 3.

Figura 2 – Platô horizontal, com abertura para encaixe da plataforma de força.



Fonte: Autor

Figura 3 – Platô horizontal, com a plataforma de força acoplada, pronto para análise.



Fonte: Autor

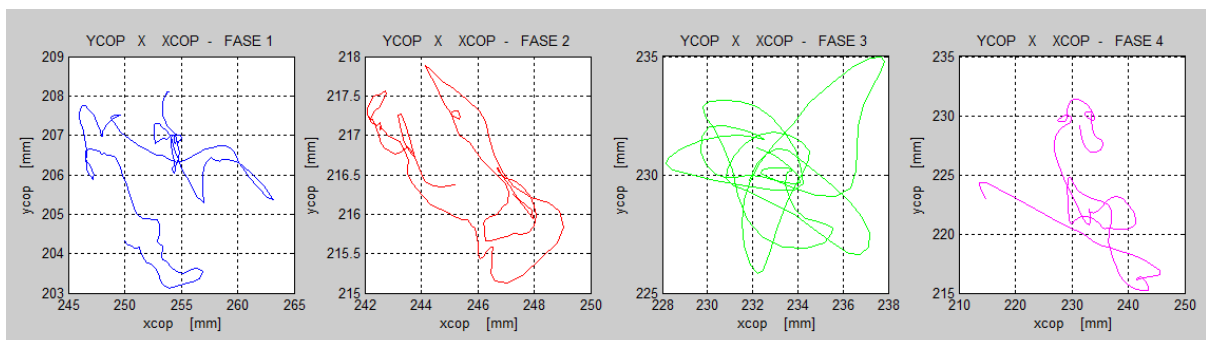
A partir da estrutura da plataforma no platô horizontal, foram definidos os eixos x, y e z da plataforma de força. As forças de reação ( $R_i$ ,  $i=1,4$ , neste caso não foi utilizada a quinta célula de carga, pois a plataforma estava na posição horizontal) foram medidas e, através da aplicação das relações de equilíbrio de forças e momentos em torno dos eixos x, y e z, foram determinadas as expressões para o cálculo de  $X_{cop}$  e  $Y_{cop}$ , no plano horizontal, dadas pelas equação 1, que define o  $X_{cop}$  referente ao deslocamento AP e equação 2, como  $Y_{cop}$ , referente ao deslocamento ML.

$$X_{cop} = \frac{(R_2+R_3) \cdot a}{\sum R_i} \quad (1)$$

$$Y_{cop} = \frac{(R_1+R_2) \cdot a}{\sum R_i} \quad (2)$$

onde  $a$  é a distância entre as células de carga, que no caso desta plataforma foi de 452 mm, e  $R_i$  ( $i=1,4$ ) representa a reação medida em cada célula de carga. Estas expressões foram introduzidas no *software* CatmanAP (HBM) que permitiram a obtenção dos resultados em tempo real. No entanto, os dados foram gravados em arquivos excel para tratamento posterior. A Figura 4 ilustra a curva de oscilação do CoP gerada a partir dos dados obtidos pelo software, na situação horizontal para um dos sujeitos participantes

Figura 4 – Curva de oscilação do CoP de um idoso nas condições cefálicas sem movimentos (1 e 4) e com movimentos (2 e 3), na situação horizontal.

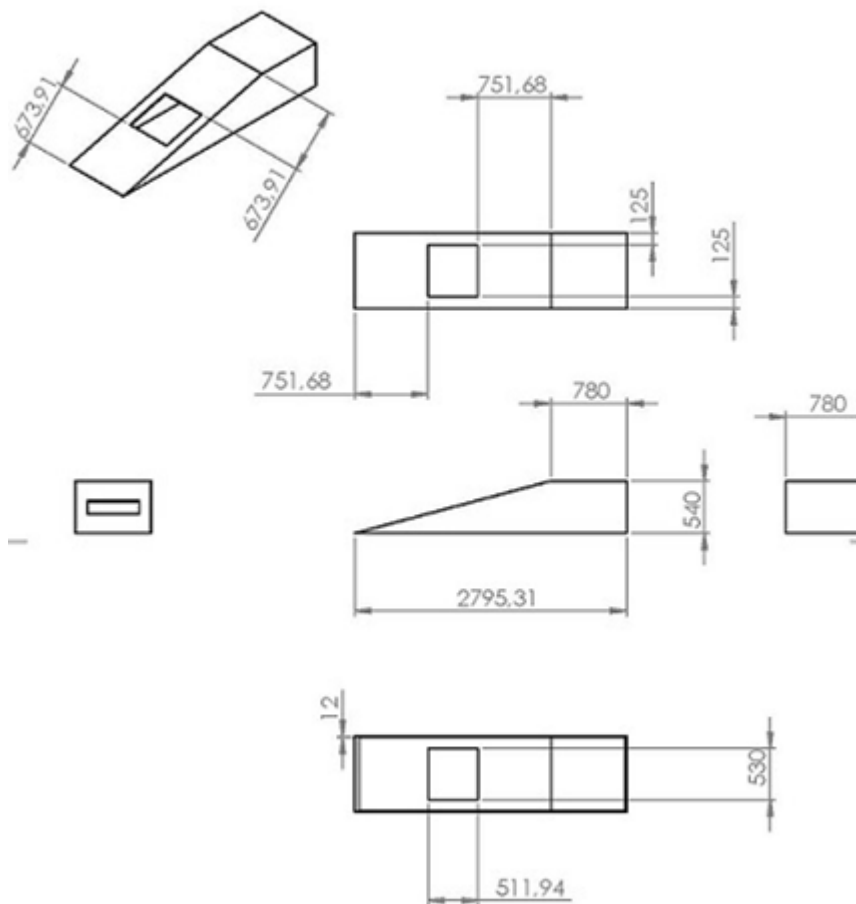


Fonte: Autor

### 3.4.2.1.2 PLATAFORMA DE FORÇA – SUPERFÍCIE INCLINADA – ACLIVE E DECLIVE

Para a aquisição dos dados no plano inclinado, a plataforma de força foi acoplada em uma rampa com inclinação de  $15^\circ$ , tendo em sua porção final um platô paralelo ao solo, conforme mostra a Figura 5.

Figura 5 – Dimensões da estrutura da rampa.

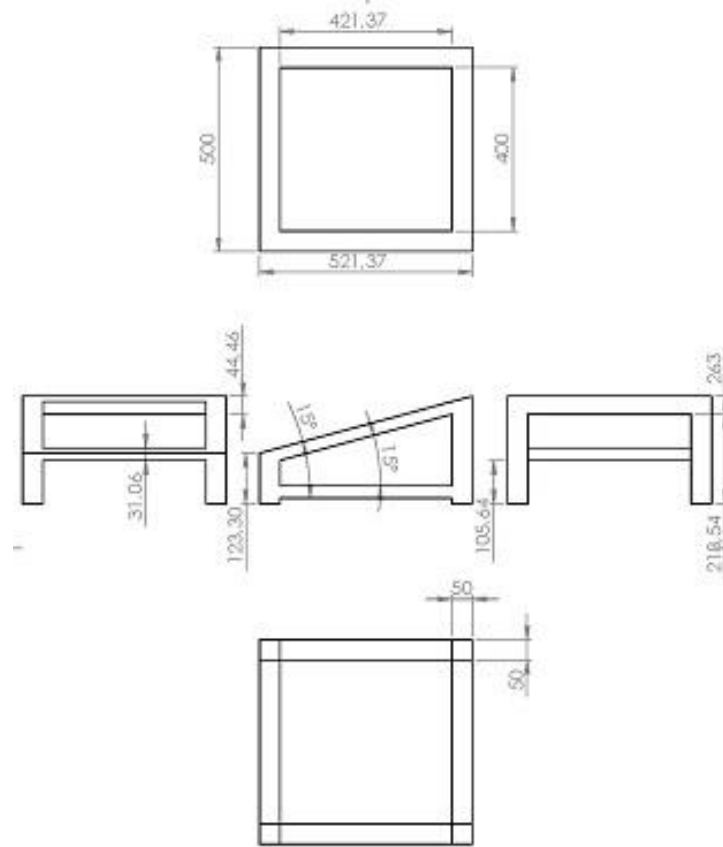


Fonte: Autor

A plataforma de força foi acoplada a um suporte sob a base inclinada, com dimensões adequadas a da rampa, estando fixada a ela por meio de uma célula de carga, com capacidade de 50kg (R5), de modo que, em associação às demais, viabilizassem a avaliação do controle postural nas condições de aclave e declive, em situação estática ou dinâmica. A

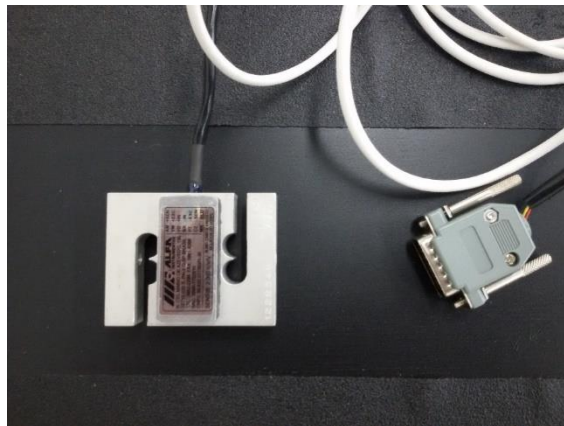
Figura 6 apresenta o desenho da estrutura da base de suporte que deu sustentabilidade à plataforma de força e, as Figuras 7 e 8, ilustram a célula de carga (R5) e sua fixação na rampa.

Figura 6 – Estrutura da base de suporte para acoplar a plataforma de força junto a rampa.



Fonte: Autor

Figura 7 – Célula da carga R5 (Marca ALFA)



Fonte: Autor

Figura 8 – Base de suporte com fixação da célula de carga R5 à rampa.



Fonte: Autor

De modo a gerar sensação de segurança e de limite de dimensão ao participante, foi agregada uma barra de apoio junto a rampa, como ilustrado na Figura 9.

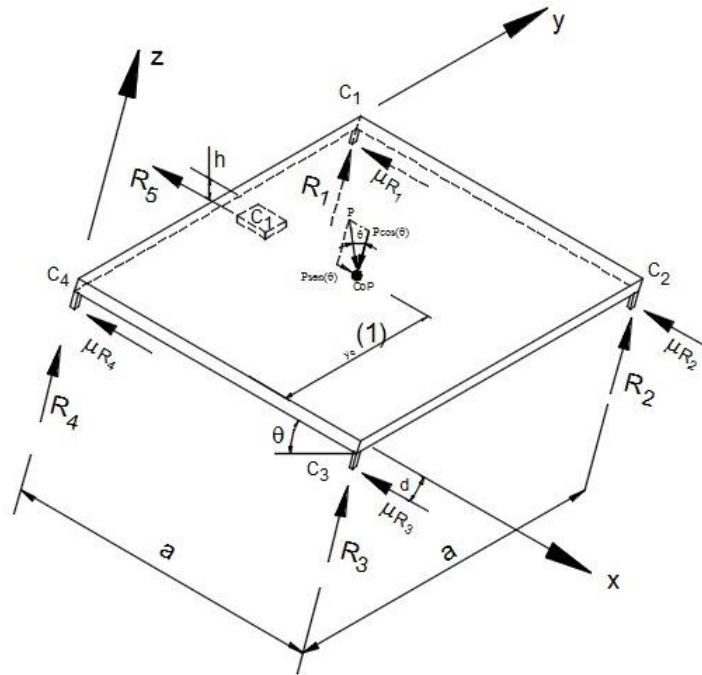
Figura 9 – Estrutura da rampa com a plataforma de força acoplada, pronto para análise.



Fonte: Autor

A partir da estrutura da plataforma e da rampa, foram medidas as forças de reação do solo para determinação da direção e sentido do  $xCoP$  e  $yCoP$  (Figura 10).

Figura 10 – Ilustração das forças de reação do solo e os eixos x, y e z para determinação da direção e sentido do  $x_{CoP}$  e  $y_{CoP}$ .



Fonte: Autor

As forças de reação ( $R_i$ ,  $i=1,5$ ) foram medidas e, através da aplicação das relações de equilíbrio de forças e momentos em torno dos eixos x e y, foram determinadas as expressões para o cálculo de  $X_{cop}$  e  $Y_{cop}$ , no plano inclinado, dadas pelas equação 3, que define o  $X_{cop}$  quanto ao deslocamento AP e equação 4, como  $Y_{cop}$ , referente ao deslocamento ML.

$$X_{cop} = \frac{(R_2+R_3).a - \mu.d.(R_1+R_2+R_3+R_4) - R_5.h}{\sum R_i} \quad (3)$$

$$Y_{cop} = \frac{(R_1+R_2).a}{\sum R_i} \quad (4)$$

onde  $a$  é distância entre as células de carga, que no caso desta plataforma é 452 mm,  $d$  é a distância entre a base de suporte das células (R1, R2, R3 e R4) e a superfície da plataforma de força (39,4 mm),  $h$  é a distância entre a célula de carga R5 e a superfície da plataforma (42 mm),  $\mu$  é o coeficiente de atrito entre a plataforma de força e rampa, cujo valor é 0,02 e  $R_i$  ( $i=1,4$ ) representa a reação medida em cada célula de carga. Essas expressões foram introduzidas no software CatmanAP (HBM) que permitiram a obtenção dos resultados em tempo real e também gravadas em excel.

Para se calcular o  $\mu$  (coeficiente de atrito), foi realizado um experimento utilizando sete anilhas, cujos pesos são— quatro anilhas com 7,64 kg, duas anilhas com 7,62 kg, uma anilha com 3,02 kg e, além das anilhas, um indivíduo com peso de 88,56 kg. As anilhas foram colocadas, uma a uma, sobre a plataforma de força que já estava acoplada na superfície inclinada. Após os dados coletados e analisados, foi obtido o valor de  $\mu$  considerando a equação 5, obtida da relação de equilíbrio de forças aplicadas na direção x, segundo mostra a Figura (10), e o gráfico mostrado nas Figuras (11 e 12) onde na abscissa está a resultante das reações ( $\sum R_i$ ) e na ordenada o parâmetro ( $P \sin \theta - R_5$ ), sendo respectivamente o denominador e numerador da equação 5.

$$\mu = \frac{P \sin \theta - R_5}{\sum R_i} \quad (5)$$

O valor de  $\mu$  foi obtido pelo coeficiente angular da reta de tendência mostrada. Observa-se que inicialmente há uma dependência não linear entre os valores (numerador e denominador da equação 5). Considerando todos os pontos, o coeficiente de atrito obtido pelo coeficiente angular da reta de tendência foi de aproximadamente 0,03 (Figura 10a). Considerando apenas as três últimas massas, cujos valores encontram-se mais próximos das massas dos participantes da pesquisa, obteve-se um coeficiente angular de 0,02 (Figura 10b), o qual foi adotado.



Figura 11 – Gráfico do cálculo do coeficiente de atrito – com todas as massas aplicadas.

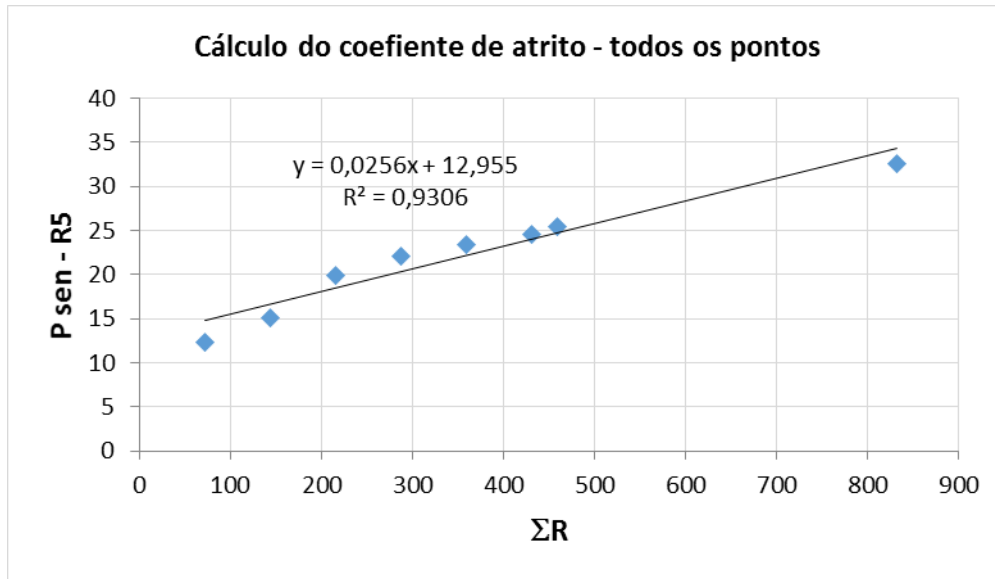
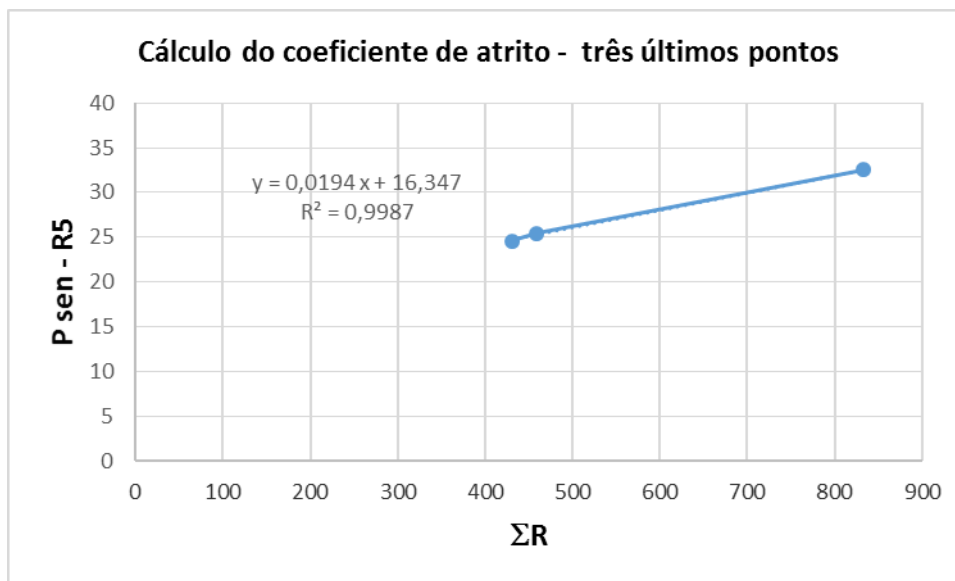
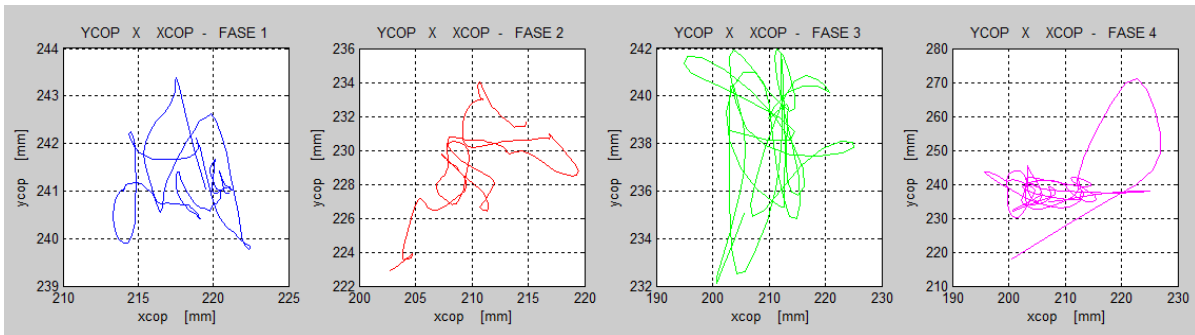


Figura 12 – Gráfico do cálculo do coeficiente de atrito –as três últimas massas aplicadas.



A Figura 13 ilustra a curva de oscilação do CoP gerada a partir dos dados obtidos pelo software, na situação de active.

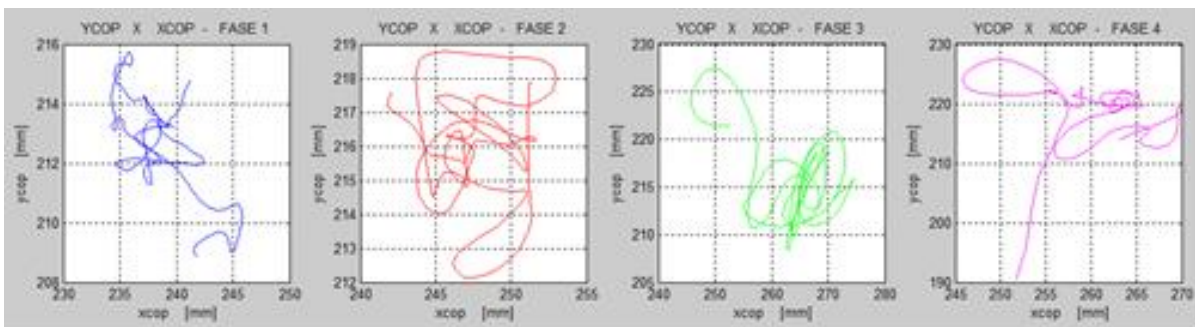
Figura 13 – Curva de oscilação do CoP de um idoso nas condições cefálicas sem movimentos (1 e 4) e com movimentos (2 e 3), na situação de active.



Fonte: Autor

A Figura 14 ilustra a curva de oscilação do CoP gerada a partir dos dados obtidos pelo software, na situação de decline.

Figura 14 – Curva de oscilação do CoP de um idoso nas condições cefálicas sem movimentos (1 e 4) e com movimentos (2 e 3), na situação de decline.



Fonte: Autor

No presente estudo, também foram também calculadas a velocidade média de oscilação do CoP, área de oscilação do CoP e a diferença do percentual do deslocamento AP e ML, por meio dos dados plotados no Matlab, programa desenvolvimento neste trabalho, o qual será comentado posteriormente. Abaixo seguem as equações - equação 6 para a velocidade média, equação 7 para a área de oscilação do CoP e equação 8 para diferença do percentual do deslocamento AP e ML:

$$Vm = \sqrt{Vx^2 + Vy^2} \quad (6)$$

onde  $Vx$  é a velocidade média de oscilação na direção ântero – posterior e  $Vy$  é a velocidade média de oscilação na direção médio lateral.

$$A = \pi \left( \frac{dAP}{2} \right) * \left( \frac{dML}{2} \right) \quad (7)$$

onde  $dAP$  representa o deslocamento ântero – posterior e  $dML$ , o deslocamento médio lateral..

$$\neq \% \text{ dap e dml} = \frac{(dAP - dML) * 100}{dML} \quad (8)$$

onde  $dAP$  refere-se ao deslocamento ântero – posterior e  $dML$ , ao deslocamento médio lateral.

### 3.4.3 DECIBELÍMETRO

Para se identificar o início de cada condição cefálica dentro de cada situação – aclave, declive e horizontal, foi utilizado o aparelho decibelímetro – medidor de nível sonoro digital tipo II IEC 61672 para medição de SPL, Leq, Lmin e Lmax com datalogger, para registro das avaliações e emissão de relatórios. As características do aparelho são: Display: Cristal Líquido de 4 dígitos; Microfone de eletreto condensado destacável tipo II; Medição: SPL, LEQ, MAXL, MINL; Escala: 30 a 130 dB; Precisão:  $\pm 1.5$  dB; Resolução: 0.1 dB; Ponderação: A e C; Resposta: Rápida e lenta; Integra tempo real com calendário; Indicação de bateria fraca; Frequência: 31,5 Hz a 8 KHz; Saída analógica: 10mV DC / dB; Interface serial: Cabo USB; Coletor de dados: 32.000 registros; Alimentação: 4 pilhas (AAA) de 1,5V; Dimensões: 265 x 72 x 35 mm; Peso: 310g. A Figura 15 apresenta, o modelo aplicado (Modelo DEC – 5010)

Figura 15 – Decibelímetro.



Fonte: Autor

### 3.5 PROCEDIMENTO

Os participantes voluntários que concordaram em participar da pesquisa, por meio da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A), mediante o agendamento prévio, passaram por procedimento experimental composto de duas etapas: Na primeira, foram coletados os dados antropométricos (coleta de massa corpórea e altura) e cada participante respondeu ao questionário semiestruturado; na sequência, os participantes foram conduzidos para a avaliação postural. Inicialmente, foram coletados os dados na superfície de apoio inclinada e, posteriormente, na superfície horizontal. Estas etapas transcorreram em dois dias diferentes. Para a execução, os participantes foram orientados a ficarem na postura ereta quieta, com apoio bipodal, com olhos abertos (OA), braços ao longo do corpo e com os pés descalços, posicionado o mais confortável sobre a plataforma de força, por cerca de 70 segundos. Para cada situação – aclive, declive e superfície horizontal, os participantes foram submetidos a um momento único, sequencial e contínuo para a aquisição das informações referentes às quatro condições que permeiam o segmento cefálico com olhos abertos. O primeiro instante caracterizou-se pelo segmento cefálico direcionado para frente (condição 1); no segundo instante, o segmento cefálico movimentou-se em direção ao estímulo sonoro e retornou a posição inicial (condição 2); no terceiro instante, diante de um segundo estímulo sonoro, o segmento cefálico realizou movimentação rotacional contínua (condição 3) e por fim, após o comando verbal dado pelo pesquisador para cessar o movimento, o segmento cefálico voltou a ficar parado e direcionado para frente, caracterizando um período de

restauração (condição 4). Cada situação (ativo, declive e superfície horizontal) com suas quatro condições, foram repetidas três vezes com cada participante, com um minuto de descanso entre elas. Para identificar os momentos exatos das quatro condições, dentro das três situações avaliadas, foi utilizado um decibelímetro para captar o estímulo sonoro.

Ressalta-se que para a realização dos experimentos, foram esclarecidas quais seriam as situações e condições avaliadas e a sequência. Como forma de direcionar o olhar para frente, porém sem fixá-lo, foi colocado um mastro como ponto de referência a 1m de distância. O tempo de aquisição máxima foi de 70 segundos, a partir dos quais os primeiros cinco segundos foram descartados.

É importante ressaltar que o piso da superfície inclinada e superfície horizontal foram revestidos com material antiderrapante. E que a base de suporte da superfície inclinada (rampa) tinha uma barra de proteção para que o participante pudesse segurar, caso fosse necessário.

### 3.6 ANÁLISE DOS DADOS

Após a coleta e registro dos sinais, pelo sistema *Spider* e o software *Catman*, os dados foram exportados para o programa do excel em planilhas contendo os valores referentes ao tempo, a reação em cada célula (R1, R2, R3, R4, R5) e o sinal do decibelímetro, sendo, posteriormente, trabalhados no programa do Matlab (APÊNDICE C), onde foram extraídas as médias de cada variável correlacionada ao estudo do comportamento do CoP para os três grupos estudados. Dentro dos 70 segundos de coleta, os cinco segundos iniciais foram descartados e, para cada condição, foi considerado um período de análise de 10 segundos. As variáveis extraídas foram: oscilação média do centro de pressão (CoP) no sentido AP e ML, velocidade média, área da elipse e a diferença do percentual do deslocamento AP e ML. Com os dados organizados, a análise estatística comparou cada variável, entre os três grupos, levando em consideração as quatro condições, em cada situação (ativo, declive e superfície horizontal) avaliada. Dentro do mesmo grupo, analisou cada variável, comparando as condições 1 e a 4, em cada situação.

Em relação aos testes estatísticos utilizados, foram aplicados por meio do programa ACTION STAT, os seguintes testes: Teste Shapiro - Wilk, para averiguar a distribuição da amostra. Teste Anova: Fator único, para identificar se houve variância entre os grupos (G1, G2 e G3), em caso positivo, foi aplicado do Teste - t: duas amostras presumindo

variâncias diferentes; e o Teste - t: duas amostras em par para médias, para avaliar se houve modificação ou não do CoP entre as condições 1 e 4 no mesmo grupo. Para determinação de uma análise estatisticamente significativa, foi considerado p valor  $\leq 0,05$ . Também foram utilizados os dados – média e desvio padrão, por meio da análise descritiva.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Com os dados obtidos, realizou-se a comparação dos resultados entre os grupos G1, G2 e G3 e no próprio grupo. Durante os procedimentos experimentais, os participantes foram capazes de manter-se na postura ereta quieta com olhos abertos, confortavelmente, em todas as situações (aclive, declive e plano horizontal) e condições cefálicas - 1, 2, 3 e 4 analisadas (segmento cefálico direcionado para frente; segmento cefálico direcionado em direção ao estímulo sonoro; movimentação rotacional contínuo do segmento cefálico, após estímulo sonoro; e segmento cefálico direcionado a frente, após o término da terceira etapa), no período máximo de 70 segundos. Nenhum dos participantes relatou qualquer tipo de desconforto durante o experimento, cumprindo o protocolo estipulado.

Os resultados expostos a seguir, contemplam a amostragem total do estudo e serão apresentados e discutidos, por meio de gráficos e tabelas, na seguinte ordem: análise comparativa entre os grupos, por meio das características antropométricas; oscilação média do centro de pressão nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML); Diferença em % da oscilação média do centro de pressão nas direções AP e ML; oscilação média do centro de pressão em relação à área de suporte; e velocidade de oscilação do centro de pressão para os três grupos, em cada situação analisada – aclive, declive e horizontal, tendo por referência as quatro condições cefálicas; e análise comparativa entre as condições cefálicas 1 e 4, no mesmo grupo. Ressalta-se que a discussão dos resultados obtidos para análise da oscilação média do centro de pressão na direção AP, na direção ML e diferença em percentual entre as direções AP e ML, está descrita logo após a tabela 10. Para os demais dados, a discussão encontra-se na sequência dos resultados. Também se faz necessário colocar que os resultados estão expostos em tabelas com a demonstração da análise descritiva dos dados (média e desvio padrão), apresentação gráfica e, posteriormente, consolidado com tabelas representando a análise estatística, por meio de testes paramétricos designados após a aplicabilidade do teste de normalidade, o Teste Shapiro Wilk (p valor 0,03).

#### 4. 1 ANÁLISE DAS CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS

A Tabela 1 demonstra as características antropométricas dos participantes e o número de quedas no último ano.

Tabela 1 – Resultado das variáveis antropométricas e do questionário semiestruturado. (n= 28)

	<b>G1</b>		<b>G2</b>		<b>G3</b>	
<b>Idade</b>	23,60 ±	2,73	40,70 ±	7,48	63,16 ±	20,56
<b>Peso</b>	64,30 ±	8,88	72,30 ±	8,67	58,66 ±	19,98
<b>Altura</b>	1,69 ±	0,08	1,72 ±	0,09	1,43 ±	0,48
<b>IMC</b>	22,38 ±	2,13	24,79 ±	2,68	24,94 ±	3,28
<b>Nº de quedas no último ano</b>	0		0		1	

Como apresentado na Tabela 1, o número de queda no último ano correspondeu a 1 (3,57%). De acordo com a descrição determinada no formulário semiestruturado, o episódio ocorreu em uma situação de declive, enquanto o participante pertencente ao G3 caminhava em uma ladeira.

As quedas conferem um importante problema de saúde pública, devido às repercussões sociais e econômicas adjuntas à saúde e morbimortalidade, além das incapacidades funcional, psíquica e social.

Estudos apontam que um número considerável de mortes têm transcorrido por quedas, principalmente em situações de transposição de pisos de diferentes níveis, como rampa, degraus e escadas (SOUZA; RODACKI, 2012). O risco de queda aumenta consideravelmente em idosos com 65 anos (33%) ou mais (50%), que apresentam um nível de fragilidade maior (KIM; CHANG; AN, 2014). Entre os fatores associados a quedas em idosos, a redução do equilíbrio corporal tem sido mencionada como preditor dominante, devido aos déficits sensoriais (visual, vestibular, somatossensorial), integração cerebral inadequada frente às informações sensoriais, diminuição da demanda de atenção para a realização de múltiplas tarefas, comprometimentos articulares e sarcopenia (MANCKOUNDIA et al, 2008).



## 4.2 COMPARAÇÃO DAS VARIÁVEIS ENTRE OS GRUPOS NAS SITUAÇÕES DE ACLIVE, DELIVE E HORIZONTAL DE ACORDO COM AS CONDIÇÕES CEFÁLICAS.

### 4.2.1 Análise da oscilação média do CoP na direção ântero - posterior

Os Gráficos 1, 2 e 3 resumem os resultados dos dados descritivos encontrados na variável de oscilação média do CoP na direção AP nas situações de aclave, declive e superfície horizontal, em relação às quatro condições cefálicas analisadas, por grupo avaliado. As Tabelas 2, 3 e 4 apresentam os resultados estatísticos obtidos por meio do teste Anova: Fator Único, os quais indicaram que não houve diferença entre os grupos, perante as condições cefálicas analisadas na direção AP.

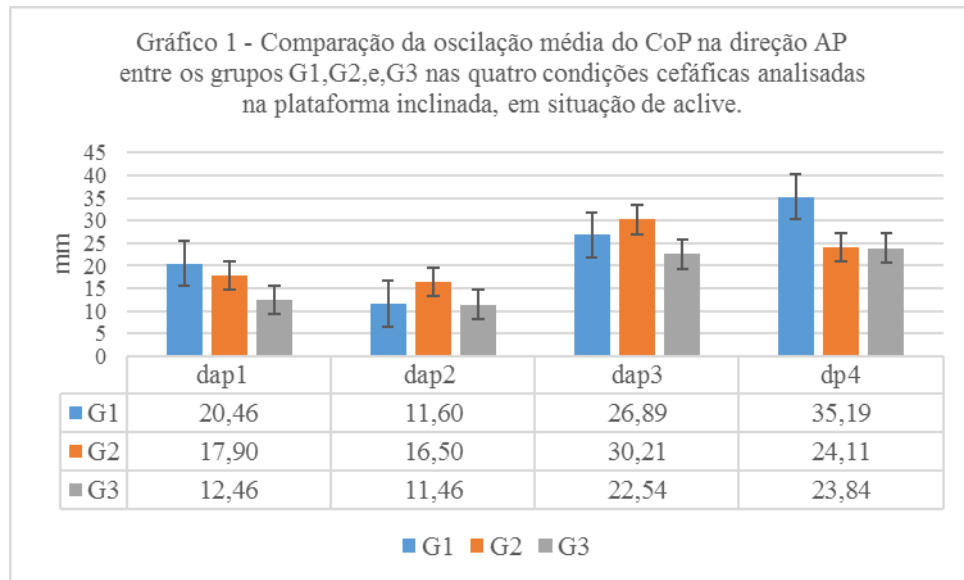


Tabela 2 - Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, das variáveis de oscilação média do CoP na direção ântero-posterior, na situação de aclave da rampa. (n= 28)

ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	168,65	2	84,32	2,07	0,14	3,38

\*  $p \leq 0,05$

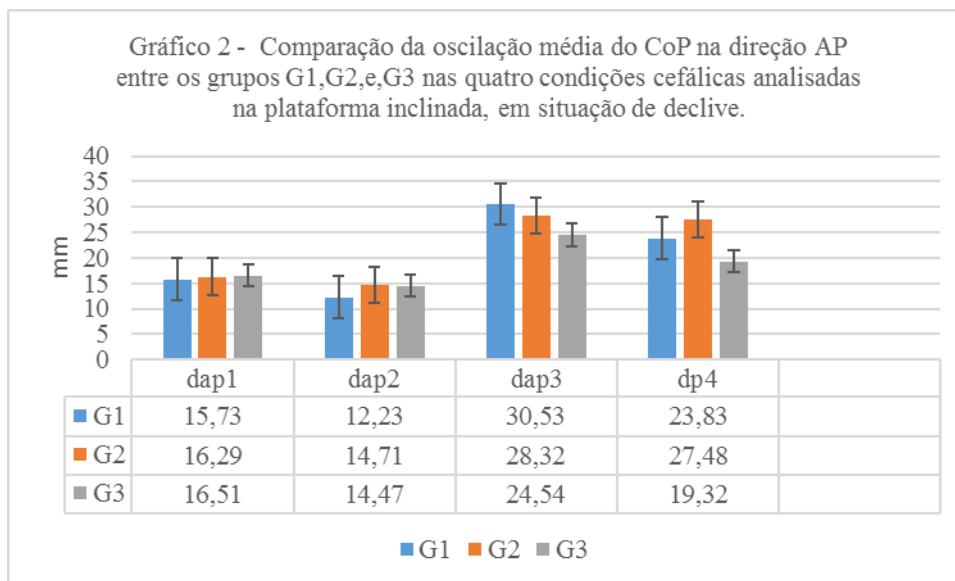


Tabela 3 - Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, das variáveis de oscilação média do CoP na direção ântero - posterior, na situação de declive da rampa. (n= 28)

ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	40,08	2	20,04	0,66	0,52	3,38

\*  $p \leq 0,05$

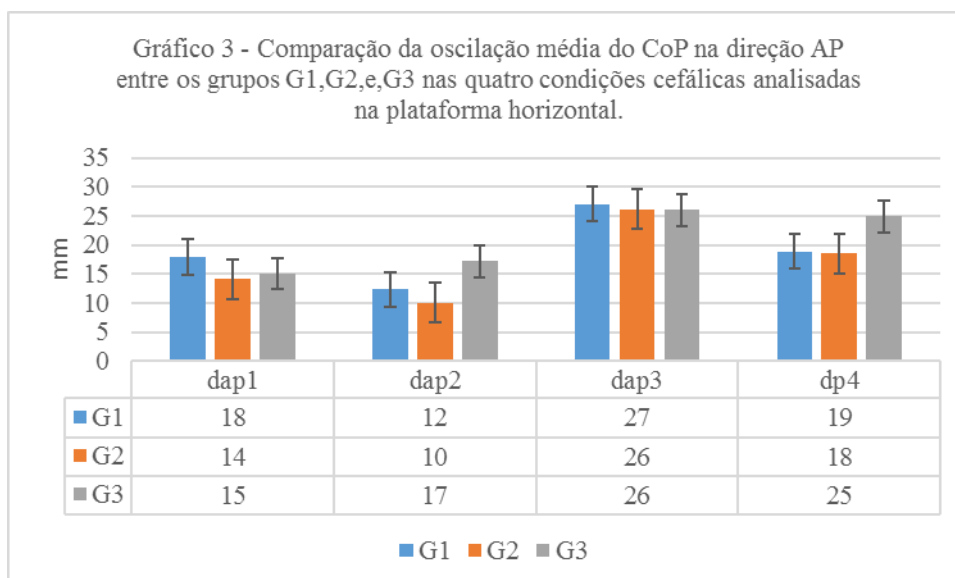


Tabela 4 - Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, das variáveis de oscilação média do CoP na direção ântero - posterior, na situação superfície horizontal. (n= 28)

ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	57,75	2	28,87	1,05	0,36	3,38

\*  $p \leq 0,05$

#### 4.2.2 Análise da oscilação média do cop na direção médio - lateral

Os Gráficos 4, 5 e 6 apresentam os principais achados da variável de oscilação média do CoP na direção médio-lateral nas situações de aclave, declive e superfície horizontal, em relação às quatro condições cefálicas analisadas, por grupo avaliado. As Tabelas 5, 6 e 7 mostram por meio do teste Anova: Fator Único, que não há diferenças significativas entre os grupos, diante às condições cefálicas consideradas na direção ML.

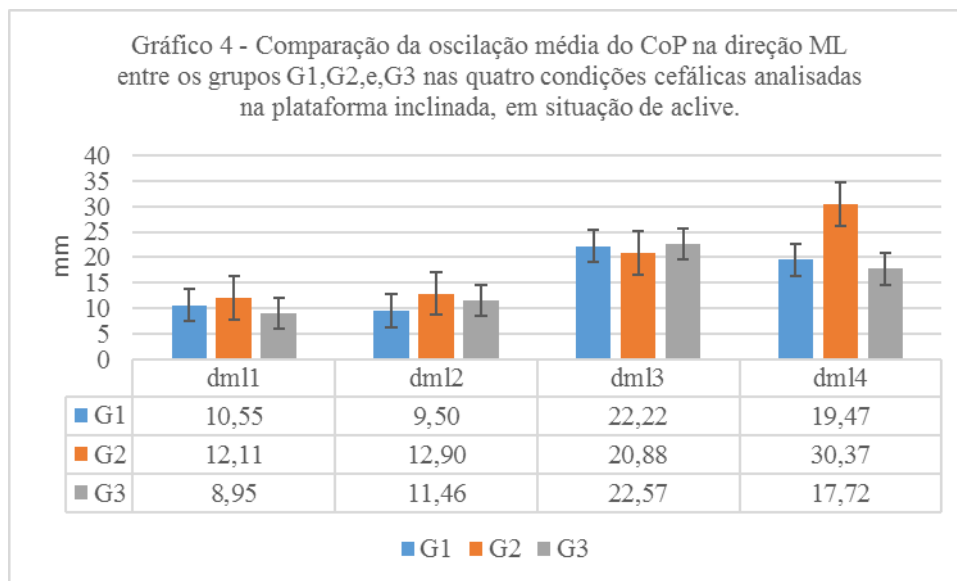


Tabela 5 - Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, das variáveis de oscilação média do CoP na direção médio - lateral, na situação de aclave da rampa. (n= 28)

ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	90,64	2	45,32	0,99	0,38	3,38

\*  $p \leq 0,05$

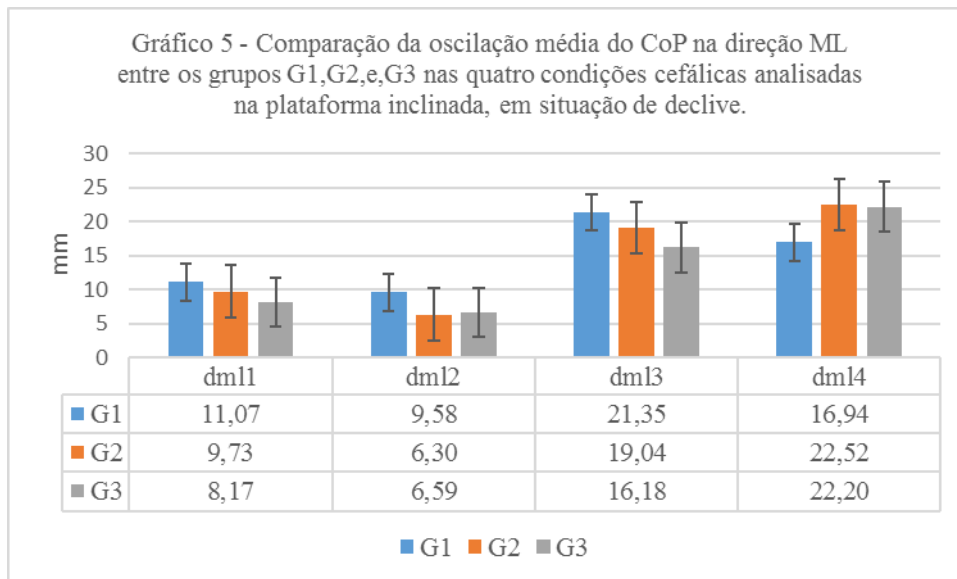


Tabela 6 - Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, das variáveis de oscilação média do CoP na direção médio - lateral, na situação de declive da rampa. (n= 28)

ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	31,81	2	15,90	0,56	0,57	3,42

\* p≤ 0,05

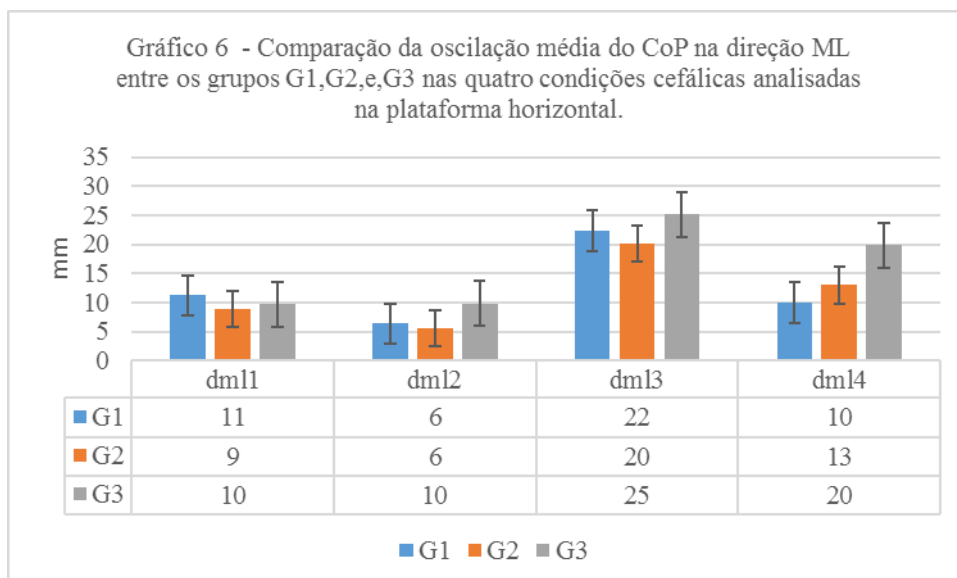


Tabela 7 - Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, das variáveis de oscilação média do CoP na direção médio-lateral, na situação superfície horizontal. (n= 28)

ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	89,23	2	44,61	1,25	0,30	3,38

\*  $p \leq 0,05$

#### 4.2.3 Análise da diferença em percentual entre a oscilação média do CoP nas direções ML e AP.

Os gráficos 7, 8 e 9 demonstram os principais resultados encontrados na variável diferença em percentual entre a oscilação média do CoP e as direções AP e ML nas situações de aclave, declive e superfície horizontal, em relação às condições cefálicas analisadas, por grupo avaliado. As tabelas 8, 9 e 10 apresentam os resultados estatísticos obtidos por meio do Teste Anova: Fator Único, os quais evidenciaram que não houve diferença entre os grupos em nenhuma das condições cefálicas analisadas, no que se refere à diferença em percentual entre a direção AP e ML.

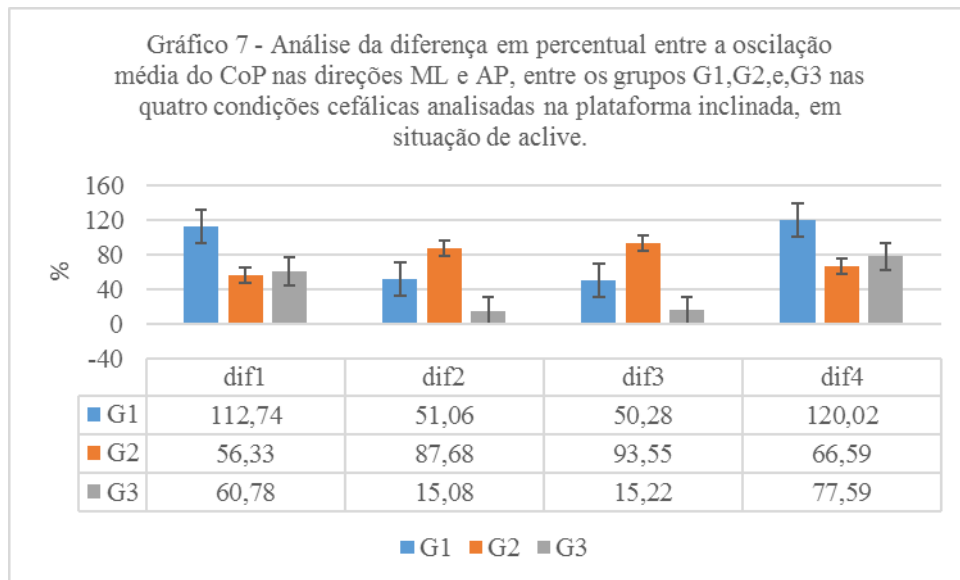


Tabela 8 - Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, da diferença em percentual entre a oscilação média do CoP nas direções ML e AP, na situação de aclave da rampa. (n= 28)

ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	8364,77	2	4182,38	0,80	0,45	3,38

\*  $p \leq 0,05$

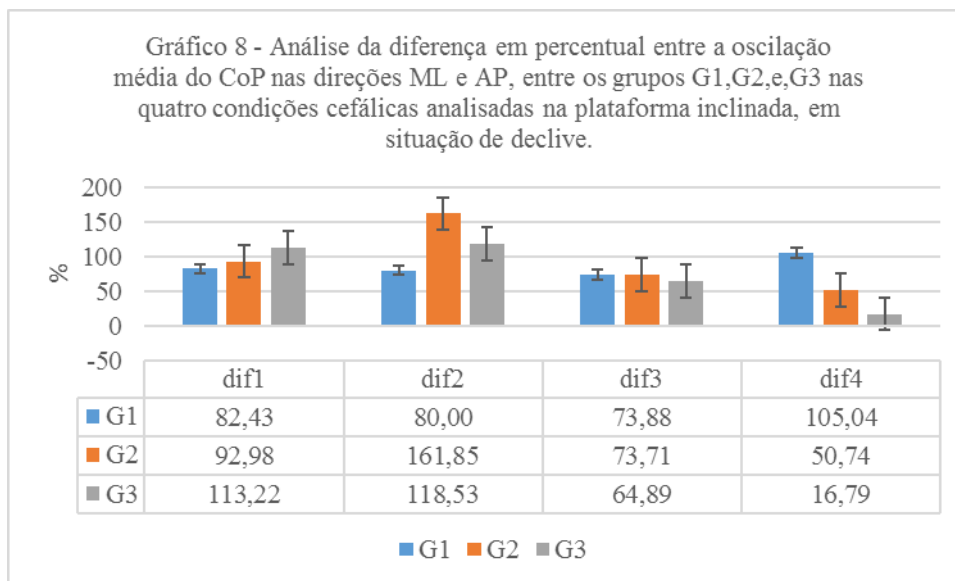


Tabela 9 - Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, da diferença em percentual entre a oscilação média do CoP nas direções ML e AP, na situação de declive da rampa. (n= 28)

ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	1234,63	2	617,31	0,12	0,88	3,38

\*  $p \leq 0,05$

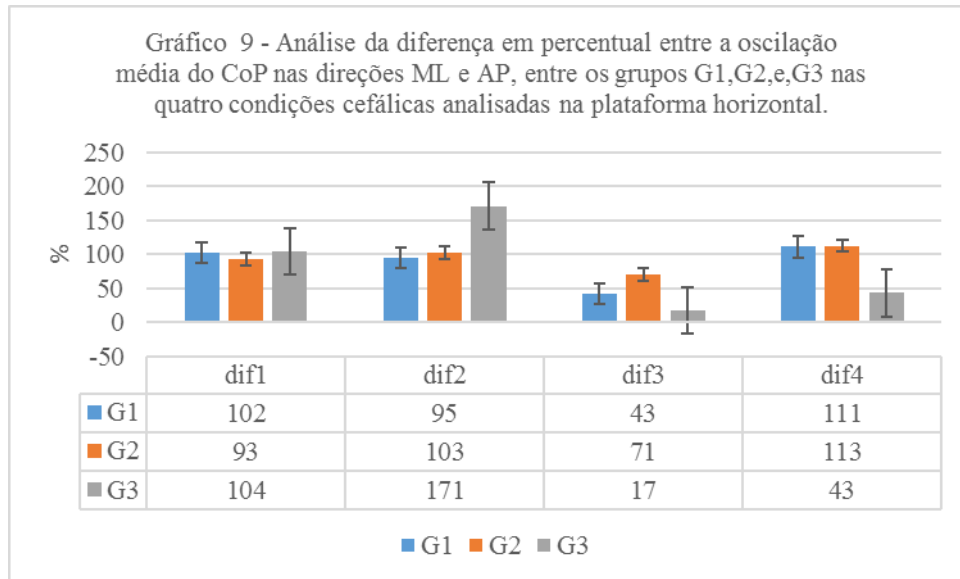


Tabela 10 - Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, da diferença em percentual entre a oscilação média do CoP nas direções ML e AP, na situação horizontal da rampa. (n= 28)

ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	567,01	2	283,50	0,07	0,93	3,38

\*  $p \leq 0,05$

Como apresentado acima, na análise comparativa entre os grupos, constatou-se que não houve diferença estatística na análise da oscilação média do CoP nas direções ântero-posterior, médio-lateral e na diferença em percentual entre o deslocamento médio do CoP nas direções ML e AP, nas situações de aclave, declive e horizontal entre os grupos G1, G2 e G3, mediante as condições cefálicas avaliadas. Entretanto, em relação às médias obtidas, notou-se que, em todos os grupos, há uma modificação considerável da oscilação do CoP, quando se compara a condição cefálica 1, com as condições cefálicas 2, 3 e 4, as quais denotam o efeito dos estímulos cefálicos, principalmente para as situações de aclave e declive, independente do sentido da direção.

Estes achados, no que diz respeito à análise das médias, são semelhantes aos estudos de Silva, Picon e Kohn (2014), que em seu estudo, cujo objetivo foi investigar os mecanismos utilizados no controle da postura ereta quieta em situações com inclinação da superfície de apoio, em um grupo constituído por 18 adultos, por meio da eletromiografia e plataforma de força, aos quais constataram que as oscilações médias do CoP foram diferentes entre a condição de aclave e declive, tendo maiores oscilações na posição em declive, sendo

que as oscilações predominavam na direção AP. Em estudos realizados para avaliar o CoP em indivíduos de faixas etárias diferentes, em superfície plana e inclinada, com OA e OF, (DONKER et al., 2007; ABRAHAMOVÁ; HLAVAČKA, 2008), têm constatado que o CoP dos grupos pertencentes aos idosos, tendem a apresentar uma média de oscilação maior nas direções AP e ML, principalmente em situação de OF, como determinado por Garkavenko et al. (2012).

Mezzarane e Kohn (2007) acharam efeitos significantes referentes à supressão da visão em todas as condições avaliadas, superfícies horizontais e inclinadas a 14 graus em sujeitos jovens. Estes achados foram semelhantes aos de Miranda (2016), que em seu estudo utilizando uma plataforma força instável com molas para avaliação do controle postural, identificou que os idosos apresentam oscilação média AP e ML, nas situações OA e OF. Entretanto, diferem-se dos resultados encontrados por Ueda e Carpes (2013) que observaram um aumento da oscilação AP em idosos, em relação ao grupo de jovens. De acordo com as autoras do estudo, o pior desempenho do controle postural na postura estática está correlacionado a menor sensibilidade cutânea dos pés, não tendo um ponto exato.

De acordo com Piirtola e Era (2006) e Egerton, Brauer e Gresswell (2009), a análise do controle da estabilidade lateral pode ser utilizada para detectar risco de queda, uma vez que esta medida é evidente em indivíduos caidores. Indivíduos caidores demonstram maior perturbação do equilíbrio corporal nas condições onde as informações visuais e somatossensoriais não foram nítidas (MÜJDECI; AKSOY; ATAS, 2012)

A execução das atividades de vida diária requer uma interação precisa entre as múltiplas aferências (visuais, vestibulares e proprioceptivas) e o sistema motor, as quais são processadas pelo sistema nervoso central, de modo a estabelecer adequações sobre as posições dos segmentos corporais e orientação do corpo em relação ao ambiente, sendo este um componente imprescindível para a manutenção da postura ereta quieta. A postura ereta quieta equivale a um pêndulo invertido, cuja musculatura do tornozelo assume um papel importante no ajuste do centro de massa do corpo (KU et al, 2012). Entretanto, em superfícies inclinadas, os *inputs* proprioceptivos se alteram ao expor os fusos musculares extensores e flexores do pé a diferentes comprimentos. Logo, entende-se que a manutenção da postura corporal em superfícies inclinadas, tanto em auge como em declive, representa um desafio postural relevante para a execução das atividades de vida diária (AVD's). Nestas situações, o ajuste do controle postural necessita de uma adequação precisa entre as estratégias de quadril e tornozelo. No presente estudo, observou-se que na situação de declive, o grupo G3 teve uma tendência a utilizar mais a estratégia de quadril do que a estratégia do tornozelo, após a



estimulação cefálica. (MEZZARANE; KOHN, 2007; SILVA, PICON; KOHN, 2014; SASAGAWA et al, 2009).

#### 4.2.4 Análise da área de oscilação total do CoP

Os Gráficos 10, 11 e 12 resumem os principais resultados encontrados na variável área de oscilação total do CoP nas situações de aclave, declive e superfície horizontal, em relação às quatro condições cefálicas analisadas, por grupo avaliado. As Tabelas 11, 12 e 13 apresentam os resultados estatísticos obtidos por meio do Teste Anova: Fator Único, os quais apontam a inexistência de diferença entre os grupos.

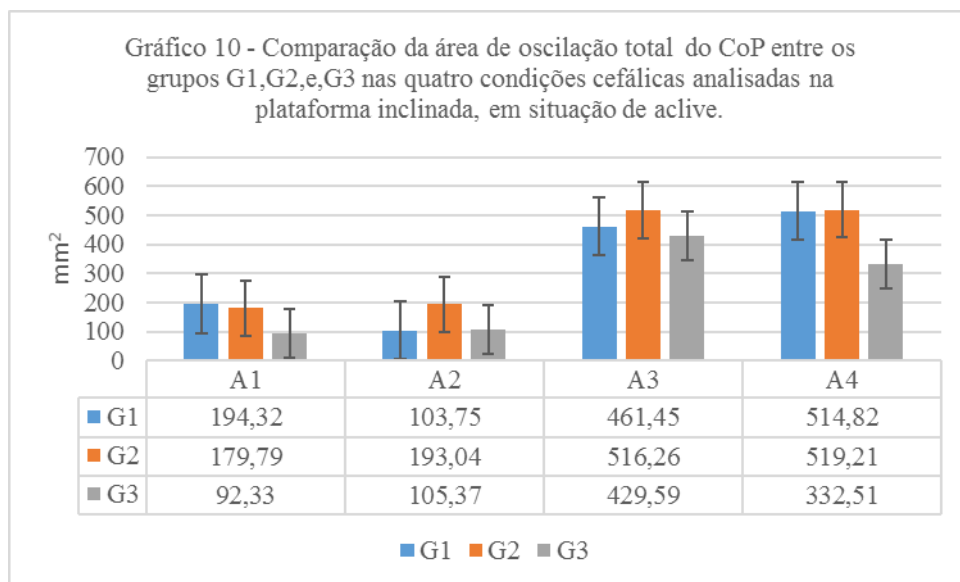


Tabela 11 - Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, da variável área de oscilação total do CoP, na situação de aclave da rampa. (n= 28)

ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	57592,66	2	28796,33	1,87	0,17	3,38

\*  $p \leq 0,05$

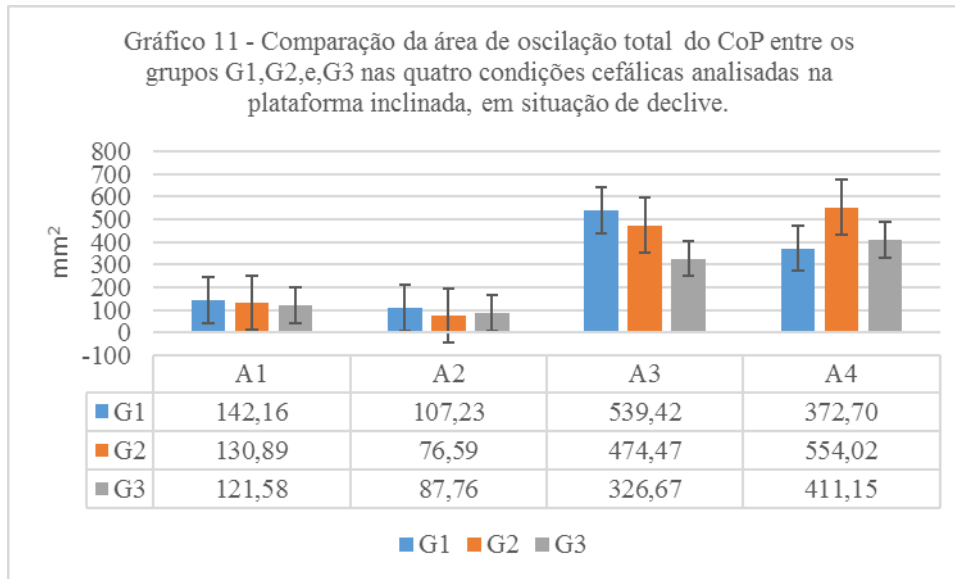


Tabela 12 - Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, da variável área de oscilação total do CoP, na situação de declive da rampa. (n= 28)

ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	24337,85	2	12168,93	0,52	0,59	3,38

\*  $p \leq 0,05$

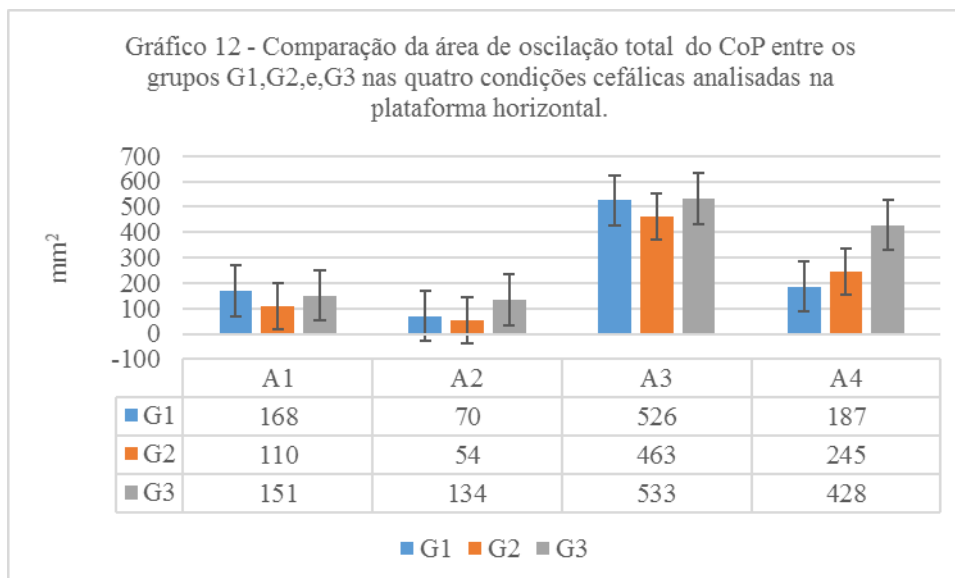


Tabela 13 - Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, da variável área de oscilação total do CoP, na situação superfície horizontal. (n= 28)

ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	41936,72	2	20968,36	0,86	0,43	3,38

\*  $p \leq 0,05$

Mesmo sem a constatação da diferença estatística a respeito da área da oscilação total do CoP, ficou evidenciado neste estudo, por meio das médias obtidas, que as condições cefálicas 3 e 4, geraram modificações relevantes da área da oscilação total do CoP, nas três situações analisadas. Estes achados foram semelhantes ao estudo de Barbosa (2014), na qual relata que a área tende ser maior em superfícies inclinadas em flexão dorsal e flexão plantar.

#### 4.2.5 Análise da velocidade média de oscilação do CoP

Os Gráficos 13, 14 e 15 mostram os resultados encontrados na variável VM do CoP, nas situações de aclone, declive e superfície horizontal, em relação às quatro condições analisadas, por grupo avaliado. As Tabelas 14, 15 e 16 expõem os resultados estatísticos obtidos por meio do Teste Anova: Fator Único, os quais não mostraram nenhuma diferença significativa entre os grupos para as situações e condições analisadas, referentes a velocidade média.

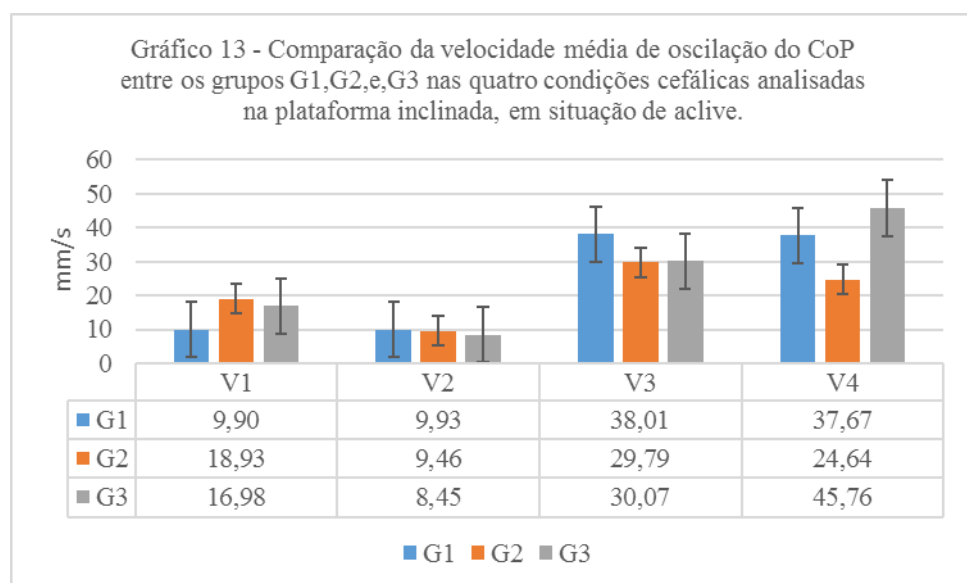


Tabela 14 - Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, da variável velocidade média de oscilação do CoP, na situação de aclave da rampa. (n= 28)

ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	102,52	2	51,26	0,50	0,60	3,38

\*  $p \leq 0,05$

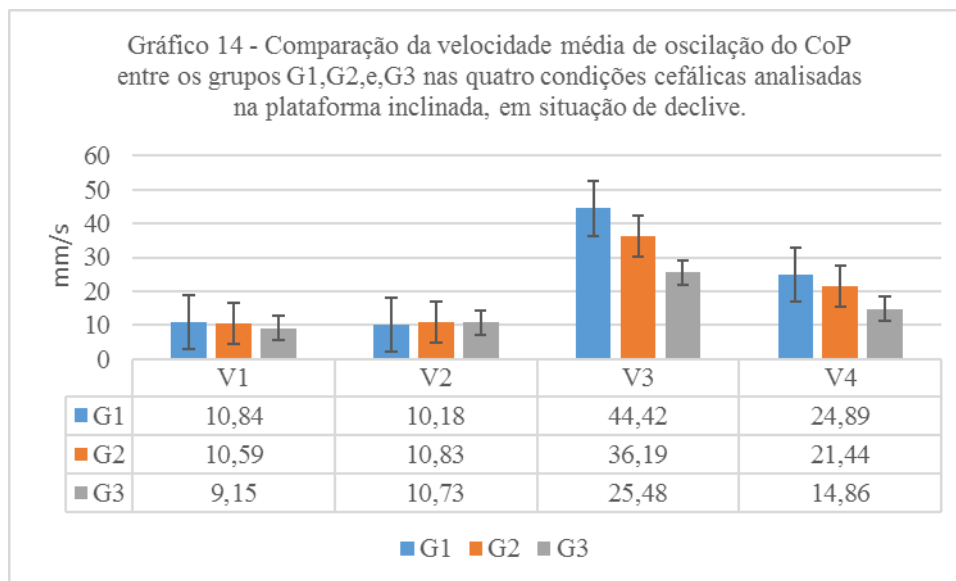


Tabela 15 - Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, da variável velocidade média de oscilação do CoP, na situação de declive da rampa, de acordo com as quatro condições analisadas. (n= 28)

ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	253,70	2	126,85	1,36	0,27	3,38

\*  $p \leq 0,05$

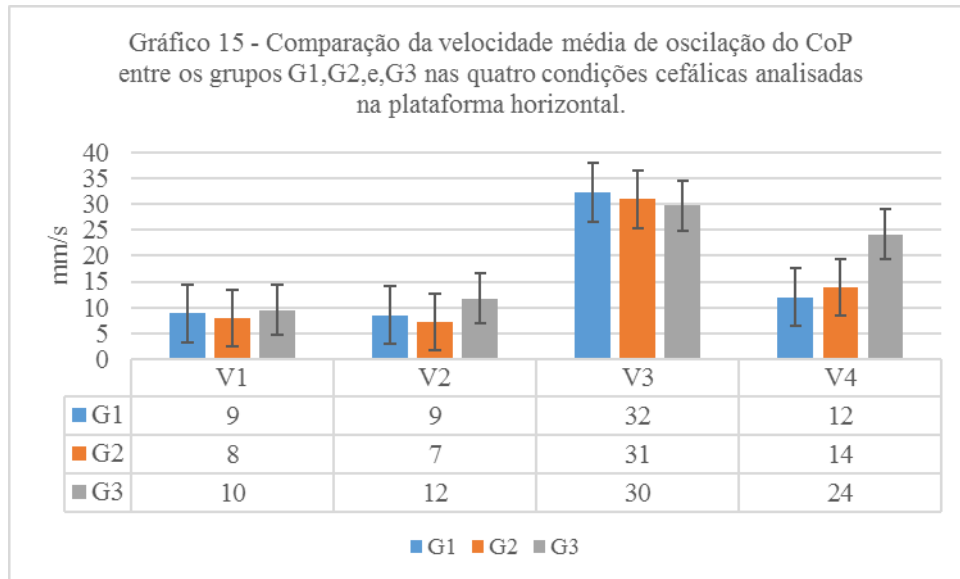


Tabela 16 - Resultado da análise estatística, comparativa entre os três grupos, da variável velocidade média de oscilação do CoP, na situação superfície horizontal. (n= 28)

ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	73,51	2	36,75	0,76	0,47	3,39

\*  $p \leq 0,05$

No presente estudo identificou-se, por meio dos achados das médias, que a velocidade média de oscilação do CoP para as situações – aplane, declive e superfície horizontal modificou-se, principalmente na condição 3, em relação aos grupos avaliados. Esta circunstância pode estar correlacionada a múltiplos fatores, como perda da capacidade elástica do tecido muscular, redução da capacidade contrátil e redução da capacidade de gerar torque ao redor das articulações: contrações excêntricas das musculaturas fragilizadas que ajustam o controle postural, redução da amplitude articular, principalmente em tornozelo (NOBLE et al, 2006), o que pode influenciar na estratégia motora, principalmente para o grupo G3, com o intuito de propiciar cautela e segurança, evitando a possibilidade de quedas. Segundo Souza e Rodacki (2012), situações de desafio, como superfície inclinada, levam a modificações no padrão postural e da marcha, devido às limitações mecânicas e neuromusculares que acompanham o processo do envelhecimento.

Barbosa (2014) em seu estudo constatou diferenças na comparação entre as superfícies inclinada e plana para as variáveis velocidade média e área, e seus valores foram

maiores nas superfícies inclinadas. De acordo com Lin et al (2008), aumentos nos valores das variáveis clássicas do CoP, podem sugerir mecanismos de controle postural ineficiente.

Em relação à análise descritiva dos resultados obtidos na variável velocidade média de oscilação do CoP na condição cefálica 3, nas situações de aclave, declive e horizontal, observa-se um aumento considerável. Contudo, estes resultados são discordantes aos de Souza e Rodacki (2012), que realizaram um estudo experimental com três grupos (idosos ativos, idosos sedentário e adultos) para avaliar as diferenças do padrão da marcha entre os três grupos, durante a locomoção em um terreno inclinado – subida e descida, por meio da análise cinética (Plataforma de força AMTI) e cinemática (Vicon MX – 13) e, constaram limitação na velocidade de deslocamento durante a descida para os grupos de idosos sedentários e ativos. Os mesmos autores averiguaram reduções na amplitude e potência do impulso ao redor do tornozelo dos indivíduos idosos (ativos e sedentários) quando comparados aos indivíduos adultos na subida da rampa.

#### 4.3 ANÁLISE COMPARATIVA DAS VARIÁVEIS ENTRE AS CONDIÇÕES 1 E 4, DENTRO DE CADA GRUPO NAS SITUAÇÕES DE ACLIVE, DELIVE E HORIZONTAL.

Ao aplicar o teste-t: duas amostras em par para médias, constatou-se que somente as variáveis, diferença percentual entre a oscilação média do CoP nas direções ML e AP, na situação de aclave da rampa e platô horizontal, não apresentaram nenhuma diferença significativa entre as condições cefálicas 1 e 4, de cada grupo avaliado, conforme mostrado na tabela 17. Para as demais variáveis analisadas dentro das situações - aclave, declive e platô horizontal, foram verificadas diferenças estatísticas entre as condições cefálicas 1 e 4, sendo que a condição cefálica 1 representa o primeiro instante caracterizado pelo segmento cefálico direcionado para frente e, a condição cefálica 4, representa o período de restauração da cabeça após cessar os movimentos cefálicos realizados nas condições cefálicas 2 e 3.

Tabela 17 - Resultado da análise estatística, de acordo com cada variável analisada por situação – aclave, declive e horizontal, entre a condição 1 e 4, dentro de cada grupo (n= 28)

	<b>G1valor-P</b>	<b>G2 valor-P</b>	<b>G3 valor-P</b>
<b>dapA1 e dapA4 (mm)</b>	0,05*	0,02*	0,06
<b>dapD1 e dapD4 (mm)</b>	0,07	0,01*	0,31
<b>dapH1 e dapH4 (mm)</b>	0,41	0,19	0,03*
<b>dmlA1 e dmlA4 (mm)</b>	0,05*	0,04*	0,10
<b>dmlD1 e dmlD4 (mm)</b>	0,14	0,01*	0,02*
<b>dmlH1 e dmlH4 (mm)</b>	0,36	0,13	0,02*
<b>difA1 e difA4 (%)</b>	0,41	0,41	0,37
<b>difD1 e difD4 (%)</b>	0,34	0,09	0,04*
<b>difH1 e difH4 (%)</b>	0,44	0,33	0,09
<b>AA1 e AA4 ((mm<sup>2</sup>))</b>	0,03*	0,02*	0,04*
<b>AD1 e AD4 (mm<sup>2</sup>)</b>	0,06	0,00*	0,04*
<b>AH1 e AH4 (mm<sup>2</sup>)</b>	0,43	0,09	0,05*
<b>VmA1 e VmA4 (mm/s)</b>	0,00*	0,10	0,01*
<b>VmD1 e VmD4 (mm/s)</b>	0,05*	0,01*	0,02*
<b>VmH1 e VmH4 (mm/s)</b>	0,09	0,08	0,03*

Os resultados mostrados acima, retratam que o grupo 1 apresentou um ajuste postural maior para as situações de aclave, em ambos os sentidos de oscilação – AP e ML; o grupo 2 para as situações de aclave e declive, no sentido AP e nas situações de aclave, declive e horizontal no sentido de oscilação ML; e o grupo 3, evidenciou um deslocamento na direção AP na situação horizontal e deslocamento na direção ML para as situações de declive e horizontal. Estes resultados foram contraditórios aos achados por Barbosa (2014), que descreve que os maiores valores encontrados na superfície inclinada se dão em aclave (flexão dorsal), ocasionando maior instabilidade para o indivíduo. E condizentes aos estudos de Souza e Rodacki (2012), que descreve que o aumento da inclinação da superfície para a descida aumenta a magnitude das forças de reação do solo, principalmente na direção AP, logo, se a superfície inclinada não oferecer um atrito suficiente de contato entre o pé e o plano, a execução de tal tarefa pode indicar risco de queda.

De acordo com Ueda e Carpes (2013) e Machado, Silva e Rocha (2016), a sensibilidade cutânea da planta dos pés, com o processo do envelhecimento é reduzido, levando a uma maior oscilação do CoP, quando comparado a indivíduos jovens, podendo interferir no acoplamento entre os pés e a superfície de apoio, estando no plano inclinado ou horizontal. Na análise da área total de oscilação e velocidade média de oscilação, foi

constatado que o grupo 3 obteve significância expressiva para todas as situações avaliadas no presente estudo, confirmando que tais ajustes se deram na tentativa de escolher a melhor estratégia motora para se evitar qualquer possibilidade de queda.

Carvalho e Almeida (2008) relataram, em seu estudo referente aos aspectos sensoriais e cognitivos do controle motor, que a estratégia utilizada diante de um cenário (ambiente) origina-se da organização neural para prover um desenho de ação fundamentado nos objetivos, no contexto ambiental, e, particularmente, na atividade ou tarefa. Estas organizações são arranjadas no espaço e no tempo para executar forças eficazes que confrontem a perturbação. Diante da exposição repetida a perturbações inesperadas às estratégias posturais que, inicialmente, são executadas com ativação muscular excessiva, podem apresentar uma redução na magnitude de sua resposta, ou mudança da estratégia motora utilizada. No caso do presente estudo o resultado aponta que, mesmo diante de um aumento médio da área da elipse, a oscilação não foi suficiente para ocasionar alteração de estratégia motora, mantendo-se a estratégia do tornozelo como um pêndulo invertido para todos os grupos.

O ponto que difere o presente estudo aos demais correlacionados a partir da análise do comportamento do centro de pressão na postura ereta quieta com olhos aberto, por meio da plataforma de força, se dá pela averiguação da influência da movimentação cefálica no controle postural nas situações de aclone, declive e horizontal. Deste modo, os resultados constatados na comparação entre a condição cefálica 1 e 4, dentro de cada grupo, confirmam que os *inputs* cefálicos, dependendo da situação ou da tarefa de rotina diária que o indivíduo for realizar, modificam o comportamento do centro de pressão podendo ocasionar deslocamentos ântero–posterior, médio–lateral, ou ambos com alteração da área de oscilação e da velocidade média de oscilação do CoP, o que requer readequações das estratégias motoras de tornozelo, quadril e até do passo, dependendo da intensidade da movimentação cefálica. Os resultados foram evidentes, principalmente, para o grupo G3 ( $\geq 60$  anos) que apresentou predomínio para o deslocamento médio–lateral com modificação da área de oscilação e velocidade, tendo ênfase nas situações de inclinação em declive e plana. Os demais grupos avaliados também apresentaram alterações do CoP, contudo, com significância para o deslocamento ântero–posterior em aclone no grupo G1 (20 a 29 anos) e de acordo com a situação, o grupo G2 (30 a 59 anos) mostrou relevância para o deslocamento ântero–posterior (aclone e declive) e médio–lateral (declive e horizontal). Como os resultados de comparação entre os grupos não apresentaram diferença significativa, torna-se interessante reproduzir o estudo com um número da amostragem maior.



Os resultados encontrados constataram relevância para o contexto multiprofissional em relação aos seguintes aspectos:

1. Pelo fato da angulação de  $15^\circ$  parear-se as situações rotineiras de vidas diária como por exemplo, caminhar por uma ladeira, a utilização da plataforma de força em base inclinada com  $15^\circ$  (aclive e declive), bem como, a plana, contribui como ferramenta investigatória por evidência na área da fisioterapia. Deve ser ressaltado que o instrumento da plataforma de força é um mecanismo planejado e construído por profissionais da área da exatas, como por exemplo, a engenharia mecânica; este estudo enfatiza a importância da interação entre profissionais de diferentes áreas diante a objetivos pareados;
2. o conhecimento da resposta do CoP em situações de aclive, declive e horizontal, diante da movimentação cefálica corrobora a compreensão do controle postural durante a execução das atividades de vida diária, bem como, contribuir para o planejamento das estratégias terapêuticas que visa garantir o controle postural durante a realização de atividades de dupla tarefa, principalmente em idosos, uma vez que a interação entre o sistema nervoso e músculo–esquelético são modulados por mecanismos relacionados à atenção, experiência e contexto; e
3. os resultados do presente estudo instigam um novo olhar para as condições do planejamento das vias urbanas a respeito da acessibilidade, principalmente quando se consideram as mudanças epidemiológicas que estão sendo retratadas nas últimas décadas.

## 5 CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos entre o acoplamento da plataforma de força na base inclinada e platô horizontal, constata-se que seu desenvolvimento foi bem-sucedido. A plataforma de força acoplada na base com 15° de angulação, gerou instabilidade suficiente para avaliar o controle postural, principalmente sob as condições cefálicas 2 e 3, as quais se encontravam em movimento, porque mostrou diferença nos parâmetros de oscilação do centro de pressão nas direções AP e ML, área total de oscilação do CoP e velocidade média de oscilação do CoP.

Os resultados do presente estudo apontam que a oscilação do CoP na posição ereta quieta com olhos abertos se alteram diante das condições cefálicas 2 e 3, independente da situação de aclave, declive e horizontal. Entretanto, nas situações de aclave e declive, as condições 2 e 3 podem colocar os indivíduos em circunstâncias de maior instabilidade, podendo ser um preditor para quedas, principalmente nos grupos com faixa etária igual ou superior a 60 anos.

A análise comparativa no mesmo grupo, entre as condições cefálicas 1 e 4, aponta que há uma tendência a modificação do deslocamento do centro de pressão, principalmente para o sentido médio-lateral, nas situações de declive e horizontal a partir dos 30 anos. Ainda nesta análise, a partir dos 60 anos identificou-se modificações na área de oscilação e velocidade média de oscilação do centro de pressão.

Diante dos resultados obtidos, sugere-se novos estudos para averiguar o efeito das condições cefálicas 2 e 3 nas situações de aclave, declive e horizontal no controle postural em diferentes grupos de patologias.

## REFERÊNCIAS

- ABRAHAMOVÁ D, HLAVACKA F. Age-Related Changes of Human Balance during Quiet Stance. **Physiological Research**, v. 57, p. 957-964, 2008.
- ALEXANDRE, T. S. et al. Gender differences in incidence and determinants of disability in activities of daily living among elderly individuals: SABE study. **Archives of gerontology and Geriatrics**, v. 55, p. 431-437. 2012.
- ALMEIDA, S. T. Análise da estabilidade postural de idosos sedentários praticantes de exercício físico regular e atletas. **RBCEH**, v. 4, n. 1, p. 39-47, 2007.
- ALVES, L. C. et al. A influência das doenças crônicas na capacidade funcional dos idosos do município de São Paulo, Brasil. **Caderno Saúde Pública**, v. 23, n. 8, p. 1924-1930, 2007.
- AMADIO, A. C.; BARBANTI, V. J. **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Estação Liberdade, 2000.
- BARBOSA, R. C. **Controle postural de idosos em superfícies inclinadas: descritores clássicos e modernos**. Dissertação de Mestrado, 2014. 52f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e de Computação). Universidade Federal de Goiás, UFG, 2014.
- BELON, A. P.; BARROS, M. B. A; LEON, L. M. Mortality among adults: gender and socioeconomic differences in a Brazilian city. **BMC Public Health**, v. 12, n. 39, 2012.
- CAMARGO, M. R.; FREGONESI, C. E. P. T. A importância das informações aferentes podais para o controle postural. **Revista Neurociência**, v. 19, n. 1, p. 165-170, 2011.
- CARPENTER, M. G. et al. Influence of virtual reality on postural stability during movements of quiet stance. **Neuroscience letters**, v. 451, p. 227-231, 2009.
- CARVALHO, R. L.; ALMEIDA, G. L. Aspectos sensoriais e cognitivos do controle postural. **Revista Neurociências**, 2008.
- CHAVES, M. L. et al. Predictors of Normal and Successful Aging Among Urban-Dwelling Elderly Brazilians. **Journal Gerontology B Psychological Sciences and Social Sciences**, v. 64B, n. 5, p. 597-602, 2009.
- CRUZ, A.; OLIVEIRA, E. M. O.; MELO, S. I. L. Análise biomecânica do equilíbrio do idoso. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 18, n. 2, p. 96-99. 2010.
- DALLEAU, G. et al. Horizontal body and trunk center of mass offset and standing balance in scoliotic girls. **European Spine Journal**, v. 20, n. 1, p. 123-128, 2011.
- DAMAVANDI, M.; FARAHPOUR, N.; ALLARD, P. Determination of body segment masses and centers of mass using a force plate method in individuals of different morphology. **Medical engineering & physics**, v. 31, n. 9, p. 1187-1194, 2009.
- DANIEL, F. N. R. et al. Correlation between static balance and functional autonomy in elderly women. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 52, p. 111-114, 2011.

DONKER S. F. et al. Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. **Experimental brain Research**, p. 181: 1-11. 2007

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.

DUARTE, Y. A. O.; ANDRADE, C. L.; LEBRÃO, M. L. O Índice de Katz na avaliação da funcionalidade dos idosos. **Revista Escola Enfermagem USP**, v. 41, n. 2, p. 317-325, 2007.

EGERTON, T.; BRAUER, S. G.; CRESSWELL, A. G. The immediate effect of physical activity on standing balance in healthy and balance-impaired older people. **Australasian journal on ageing**, v. 28, n. 2, p. 93-96, 2009.

ERA, P. et al. Postural balance in a random sample of 7,979 subjects aged 30 years and over. **Gerontology**, v. 52, n. 4, p. 204-213, 2006.

FERREIRA, M.S. Ergonomia do envelhecimento: acessibilidade e mobilidade urbana no Brasil. **Revista Ergodesign & HCI**, v. 4, n. 1, 2016.

FREIRE, et al. Estudo da acessibilidade de idosos ao centro da cidade de Caratinga, MG. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, v. 16, n. 3, p. 541-558, 2013.

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

FUJIMOTO, M.; CHOU, L. S. Dynamic balance control during st-to-stand movement: An examination with the center of mass acceleration. **Journal Biomechanics**, v. 45, p. 543-548, 2012.

FUJIWARA, K. et al. Postural control adaptability to floor oscilation in the elderly. **J. Physiological Anthropology**, n. 26, p. 485-493, 2007.

GALERA, S. R. G. P. **Análise das variáveis eletromiográficas e da pressão plantar na marcha em active, declive e plano**. Tese de doutorado. 2011. 157f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2011.

GARKAVENKO, V. V. et al. Modifications of the Stabilogram during Upright Standing Posture under Conditions of Inclines of the Support Surface. **Neurophysiology**. v. 44, n. 2, p. 131-137, 2012.

GIL, A. W. et al. Relationship between force platform and two functional tests for measuring balance in the elderly. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 6, n. 15, p. 429-435, 2011.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and ageing**, v. 35, n. supl 2, p. 7-11, 2006.

- HORLINGS, C. G. C. et al. Vestibular proprioceptive influences on trunk movements during quiet standing. **Neuroscience**, v. 161, p. 904-914, 2009.
- JONES, S. L. et al. Responses to multi-directional surface translations involve redistribution of proximal versus distal strategies to maintain upright posture. **Experimental Brain Research**, v. 187, n. 3, p. 407-417, 2008.
- KIKUCH, E. H.; BISPO, N. N. C. Fatores associados a quedas durante a utilização de escadas por idosos institucionalizados. **Ciências Biológicas e Saúde**, v. 12, n. 2, p. 45-50, 2010.
- KIM, W. J.; CHANG, M.; AN, D. H. Effects of a Community-based Fall Prevention Exercise Program on Activity Participation. **Journal of Physical Therapy Sciences**, v. 26, p. 651-653, 2014.
- KLEINER, A. F. R.; SCHLITTLER, D. X. C.; SÁNCHEZ-ARIAS, M. D. R. O papel dos sistemas visual, vestibular, somatossensorial e auditivo para o controle postural, somatossensorial e auditivo para o controle postural. **Revista de Neurociência**, v. 19, n. 20, p. 349-357. 2011.
- KU, P. X. et al. Biomechanical evaluation of the relationship between postural control and body mass index. **Journal of Biomechanics**, v. 45, p. 1638-1642, 2012.
- LACOUR, M.; BERNARD-DEMANZE, L.; DUMITRESCU, M. Posture control, aging, and attention resources: Models and posture-analysis methods. **Clinical Neurophysiology**, v. 38, p. 411-421, 2008.
- LAY, A. N. et al. The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. **Journal of Biomechanics**, v. 39, p. 1621-1628, 2006.
- LEBRÃO, M. L.; LAURENTINI, R. Saúde, bem-estar e envelhecimento: o estudo SABE no município de São Paulo. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, v. 8, n. 2, p. 127-141, 2005.
- LEMONS, L. F. C., TEIXEIRA C. S.; MOTA, C. B. Uma revisão sobre centro de gravidade e equilíbrio corporal. **Revista Brasileira Ciência e Movimento**, v. 17, n. 4, p. 83-90, 2009.
- LEMONS, L. F. C.; RIBEIRO, J. S.; MOTA, C. B. Correlações entre o centro de massa e o centro de pressão em idosos ativos. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 23, n. 1, p. 31-39, 2015.
- LI, X.; ARUIN, A. S. The effect of short-term changes in the body mass on anticipatory postural adjustments. **Experimental Brain Research**, v. 181, p. 333-346, 2007.
- LIMA, K. M. O. B. F.; COSTA, K.; GUERRA, R. O. Instrumentos de avaliação do equilíbrio corporal em idosos. **Revista Brasileira Cineantropometria & Desempenho Humano**, v. 4, p. 408-413, 2007.
- LIN, D. et al. Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. **Gait & Posture**, v. 28, p. 337-342, 2008.

LIN, H. W.; BHATTACHARYYA, N. Balance disorders in the elderly: Epidemiology and functional impact. **Laryngoscope**, v. 122, p. 1858-1861, 2012.

LIPSHITS, M. I.; KAZENNIKOV, O. V. The role of proprioceptive information in programming of anticipatory postural components of voluntary movements. **Human Physiology**, vl. 34, n. 1, p. 73-78, 2008.

LOPES, M. S. **Análise da marcha de idosos durante a locomoção em plano inclinado e horizontal**. Dissertação de Mestrado. 75f. Dissertação. (Mestre em Educação Física) Universidade Federal do Paraná, 2012.

MACHADO, A. S.; SILVA, C. B. P.; ROCHA, F. C. Effets of plantar foot sensitivity manipulation on postural control of young and elderly. **Revista Brasileira Reumatologia**, v. 289, p. 7, 2016.

MANCKOUNDIA, P. et al. Clinical determinants of failure in balance tests in elderly subjects. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 47, p. 217-228, 2008.

MC INTOSH, A. S. et al. Gait dynamics on an inclined walkway. **Journal of Biomechanics**, v.39, p. 2491-2502, 2006.

MEZZARANE, R. A.; KOHN, A. F. Control of upright stance over inclined surfaces. **Experimental Brain Research**. v. 180, p. 377-388, 2007.

MIRANDA, V. C. R. **Desenvolvimento de uma plataforma instável com molas para avaliação do controle postural**. Tese de Doutorado, 2016. 82f. Tese. (Doutorado em Engenharia Mecânica na área de Projetos - Semiologia). Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, 2016.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. As informações sensoriais para o controle postural. **Fisioterapia em Movimento**, v. 19, n. 2, p. 11-18, 2006.

MÜJDECI, B.; AKSOY, S.; ATAS, A. Evaluation of balance in fallers and non-fallers elderly. **Brazilian journal of otorhinolaryngology**, v. 78, n. 5, p. 104-109, 2012.

NOBLE, J. W. et al. Locomotor strategies for walking up inclined surfaces in older adults. Abstract from the **14<sup>th</sup> Conference of the Canadian Society for Biomechanics**, Waterloo, ON, Canadá, 2006.

NORA, F. G. S. A. **Estudo do comportamento do centro de pressão no equilíbrio estático e dinâmico**. Tese de Doutorado, 2012. 119f. Tese (Doutorado em Fisioterapia). Universidade Federal de São Carlos.

PLANALTO CENTRAL. Lei n. 10.098, **Acessibilidade**. 2000. Disponível em: [www.planalto.gov.br/ccivil\\_03/\\_lei/2000/10098.htm](http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_lei/2000/10098.htm). Acesso em: 19 out. 2015.

PEREIRA, G. N. et al. Social and environmental factors associated with the occurrence of falls in the elderly. **Ciencia & Saúde coletiva**, v. 18, n. 12, p. 3507-3514, 2013.

PERRACINI, M. R.; RAMOS, L. R. Fatores associados a quedas em uma corte de idosos residentes na comunidade. **Revista de Saúde Pública**, v. 36, n. 6, p.709-716, dez. 2002.

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

PIMENTEL, R. M.; SCHEICHER, M. E. Comparação do risco de queda em idosos sedentários e ativos por meio da escala de equilíbrio de Berg. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 16, n. 1, p. 6-10, 2009.

PRENTICE, S. D. *et al.* Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. **Gait and Posture**. v.20, p.255-65, 2004.

SABCHUK, R. A. C.; BENTO, P. B.; RODACKI, A. L. F. Comparison between field balance tests and FORCE PLATFORM. **Revista Brasileira Medicina e Esporte**, v. 18, n. 6, nov./dez. 2012.

SANTOS, C. M. N.; DIAS, V. F. Q.; MAGAGNIN, R. C. Identificação do grau de acessibilidade em supermercados para usuários idosos. **Revista Nacional de Gerenciamento de Cidades**, v. 4, n. 26, p. 95-109, 2016.

SASAGAWA, S. et al. Balance control under different passive contributions of the ankle extensors: quiet standing on inclined surfaces. **Experimental Brain Research**. v. 196, p. 537-544, 2009.

SHIRATORI, T.; ARUIN, A. Modulation of anticipatory postural adjustment associated with unloading perturbation: effect of characteristics of a motor action. **Experimental Brain Research**, v. 178, n. 2, p. 206-215, 2007.

SILVA, C. R.; PICON, A. P.; KOHN, A. F. Avaliação do controle postural humano em superfícies inclinadas. **XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB**, 2014.

SILVA, Glauce Gonzaga. **Análise do equilíbrio dinâmico do membro inferior em uma situação de instabilidade provocada pela prancha de equilíbrio e tênis instáveis**. 2014. 92f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2014.

SOARES, A. V. A contribuição visual para o controle postural. **Revista de Neurociencia**, v. 18, n. 3, p. 370-379, 2010.

SOUZA, A. S. P. **Controle postural e marcha humana: análise multifactorial**. 2010. 112f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2010.

SOUZA, R. M; RODACKI. Gait analysis on incline and decline surfaces of adult and elderly women with different volume of weekly activities. **Revista Brasileira Medicina e Esporte**, v. 18, n. 4, p. 256-260, 2012.

STENHAGEN, M.; et al. accidental falls, health-related quality of life and life satisfaction: a prospective study of the General elderly population. **Archives of Gerontology and Geriatrics**. v. 58, n. 1, p. 95-100, 2014.

TEIXEIRA, C. L. Equilíbrio e controle postural. **Brazilian Journal of Biomechanics**, v. 11, n. 20, p. 30-40, 2010.

TEIXEIRA, C. S. et al. Avaliação da influência dos estímulos sensoriais envolvidos na manutenção do equilíbrio corporal em mulheres idosas. **Revista Brasileira Geriatria e Gerontologia**, v. 14, n. 3, p. 453-60, 2011.

TEIXEIRA, C. S.; KORBES, D.; ROSSI, A. G. Ruído e equilíbrio: aplicação da posturografia dinâmica em indústria gráfica. **Revista. CEFAC**, v. 13, n. 1, p. 92-101, 2011.

TOLEDO, D. R; BARELA, J. A. Diferenças sensoriais e motoras entre jovens e idosos: contribuição somatossensorial no controle motor. **Revista Brasileira Fisioterapia**, V. 14, n. 3, p. 267-275, 2010.

TOMOMITSU, M. R. S. V.; LEMOS, N. D.; PERRACINI, M. R. Prevalência e fatores associados à fragilidade em cuidadores idosos. **Geriatria & Gerontologia**. v. 4, p. 3-12, 2010.

UEDA, L. S.; CARPES, F. P. Relationship between foot sensibility and postural control in the young and elderly. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, v. 15, n. 2, p. 215-224, 2013.

VAN DER FITZ, I. B. M. et al. The development of postural adjustments during reaching in 6 to 18 months old infants. **Experimental Brain Research**. v. 126, p. 517-528, 1999a.

VAN DER FITZ, IBM. et al. Postural adjustments during spontaneous and goal-directed arm movements in the first half-year of life. **Behavioural Brain Research**, v. 106, p. 75-90, 1999b.

VISSER, J. E. et al. The clinical utility of posturography. **Clinical Neurophysiology**, v. 119, n. 11, p. 2424-2436, 2008.

VUILLERM, N. et al. How a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback modifies postural, control mechanisms during quiet standing. **Experimental Brain Research**, v. 181, p. 547-554, 2007.



## APÊNDICE A



## TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

NOME DO PARTICIPANTE: \_\_\_\_\_

DATA DE NASCIMENTO: \_\_/\_\_/\_\_. IDADE: \_\_\_\_

ENDEREÇO: \_\_\_\_\_

BAIRRO: \_\_\_\_\_ CIDADE: \_\_\_\_\_ ESTADO: \_\_\_\_\_

CEP: \_\_\_\_\_ FONE: \_\_\_\_\_.

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

declaro, para os devidos fins ter sido informado verbalmente e por escrito, de forma suficiente a respeito da pesquisa - **Análise do comportamento do centro de pressão na posição ereta quieta em situação de aclave, declive e horizontal diante da movimentação cefálica.** O projeto respalda-se na concepção de que o ajuste harmônico e sustentável do controle postural é um requisito imprescindível para a execução, com qualidade, das habilidades motoras durante as tarefas das atividades de vida diária e instrumental. Contudo, diante de atividades do dia a dia que possam desencadear instabilidades posturais, como subir e descer uma rampa, escada ou em superfície plana associada a movimentação da cabeça, estas podem caracterizar-se como fator de precipitação, levando a perda do equilíbrio corporal e ao risco de quedas. Deste modo, o objetivo do presente estudo é analisar o deslocamento do centro de pressão (CoP) em situações de aclave (subida) e declive (descida), bem como no plano horizontal (superfície reta), com segmento cefálico (cabeça) fixo e em movimento. A presente pesquisa utilizará um formulário de identificação e uma plataforma de força estável que será acoplada em uma rampa com inclinação de 15° de angulação e em uma superfície horizontal, a fim de ser aplicada como instrumento para avaliar o controle postural. Para a execução, os

participantes serão orientados a ficarem na postura de pé e parados, com olhos abertos (OA), braços ao longo do corpo e pés descalços, posicionado o mais confortável sobre a plataforma de força. Para cada situação avaliada – subida, descida e superfície reta, os participantes serão submetidos a um momento único e contínuo, pôr no máximo 70 segundos, para a aquisição das informações referentes às quatro condições que permeiam a cabeça com olhos abertos. Na primeira condição a cabeça deverá ficar direcionada para frente; na segunda condição, o participante deverá movimentar a cabeça em direção ao estímulo sonoro e na sequência, retornar a posição da cabeça para a frente; na terceira condição, o participante diante do segundo estímulo sonoro deverá realizar movimento rotacional da cabeça de modo contínuo e por fim, na quarta condição, após o comando verbal dado pelo pesquisador, o participante deverá parar a movimentação da cabeça, posicionando-a para frente, voltando a posição inicial (primeira condição). Cada situação – subida, descida, e superfície reta com suas quatro condições que permeiam a cabeça, serão repetidas três vezes por cada participante, com um minuto de descanso entre elas. Para identificar os momentos exatos das quatro condições que permeiam a cabeça, dentro das três situações avaliadas – subida, descida e superfície reta, será utilizado um decibelímetro. A coleta dos dados será realizada no Laboratório de Biomecânica da FEG/UNESP, em Guaratinguetá – SP, Brasil. A presente pesquisa será realizada de acordo com os requisitos da Resolução CNS Nº 466/2012 e suas complementares, objetivando a proteção dos sujeitos participantes, preservando os seus direitos, segurança, bem-estar, integridade, sigilo e privacidade durante todas as fases da pesquisa. O participante da pesquisa receberá uma via do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e garantia de manutenção do sigilo e da privacidade de informações fornecidas, pois não haverá divulgação personalizada das mesmas. A pesquisa apresenta o risco de desequilíbrio corporal durante a aplicação do processo avaliativo na base de suporte inclinada; e, buscando evitar o risco de queda, a base de suporte inclinada conterà com barras de proteção lateral para apoio manual dos sujeitos. Os sujeitos da pesquisa que vierem a sofrer o risco mencionado, além do direito à assistência integral, têm direito à indenização por parte do pesquisador. Também será garantida o ressarcimento perante as despesas vinculadas ao desenvolvimento da pesquisa, como transporte e alimentação. A participação na pesquisa não acarretará aos sujeitos nenhum custo, caso sinta-se desconfortável, o sujeito terá o direito de recusar-se a participar da pesquisa ou interrompê-la mesmo já tendo assinado este termo, tendo total liberdade de deixar de ser participante da pesquisa em qualquer momento, sem que isso venha a lhe acarretar algum prejuízo ou custo. A pesquisa é de responsabilidade da pesquisadora e da instituição na qual está sendo realizada, podendo ocorrer à suspensão do estudo e o

oferecimento de assistência necessário em relação às complicações e danos decorrente do risco previsto. A respeito dos benefícios, a pesquisadora, **Silvana Rocha da Silveira**, afirma que os dados coletados terão relevância concreta para futuras intervenções terapêuticas, destinadas às pessoas que apresentam déficit de equilíbrio corporal. Ficou claro que o projeto de pesquisa será conduzido por mim, **Silvana Rocha da Silveira**, do Programa de Pós-Graduação em **Engenharia Mecânica – Doutorado na área de Projetos**, orientado pelo Prof. **Dr. José Elias Tomazini**, pertencente ao quadro docente da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá/UNESP.

Guaratinguetá, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20\_\_

---

Assinatura do Participante

---

(Assinatura)  
Pesquisador Responsável  
Silvana Rocha da Silveira  
R. Melchior Félix Correa, 210, apto 132,  
Barranco, 12.041-077 , Taubaté-SP, Brasil  
Tel: +55 12 991202227  
Email: silvanarocha.silveira@hotmail.com

---

(Assinatura)  
Orientador  
Prof. Dr. José Elias Tomazini  
Av. Ariberto Pereira da Cunha, 333, Portal  
das Colinas, 12.516-410 – Guaratinguetá-SP,  
Brasil  
Tel: +55 12 3123-2849  
Email: tomazini@feg.unesp.br

**APÊNDICE B****FORMULÁRIO DE IDENTIFICAÇÃO**

**Pesquisa: Análise do comportamento do centro de pressão na posição ereta quieta em situação de aclave, declive e horizontal diante da movimentação cefálica.**

Nº \_\_\_\_\_ do formulário – Grupo: A (  ); B (  ); C (  )

Nome: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_

Sexo: (  ) Feminino (  ) Masculino

Altura: \_\_\_\_\_

Peso: \_\_\_\_\_

Nº de quedas no último anos: \_\_\_\_\_

## APÊNDICE C

### PARAMETROS MATLAB

```

%*****
%
% PARAMETROS
%
% T = TEMPO
% R = MATRIZ DAS FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO
% DEC = VETOR DOS VALORES DO DECIBELIMETRO
% T1_I = INSTANTE INICIAL DA FASE I
% T2_I = INSTANTE FINAL DA FASE I
% FREQ = FREQUENCIA DE AQUISICAO
% PER = PERIODO DE AQUISICAO
% D = DISTANCIA DAS CELULAS DE CARGA A SUPERFICIE DA PLATAFORMA
% H = DISTANCIA DA CÉLULA DE CARGA R5 A SUPERFICIE DA PLATAFORMA
% A = DISTANCIA ENTRE AS CELULAS DE CARGA
% MI = COEFICIENTE DE ATRITO ENTRE AS CELULAS DE CARGA E A SUP DE APOIO
% XCOP = COORDENADA X DO COP
% YCOP = COORDENADA Y DO COP
% DAP = DESLOCAMENTO ANTERO POSTERIOR
% DML = DESLOCAMENTO MEDIO LATERAL
% DIF_PERC= DIFERENCA PERCENTUAL ENTRE DAP E DML
% AREA = AREA DA ELIPSE COM EIXOS DAP E DML
% VMED = VELOCIDADE MEDIA DO COP
% VRCOP = MODULO DE VELOCIDADE INSTANTANEA DO COP
%
clear all
clc
%
% LEITURA DO ARQUIVO EXCEL ('NOME.XLS')
%
dados=xlsread('sld1.xls');
t=dados(:,1);
r=dados(:,2:6);
dec=dados(:,7);
%
%
% GRAFICO DA CELULA DE CARGA R1 E DO DECIBELIMETRO PARA DETERMINAÇÃO
% DOS INSTANTES INICIAL E FINAL DE CADA FASE
%
% A SEGUIR CLIQUE COM O MOUSE NOS INSTANTES INICIAL E FINAL DE CADA FASE
%
%
subplot(2,1,1);
plot(t,r(:,1),'b-');grid on;
subplot(2,1,2)
plot(t,dec,'r-');grid on;
[tp,yp]=ginput(7);
t1_1=tp(1);
t2_1=tp(2);
t1_2=tp(3);
t2_2=tp(4);
t1_3=tp(5);
t2_3=tp(6);
t2_4=tp(7);
t1_4=t2_4-7;
tempos=[t1_1,t2_1,t1_2,t2_2,t1_3,t2_3,t1_4,t2_4];

```

```

freq=25;
per=1/freq;
d=39.4;
h=42;
a=452;
mi=0.01;
%
%
%*****
% fase 1
%
ind1_1=round(t1_1/per);
ind2_1=round(t2_1/per);
intervalo_1= ind2_1 - ind1_1 +1;
r_1=r(ind1_1:ind2_1,:);
t_1=t(ind1_1:ind2_1);
soma_r_1= r_1(:,1)+r_1(:,2)+r_1(:,3)+r_1(:,4);
xcop1=((r_1(:,2)+r_1(:,3))*a - mi* d*soma_r_1+r_1(:,5)*h)./soma_r_1;
ycop1=((r_1(:,1)+r_1(:,2))*a)./soma_r_1;
dap(1)= max(xcop1)-min(xcop1);
dml(1)= max(ycop1)-min(ycop1);
rcop1=sqrt(xcop1.^2 + ycop1.^2);
vxcop1(1)=0;
vycop1(1)=0;
for i=2:intervalo_1;
    vxcop1(i)=(xcop1(i)-xcop1(i-1))/(t_1(i)-t_1(i-1));
    vycop1(i)=(ycop1(i)-ycop1(i-1))/(t_1(i)-t_1(i-1));
end
vrcop1=sqrt(vxcop1.^2+vycop1.^2);
area(1)= pi*(dap(1)/2)*(dml(1)/2);
dif_perc(1)=100*(dap(1)-dml(1))/dml(1);
vmed1=mean(vrcop1);
%
%
%*****
% fase 2
%
ind1_2=round(t1_2/per);
ind2_2=round(t2_2/per);
intervalo_2= ind2_2 - ind1_2 +1;
r_2=r(ind1_2:ind2_2,:);
t_2=t(ind1_2:ind2_2);
soma_r_2= r_2(:,1)+r_2(:,2)+r_2(:,3)+r_2(:,4);
xcop2=((r_2(:,2)+r_2(:,3))*a - mi* d*soma_r_2+r_2(:,5)*h)./soma_r_2;
ycop2=((r_2(:,1)+r_2(:,2))*a)./soma_r_2;
dap(2)= max(xcop2)-min(xcop2);
dml(2)= max(ycop2)-min(ycop2);
rcop2=sqrt(xcop2.^2 + ycop2.^2);
vxcop2(1)=0;
vycop2(1)=0;
for i=2:intervalo_2;
    vxcop2(i)=(xcop2(i)-xcop2(i-1))/(t_2(i)-t_2(i-1));
    vycop2(i)=(ycop2(i)-ycop2(i-1))/(t_2(i)-t_2(i-1));
end
vrcop2=sqrt(vxcop2.^2+vycop2.^2);
area(2)= pi*(dap(2)/2)*(dml(2)/2);
dif_perc(2)=100*(dap(2)-dml(2))/dml(2);
vmed2=mean(vrcop2);
%
%
%*****

```

```

% fase 3
%
ind1_3=round(t1_3/per);
ind2_3=round(t2_3/per);
intervalo_3= ind2_3 - ind1_3 +1;
r_3=r(ind1_3:ind2_3,:);
t_3=t(ind1_3:ind2_3);
soma_r_3= r_3(:,1)+r_3(:,2)+r_3(:,3)+r_3(:,4);
xcop3=((r_3(:,2)+r_3(:,3))*a - mi* d*soma_r_3+r_3(:,5)*h)./soma_r_3;
ycop3=((r_3(:,1)+r_3(:,2))*a)./soma_r_3;
dap(3)= max(xcop3)-min(xcop3);
dml(3)= max(ycop3)-min(ycop3);
rcop3=sqrt(xcop3.^2 + ycop3.^2);
vxcop3(1)=0;
vycop3(1)=0;
for i=2:intervalo_3;
    vxcop3(i)=(xcop3(i)-xcop3(i-1))/(t_3(i)-t_3(i-1));
    vycop3(i)=(ycop3(i)-ycop3(i-1))/(t_3(i)-t_3(i-1));
end
vrcop3=sqrt(vxcop3.^2+vycop3.^2);
area(3)= pi*(dap(3)/2)*(dml(3)/2);
dif_perc(3)=100*(dap(3)-dml(3))/dml(3);
vmed3=mean(vrcop3);
%
%
%*****
% fase 4
%
ind1_4=round(t1_4/per);
ind2_4=round(t2_4/per);
intervalo_4= ind2_4 - ind1_4 +1;
r_4=r(ind1_4:ind2_4,:);
t_4=t(ind1_4:ind2_4);
soma_r_4= r_4(:,1)+r_4(:,2)+r_4(:,3)+r_4(:,4);
xcop4=((r_4(:,2)+r_4(:,3))*a - mi* d*soma_r_4+r_4(:,5)*h)./soma_r_4;
ycop4=((r_4(:,1)+r_4(:,2))*a)./soma_r_4;
dap(4)= max(xcop4)-min(xcop4);
dml(4)= max(ycop4)-min(ycop4);
rcop4=sqrt(xcop4.^2 + ycop4.^2);
vxcop4(1)=0;
vycop4(1)=0;
for i=2:intervalo_4;
    vxcop4(i)=(xcop4(i)-xcop4(i-1))/(t_4(i)-t_4(i-1));
    vycop4(i)=(ycop4(i)-ycop4(i-1))/(t_4(i)-t_4(i-1));
end
vrcop4=sqrt(vxcop4.^2+vycop4.^2);
area(4)= pi*(dap(4)/2)*(dml(4)/2);
dif_perc(4)=100*(dap(4)-dml(4))/dml(4);
vmed4=mean(vrcop4);
%
%
% RESULTADOS
%
fase=[1 2 3 4];
vmed=[vmed1 vmed2 vmed3 vmed4];
resultados=[fase',dap',dml',dif_perc',area',vmed'];
%
%
%*****
% graficos
%

```

```

%
subplot(2,4,1)
plot(xcop1,ycop1,'b-', 'linewidth',1);grid on;
title('YCOP X XCOP - FASE 1');
xlabel('xcop [mm]'),ylabel('ycop [mm]');
%
%
subplot(2,4,2)
plot(xcop2,ycop2,'r-', 'linewidth',1);grid on;
title('YCOP X XCOP - FASE 2');
xlabel('xcop [mm]'),ylabel('ycop [mm]');
%
%
subplot(2,4,3)
plot(xcop3,ycop3,'g-', 'linewidth',1);grid on;
title('YCOP X XCOP - FASE 3');
xlabel('xcop [mm]'),ylabel('ycop [mm]');
%
%
subplot(2,4,4)
plot(xcop4,ycop4,'m-', 'linewidth',1);grid on;
title('YCOP X XCOP - FASE 4');
xlabel('xcop [mm]'),ylabel('ycop [mm]');
%
%
subplot(2,4,5)
plot(t_1,vrcop1,'b-');grid on;
title('VRCOP X TEMPO - FASE 1');
xlabel('rcop [mm]'),ylabel('vrcop [mm/s]');
%
%
subplot(2,4,6)
plot(t_2,vrcop2,'r-');grid on;
title('VRCOP X TEMPO - FASE 2');
xlabel('rcop [mm]'),ylabel('vrcop/s [mm]');
%
%
subplot(2,4,7)
plot(t_3,vrcop3,'g-');grid on;
title('VRCOP X TEMPO - FASE 3');
xlabel('rcop [mm]'),ylabel('vrcop [mm/s]');
%
%
subplot(2,4,8)
plot(t_4,vrcop4,'m-');grid on;
title('VRCOP X TEMPO - FASE 4');
xlabel('rcop [mm]'),ylabel('vrcop [mm/s]');
%
%
% *****
% Saída de dados em arquivo
disp(' resultados ');
disp(' ');
disp(' FASE DAP DML DIF_PERC AREA VMED ');
disp(' [mm]; [mm] [%] [mm^2] [mm/s] ');
disp(' ')
disp(resultados)
%
format short
xlswrite('r_sld1.xls',resultados)

```