

**VANIA CRISTINA DOS REIS MIRANDA**

**Desenvolvimento de uma plataforma instável com molas para avaliação do controle postural**

Guaratinguetá  
2016

**Vania Cristina Dos Reis Miranda**

**Desenvolvimento de uma plataforma instável com molas para avaliação do controle postural**

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 (Semiologia).

Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini  
Co-orientadora: Dr<sup>a</sup>. Eugênia Casella Tavares de Mattos

Guaratinguetá  
2016

Miranda, Vania Cristina dos Reis

M672d      Desenvolvimento de uma plataforma instável com molas para avaliação do controle postural / Vania Cristina dos Reis Miranda. – Guaratinguetá, 2016  
80 f. : il.

Bibliografia: f. 65-74

Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2016.

Orientadora: Prof. Dr. José Elias Tomazini

Coorientadora: Prof.<sup>a</sup>. Dr.<sup>a</sup> Eugênia Casella Tavares de Mattos

1. Biomecânica 2. Postura humana 3. Metodos de simulação. Título

CDU |612.766(043)

*VANIA CRISTINA DOS REIS MIRANDA*

ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE  
"DOUTORA EM CIÊNCIAS"

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA  
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

  
Prof. Dr. José Antonio Perrella Balestieri  
Coordenador

*BANCA EXAMINADORA:*

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

  
Prof. Dr. MARCELO SAMPAIO MARTINS  
UNESP-FEG

  
Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO  
UNESP-FEG

  
Prof. Dr. ALEX SANDRA OLIVEIRA DE CERQUEIRA  
SOARES  
USITAU

  
Prof. Dr. PAULO JOSÉ DE OLIVEIRA CORTEZ  
FMIT

*Julho de 2016*

## **DADOS CURRICULARES**

### **VANIA CRISTINA DOS REIS MIRANDA**

NASCIMENTO	14.07.1984 – Pindamonhangaba / SP
FILIAÇÃO	Carlos Alberto Miranda Ana Maria dos Reis Miranda
2004/2008	Curso de Graduação Fisioterapia – Faculdade de Pindamonhangaba
2009/2011	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica na área de Projetos (Semiologia), nível de Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.
2012/2016	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica na área de Projetos (Semiologia), nível de Doutorado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.
2014/2015	Estágio de Doutorado Sanduíche no Laboratório G-SCOP no Institut Polytechnique de Grenoble, França, com a bolsa PDSE do programa da CAPES.

Dedico este trabalho às minhas avós Maria de Jesus Oliveira Reis e Anilda Miranda pelo exemplo de coragem e dedicação e por nunca me deixarem desistir.

Aos meus pais Carlos Alberto Miranda e Ana Maria dos Reis Miranda, pela dedicação, confiança e pela contribuição na minha formação pessoal e profissional.

A toda minha família e amigos, que sempre foram presentes em minha vida motivando-me a lutar pelos meus sonhos.

Muito obrigada!

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente gostaria de agradecer a Deus, que está sempre em primeiro lugar na minha vida dando-me saúde e forças para permanecer sempre fiel diante de todas as situações.

ao meu orientador Prof. Dr. *José Elias Tomazini*, que acreditou em mim e foi exemplo de dedicação em tudo que faz.

à minha co-orientadora e amiga Dr<sup>a</sup>. *Eugênia Casella Tavares de Mattos* por toda força e motivação.

ao Prof. *Guillaume Thomann* pela acolhida, pela orientação e colaboração durante a elaboração deste trabalho e por tornar possível o desenvolvimento deste estágio na França.

aos amigos que me acolheram na França e, cada um, de uma forma única, contribuiu para a realização deste trabalho.

aos amigos *Marcel Gois, Werna Karenina Sousa e seu filho Arthur, e Marcelo Guimarães* por todo apoio, suporte e amizade.

aos amigos e funcionários do Laboratório G-SCOP pela paciência e suporte na realização do estágio no exterior.

aos professores e funcionários do Departamento de Mecânica da FEG:

aos funcionários da pós-graduação da FEG, por todo auxílio e compreensão.

aos meus pais e minha família por toda ajuda, pelo amor e carinho que me deram a todo momento.

aos amigos, por compreenderem e ajudarem em todos os momentos, pela presença e cumplicidade.

aos professores e amigos da Fundação Universitária Vida Cristã, pelo incentivo e confiança.

à CAPES, pelo apoio recebido para o desenvolvimento deste trabalho.

## RESUMO

A avaliação do controle postural é importante para o diagnóstico e monitoramento dos distúrbios de equilíbrio observados em várias situações e grupos populacionais, como os idosos, pelas conseqüentes quedas, que causam grande impacto na vida social desta população. Embora existam inúmeras ferramentas qualitativas e quantitativas para esta avaliação, é possível observar algumas limitações como a subjetividade de alguns testes, a complexidade dos equipamentos e divergência no uso de alguns instrumentos, tais como a espuma. Dentro deste contexto, os objetivos deste estudo foram desenvolver uma plataforma de força com molas para a avaliação do controle postural e verificar se as molas propostas são capazes de gerar instabilidade suficiente para esta avaliação em dois grupos, de adultos jovens e idosos, ambos saudáveis, a partir dos parâmetros do centro de pressão, e também verificar se o Kinect da Microsoft<sup>®</sup> é capaz de captar as oscilações do centro de massa de jovens adultos sobre a plataforma instável. Essa plataforma de força instável com molas foi elaborada para avaliar os parâmetros relacionados ao centro de pressão (CoP) e posteriormente 12 adultos jovens e 12 idosos saudáveis foram avaliados sob as condições com olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF) sobre plataforma de força estável e instável. Uma outra plataforma com molas foi construída no Laboratório GSCOP (INP Grenoble – França) com o intuito de avaliar o controle postural de 20 adultos jovens saudáveis, associado aos dados provenientes do Kinect. Foi observado que no grupo de adultos jovens houve uma maior oscilação média na direção antero-posterior (AP) do CoP na plataforma instável, principalmente com olhos abertos, assim como um aumento na área de oscilação total do CoP. Para os idosos esse aumento ocorreu nos parâmetros de oscilação média na direção AP e médio lateral (ML) nas condições de olhos abertos e fechados, e a área de oscilação também aumentou na condição com olhos fechados. Os resultados com o Kinect ressaltaram um aumento significativo somente da oscilação AP do centro de massa (CM) sobre a plataforma instável com olhos fechados. A plataforma com molas foi capaz de gerar instabilidade suficiente para avaliar o controle postural e pode ser útil para identificar risco de quedas. O Kinect foi capaz de detectar maior oscilação do CM em situações mais desafiadoras. Porém são necessários mais estudos para investigar o efeito de mola no controle postural.

**PALAVRAS-CHAVE:** Equilíbrio postural. Avaliação do Equilíbrio Postural. Envelhecimento. Plataforma de força. Microsoft<sup>®</sup> Kinect.

## ABSTRACT

The assessment of postural control is important for the diagnosis and monitoring of balance disorders observed in several situations and population groups such as the elderly, by the consequent falls which cause great impact on the social life of this population. Although there are numerous qualitative and quantitative tools for this evaluation, it is possible to observe some limitations as the subjectivity of some tests, the complexity of the equipment and divergence in the use of some instruments, such as the foam. Within this context, the objectives of this study were to develop a force platform with springs for assessment of postural control and verify if the proposed springs are able to generate sufficient instability for this evaluation in two groups, young adults and older, both healthy, from the center of pressure parameters, and also to check if the Microsoft Kinect is able to capture the center of mass movements of young adults on the unstable platform. This unstable force plate with springs was developed to evaluate the parameters of center of pressure (CoP) and 12 healthy young adults and 12 healthy elderly were evaluated under the conditions with opened eyes (OE) and closed eyes (CE) on stable and unstable force platform. Another platform with springs was built in Laboratory GSCOP (INP Grenoble - France) to assess postural control of 20 younger adults, with data center of mass from the Kinect. It was observed that in young adults group had a average oscilation of anteroposterior (AP) displacement significant increase on the platform unstable, especially with opened eyes and an increase in the oscillation area. For elderly this significant increase occurred in the parameters oscillation's CoP AP and medial-lateral (ML) CoP displacement in the conditions of opened and closed eyes, the oscillation's area also increased with closed eyes. The results with Kinect highlighted a significant increase only oscillation's AP of the center of mass (CM) over unstable force platform with closed eyes. The platform with springs was able to generate enough instability to assess postural control and can be useful for identifying falls risk. Kinect was able to detect greater CM sway in more challenging situations. But more studies are required to investigate the spring effect on postural control.

**KEYWORDS:** Postural balance. Assessment of postural balance. Aging. Force plate. Microsoft<sup>®</sup> Kinect.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 –	Condições sensoriais avaliadas no Teste Clínico de Integração Sensorial e Equilíbrio .....	22
Figura 2 –	Foto ilustrativa do Kinect® V2 (A) e os componentes no modelo V1 (B).....	28
Figura 3 –	Modelo do esqueleto obtido pelo Kinect da Microsoft com os pontos anatômicos .....	29
Figura 4 –	Desenho com a disposição das células de carga em relação à superfície de apoio .....	31
Figura 5 –	Desenho esquemático (A) e Imagem (B) da plataforma de força com molas desenvolvida no Departamento de Mecânica da FEG/UNESP .....	32
Figura 6 –	Gráfico do comportamento do deslocamento pela força das molas a partir da curva de tendência dos 4 sensores S1, S2, S3, S4 (A); e imagem do experimento para determinação da rigidez das molas com um sensor de deslocamento e massas conhecidas colocadas no centro da plataforma (B).....	33
Figura 7 –	Imagem da instalação completa necessária para o experimento com a plataforma instável e sistema de aquisição.....	34
Figura 8 –	Ilustração das forças de reação do solo e os eixos x, y e z para determinação da direção e sentido do $x_{CoP}$ e $y_{CoP}$ .....	35
Figura 9 –	Curva de oscilação do CoP de um adulto jovem saudável na condição de olhos abertos. ....	36
Figura 10 –	Desenho da plataforma instável com molas construída pela plataforma Gi-Nova .....	39
Figura 11 –	Desenho da placa de alumínio e da base de suporte média da plataforma instável .....	39
Figura 12 –	Desenho da base inferior da plataforma instável .....	40
Figura 13 –	Desenho da plataforma instável mostrando os sensores utilizados.....	41
Figura 14 –	Disposição dos equipamentos utilizados para a realização do experimento com o Kinect no Laboratório G-SCOP.....	43
Gráfico 1 –	Oscilação média do CoP na direção AP do grupo dos adultos jovens nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável	

	e instável.....	46
Gráfico 2 –	Oscilação média do CoP na direção AP do grupo de idosos nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável.....	49
Gráfico 3 –	Oscilação média do CoP na direção ML do grupo dos adultos jovens nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável.....	51
Gráfico 4 –	Oscilação média do CoP na direção ML do grupo de idosos nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável.....	53
Gráfico 5 –	Área de oscilação total do CoP do grupo dos adultos jovens nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável.....	55
Gráfico 6 –	Área de oscilação total do CoP do grupo de idosos nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável.....	56
Gráfico 7 –	Velocidade média de oscilação do CoP do grupo dos adultos jovens nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável.....	57
Gráfico 8 –	Velocidade média de oscilação do CoP do grupo de idosos nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável.....	58
Gráfico 9 –	Oscilação média na direção AP do CM do grupo dos adultos jovens nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável.....	60
Gráfico 10 –	Oscilação média na direção ML do CM do grupo dos adultos jovens nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável.....	62

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AP	Antero-posterior
BRU™	Balance Rehabilitation Unit
CM	Centro de massa
CoP	Centro de Pressão
CTSIB	Clinical Test of Sensory Interaction and Balance
G1	Grupo 1
G2	Grupo 2
ML	Médio lateral
OA	Olhos Abertos
OAE	Olhos Abertos Estável
OAI	Olhos Abertos Instável
OF	Olhos Fechados
OFE	Olhos Fechados Estável
OFI	Olhos Fechados Instável
SDK	Software Development Kit

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	13
1.1	OBJETIVOS .....	15
1.1.1	<b>Objetivo gerais</b> .....	15
1.1.2	<b>Objetivos específicos</b> .....	16
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	17
2.1	EQUILÍBRIO E CONTROLE POSTURAL .....	17
2.1.1	<b>Equilíbrio Postural</b> .....	17
2.1.2	<b>Controle Postural</b> .....	17
2.2	ALTERAÇÕES DO CONTROLE POSTURAL PELO ENVELHECIMENTO .....	19
2.3	AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL .....	20
2.4	OUTROS INSTRUMENTOS UTILIZADOS PARA AVALIAR O CONTROLE POSTURAL .....	23
2.5	O KINECT E SUAS APLICAÇÕES CLÍNICAS .....	27
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA</b> .....	31
3.1	EXPERIMENTO DESENVOLVIDO NO LABORATÓRIO DE BIOMECÂNICA (FEG/UNESP – BRASIL).....	31
3.1.1	<b>Análise de dados</b> .....	34
3.1.2	<b>Sujeitos</b> .....	37
3.1.3	<b>Protocolo experimental</b> .....	37
3.2	EXPERIMENTO DESENVOLVIDO NO LABORATÓRIO GSCOP (INP GRENOBLE – FRANÇA) .....	38
3.2.1	<b>Características do Kinect da Microsoft®</b> .....	42
3.2.2	<b>Análise de dados</b> .....	42
3.2.3	<b>Sujeitos</b> .....	43
3.2.4	<b>Protocolo Experimental</b> .....	44
3.2.5	<b>Análise estatística</b> .....	44
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	45
4.1	ANÁLISE DA OSCILAÇÃO MÉDIA DO COP NA DIREÇÃO AP .....	45
4.2	ANÁLISE DA OSCILAÇÃO MÉDIA DO COP NA DIREÇÃO ML.....	50
4.3	ANÁLISE DA ÁREA DE OSCILAÇÃO TOTAL DO COP .....	54
4.4	ANÁLISE DA VELOCIDADE MÉDIA DE OSCILAÇÃO DO COP .....	56

4.5	ANÁLISE DA OSCILAÇÃO MÉDIA AP E ML DO CENTRO DE MASSA ATRAVÉS DO KINECT .....	60
5	<b>CONCLUSÃO</b> .....	64
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	65
	<b>APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido</b> .....	75
	<b>APÊNDICE B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido utilizado na pesquisa realizada no Laboratório G-SCOP</b> .....	77
	<b>APÊNDICE C – Dimensões da placa superior (superfície de apoio) da plataforma instável</b> .....	78
	<b>APÊNDICE D – Dimensões do quadro de suporte superior da plataforma instável</b> .....	79
	<b>APÊNDICE E – Dimensões do quadro de suporte inferior da plataforma instável</b> .....	80

## 1 INTRODUÇÃO

A natureza bípede do ser humano requer constantemente mecanismos de controle da postura, tendo em vista a ação desestabilizadora da gravidade frente aos movimentos de cada membro do corpo humano. O controle postural é essencial para várias tarefas da vida diária, como caminhar, deitar, levantar e também para atividades esportivas (DUARTE; FREITAS, 2010), e tem sido estudado sob diferentes formas de experimentos, sendo a maioria com tarefas que requerem a manutenção da postura ereta (LORD; CLARK; WEBSTER, 1991). O controle postural é um processo dinâmico e complexo capaz de integrar os sistemas sensoriais visuais, somatossensorial e vestibular, para regular o equilíbrio em diversas situações de instabilidade (GAGEY e WEBER, 2000) e é a base na qual todo movimento é organizado e executado (MASSION, 1992).

Sabe-se que com o processo de envelhecimento há alterações sensoriais e motoras importantes para o controle postural e estas têm sido amplamente investigadas (CORRIVEAU et al., 2004), pois uma das principais consequências que tem sido atribuída ao declínio do desempenho do sistema de controle postural é a queda (TINETTI; SPEECHLEY; GINTER, 1988; SHUMWAY-COOK et al., 1997).

A queda provoca uma série de consequências como imobilidade prolongada no leito, aumento de hospitalizações com risco de desenvolver mais doenças, desenvolvimento de incapacidades e até a morte (BRASÍLIA, 2006).

Devido a grande complexidade do controle postural somada aos distúrbios de equilíbrio que podem ser encontrados em diversas populações, como a população idosa (CORRIVEAU et al., 2004), este assunto tem sido tema de investigação há muitos anos.

Para tanto, uma das ferramentas mais utilizadas para a avaliação do controle postural é a posturografia, através de plataforma de força (DUARTE; FREITAS, 2010). Esse recurso tem sido, por muito tempo, a principal ferramenta biomecânica para a compreensão do equilíbrio postural (GURFINKEL; LIPSHITS; POPOV, 1974 apud DUARTE; HARVEY; ZATSIORSKY, 2000), porque ele é muito sensível e permite a identificação das pequenas mudanças no padrão postural (ERA et al., 2006).

Outro recurso tecnológico muito utilizado é o sistema de câmeras tridimensionais, que fornecem uma análise precisa e detalhada do equilíbrio (JASPERS et al., 2011) e, atualmente o uso do Kinect da Microsoft® tem sido um instrumento muito estudado para a investigação do movimento humano, inclusive na avaliação do equilíbrio postural (CLARK et al., 2012; DUTTA, 2012; YEUNG et al., 2014; YANG et al., 2014).

O Kinect, por ser um equipamento de fácil transporte, dispensa uso de marcadores e ser de baixo custo, comparado ao sistema de câmeras tridimensionais (CLARK et al., 2012; JIANG; JIE, 2013), vem sendo utilizado também para analisar parâmetros espaço-temporais da marcha humana (SPRINGER; YOGEV SELIGMANN, 2016), para avaliar padrões de movimentos característicos de grupos específicos, como indivíduos com Parkinson (GALNA et al., 2014), e para intervenção terapêutica (VERNADAKIS et al., 2014).

Mas sabe-se que a análise posturográfica através de plataformas de força é a ferramenta mais utilizada na investigação científica da fisiopatologia complexa dos distúrbios do equilíbrio (VISSER et al., 2008), sendo pouco utilizada na prática clínica dos profissionais, pois, essas plataformas de força profissionais, são caras, altamente específicas e limitadas aos seus programas, oferecendo apenas os parâmetros programados, o que impede a possibilidade de ajustar os dados de acordo com grupos ou doenças específicas e outras variáveis obtidas a partir de medições do centro de pressão plantar (CoP) (CHAUDHRY et al., 2011).

Além disso, a posturografia também contribui para estudar, comparar e avaliar os testes clínicos de equilíbrio postural com tipos de medidas obtidas pela plataforma de força (KARLSSON; FRYKBERG, 2000).

Portanto, a avaliação clínica do equilíbrio corporal tem uma ampla variedade de testes de campo, com diferentes protocolos e metodologias (LIMA; COSTA; GUERRA, 2007), de fácil aplicação e de baixo custo. Estes testes são capazes de discriminar grandes diferenças na capacidade de manter o equilíbrio (SABCHUK; BENTO; RODACKI, 2012), no entanto, eles são limitados porque fornecem de uma maneira ampla e subjetiva as potenciais anormalidades na regulação do equilíbrio e podem ter diferentes interpretações entre examinadores e pontuação subjetiva (JACOBS et al., 2006).

O Teste Clínico de Integração Sensorial e Equilíbrio (CTSIB) é um teste muito utilizado para avaliar o equilíbrio postural (HORAK, 1997). Este teste de avaliação clínica tem por objetivo investigar a organização dos inputs sensoriais do controle postural (SHUMWAY-COOK; HORAK, 1986), capaz de detectar dependências sensoriais no controle do equilíbrio postural (COHEN; BLATCHLY; GOMBASH, 1993) e é útil como preditor de quedas (SHUMWAY-COOK; HORAK, 1986), além de ter boa correlação com a posturografia (EL-KASHLAN, 1998).

Este teste de avaliação clínica dinâmica utiliza uma espuma a fim provocar uma perturbação na informação sensorial na superfície de apoio, além de identificar se há uma maior dependência desse sistema para o controle do equilíbrio postural para cada indivíduo investigado (SHUMWAY-COOK; HORAK, 1986).

Em vários estudos a espuma é utilizada como instrumento perturbador do sistema somatossensorial na avaliação do controle postural colocada sobre a plataforma de força para uma investigação mais objetiva (NORRÉ, 1993; PATEL et al., 2008).

No entanto, alguns estudos indicam que as propriedades físicas da espuma, particularmente a densidade e a resistência do material, podem influenciar a precisão da avaliação postural (CHAIKEEREE; SAENGSIRISUWAN; CHINSONGKRAM, 2015; PATEL et al., 2008; WU; CHIANG, 1996).

Sendo assim, na busca de encontrar uma forma alternativa de avaliar o controle postural por meio de instrumentos de fácil acesso no laboratório de biomecânica da FEG e para minimizar as limitações encontradas na literatura pelo uso de espuma para a avaliação da função sensorial de forma mais desafiadora, uma plataforma de força foi adaptada com um suporte composto por molas. Essa plataforma permite gerar instabilidade por meio de quatro molas instaladas nos quatro cantos da mesma e observar a posição do CoP em tempo real, através de quatro células de carga.

E para obter mais dados sobre o uso da mola como instrumento perturbador do sistema somatossensorial foi proposta a construção de uma plataforma de força instável no Laboratório G-SCOP do Institut Polytechnique de Grenoble, França, associada a utilização do Kinect da Microsoft®.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivos gerais

Os objetivos deste estudo foram desenvolver uma plataforma de força com molas para a avaliação do controle postural e demonstrar a aplicabilidade deste instrumento para auxiliar a investigação de distúrbios de equilíbrio e na predição de quedas.

Verificar se as molas propostas são capazes de gerar instabilidade suficiente para avaliar o controle postural de adultos jovens e idosos, ambos saudáveis, a partir dos parâmetros do centro de pressão.

E verificar se o Kinect da Microsoft® é capaz de captar as oscilações do centro de massa de jovens adultos saudáveis sobre a plataforma instável, para posteriormente utilizá-lo como ferramenta auxiliar na avaliação do controle postural.

### **1.1.2 Objetivos específicos**

Avaliar os parâmetros de oscilação média do centro de pressão (CoP) na direção anteroposterior (AP) e médio lateral (ML), área e velocidade média de oscilação do CoP através da plataforma de força na população adulta jovem e idosa saudáveis.

Avaliar os parâmetros de oscilação média do centro de massa (CM) na direção AP e ML através do Kinect na população jovem.

## **2 REVISÃO DE LITERATURA**

Atualmente, o controle postural tem sido um dos grandes temas de investigação clínica e científica, devido sua grande importância para o diagnóstico dos distúrbios do equilíbrio, previsão de quedas e análise postural para diferentes grupos populacionais (HORAK, 2006). Além disso, é de grande utilidade em diferentes áreas como no esporte, reabilitação e no diagnóstico de patologias com distúrbios de equilíbrio (ALVARENGA et al., 2011).

Para tanto é importante que se compreenda os conceitos e o funcionamento complexo do controle postural.

### **2.1 EQUILÍBRIO E CONTROLE POSTURAL**

#### **2.1.1 Equilíbrio Postural**

O equilíbrio é um componente essencial para que um indivíduo mantenha uma postura e realize suas atividades de vida diária, prática de atividade física e esportiva, entre outras funções (DUARTE; FREITAS, 2010).

Desta forma, o equilíbrio é a capacidade de manter a posição do corpo dentro de sua base de apoio, seja ela estática ou móvel (CYARTO et al., 2008), que requer ajustes constantes da atividade muscular e do posicionamento articular (NASHNER, 1993).

O equilíbrio pode ser dividido, didaticamente, em dois componentes, o equilíbrio estático e o equilíbrio dinâmico. O equilíbrio estático é o controle de uma postura particular do corpo com um mínimo de oscilação (CYARTO et al., 2008; SILVEIRA et al., 2006). O equilíbrio dinâmico é a utilização de informações internas e externas associada à ativação muscular como reação às perturbações de estabilidade (CYARTO et al., 2008), ou seja, a manutenção da postura durante a realização de uma habilidade motora que tende a sofrer uma perturbação da orientação do corpo (SILVEIRA et al., 2006).

#### **2.1.2 Controle Postural**

Controle postural é obtido por um conjunto de sistemas que se integram para a manutenção do equilíbrio do corpo, ou seja, é o controle dos arranjos dos segmentos corporais baseado em informações sensoriais de diferentes fontes, o sistema visual, vestibular e somatossensorial, que permitem formar uma representação interna do meio externo com as

informações da posição e movimento de cada parte do corpo (WINTER, 1995), as quais são integradas pelo sistema nervoso central que gera padrões de atividade muscular exigidos para a regulação do centro de massa corporal em relação à base de suporte (MAKI; MCILROY, 1996).

Assim, o equilíbrio na postura ereta é alcançado pelo controle postural, mesmo que algumas informações sofram degradação significativa, como as visuais, e também em ambientes instáveis. Isto acontece pela habilidade do sistema nervoso central em escolher a principal fonte de informação para manter a postura (MCCOLLUM; SHUPERT; NASHNER, 1996), mas a dominância ou o nível de importância da informação sensorial para o controle da postura é discutido na literatura (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006).

Para que haja o controle da postura ereta são necessárias uma ou mais variáveis para o monitoramento do corpo e também para atuar quando houver necessidade. A representação da gravidade é o principal quadro de referência para se definir essas variáveis de controle (MASSION; WOOLLACOTT, 1996). Tomada essa referência, duas forças musculares aparecem: (1) para atuar contra a ação da força da gravidade e (2) para estabilizar o centro de massa (CM) sobre a base de suporte. Já as possíveis variáveis que constroem o quadro de referência são o eixo vertical (formado pela cabeça e tronco) e/ou o alinhamento da projeção vertical do CM dentro da base de suporte. Além disso, ainda pode ser citada como parâmetro de equilíbrio a margem de segurança para o movimento do centro de pressão (MASSION, 1998).

Estes parâmetros são importantes por serem as variáveis mais utilizadas na avaliação do equilíbrio e controle postural, observados em diversos estudos (DUARTE; FREITAS, 2010; AMADIO; SERRÃO, 2007).

O sistema somatossensorial é considerado de grande importância para a avaliação do equilíbrio por envolver o sistema musculoesquelético. Este sistema baseia-se nas informações obtidas pelos diversos receptores espalhados pelo corpo, como os receptores cutâneos, musculares, nos tendões, ligamentos e articulações, que fornecem informações sobre a posição dos membros e do corpo, a velocidade e o comprimento dos segmentos (HORAK; MACPHERSON, 1996).

Essa importância se torna mais evidente quando se observa nas pesquisas que, além dos parâmetros de investigação serem baseados neste sistema, um dos prováveis mecanismos atribuídos à maior incidência de quedas entre idosos é a baixa capacidade de detectar e controlar a oscilação corporal para frente e para trás (HORAK; MACPHERSON, 1996).

## 2.2 ALTERAÇÕES DO CONTROLE POSTURAL PELO ENVELHECIMENTO

As manifestações dos distúrbios do equilíbrio corporal têm grande impacto para os idosos, principalmente quanto à sua autonomia social, uma vez que acabam reduzindo suas atividades de vida diária, pela predisposição a quedas e fraturas, consequente imobilidade corporal, medo de cair novamente e altos custos com o tratamento de saúde (RUWER; ROSSI; SIMON, 2005).

Essas consequências que impactam negativamente a vida social dos idosos são causadas por fatores biológicos, doenças ou causas externas e a queda é uma dessas causas externas que representa um importante problema para esta população (BRASÍLIA, 2006).

As quedas também levam a consequências como lesões de partes moles, imobilidade prolongada no leito, aumento de hospitalizações com risco de desenvolver mais doenças, internações em instituições de longa permanência, maior risco de fraturas, desenvolvimento de incapacidades e a morte (BRASÍLIA, 2006).

O crescente aumento no número de quedas na população idosa tem sido atribuído ao declínio da capacidade de manter o equilíbrio postural em diversas circunstâncias (TINETTI; SPEECHLEY; GINTER, 1988; DI FABIO; EMASITHI, 1997; SHUMWAY-COOK et al., 1997), e para a manutenção da estabilidade postural durante o ortostatismo, o *input* somatossensorial e a força muscular adequados são de extrema importância (CORRIVEAU et al., 2004).

Com o envelhecimento pode-se observar um declínio de algumas características físicas corporais, como diminuição da flexibilidade, coordenação motora, mobilidade articular (MANN et al., 2008) e dos componentes do controle postural, como perdas na função do sistema vestibular, do sistema visual e redução da força muscular (UEDA; CARPES, 2013), além da diminuição da sensibilidade plantar, que é um importante componente para o controle da pressão plantar durante o ortostatismo (ZHANG; LI, 2013) e, conseqüentemente, uma maior dependência desta sensibilidade para o controle postural é observada (MACHADO et al., 2016).

As alterações visuais presentes na população idosa também causam grande impacto na regulação do controle postural, mas é o sistema que mais contribui para a estabilização postural em situações nas quais há o comprometimento de um dos demais sistemas ou quando o idoso tem histórico de quedas (MACEDO et al., 2015; PRIETO et al., 1996).

Mas a informação tátil tem papel de mesma ou maior importância para o controle da postura corporal que a informação visual (JEKA; LACKNER, 1994).

Como ainda existe uma forte discussão em torno da importância do impacto que esses sistemas podem causar na regulação do controle postural, torna-se necessária uma investigação sistemática da estabilidade postural na prática clínica, a fim de identificar problemas específicos (CORRIVEAU et al., 2004) e também facilitar a elaboração de programas especializados de prevenção de quedas para idosos (TOLEDO; BARELA, 2010).

### 2.3 AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL

No domínio da Biomecânica, várias são as aplicações que caracterizam o estudo do movimento humano e fazem parte do seu campo de pesquisa, dentre elas está o estudo da postura e da locomoção humana, eficiência, saúde e segurança nas atividades de vida diária e do trabalho, entre outras (AMADIO; SERRÃO, 2007). Porém, para se realizar estas análises a Biomecânica conta com uma série de instrumentos e métodos de medição, pois é uma disciplina que é altamente dependente de resultados experimentais, para se obter os procedimentos mais acurados para a modelagem do movimento humano. Assim os métodos mais utilizados são a cinemetria, a dinamometria, a antropometria, a eletromiografia (AMADIO, 1989; BAUMANN, 1995) e a plataforma de força (DUARTE; FREITAS, 2010).

Uma das ferramentas biomecânicas mais utilizadas para a avaliação e compreensão do controle postural é a plataforma de força (GURFINKEL; LIPSHITS; POPOV, 1974 apud DUARTE; HARVEY; ZATSIORSKY, 2000), porque é muito sensível e permite a identificação de pequenas mudanças no padrão postural (ERA et al., 2006).

A posturografia, com plataforma de força fornece avaliação do equilíbrio postural de forma objetiva e com mensuração quantitativa de oscilação do corpo na postura ereta (VISSER et al., 2008) com base na oscilação do centro de pressão (CoP) (RAYMAKERS; SAMSON; VERHAAR, 2005).

O CoP é exatamente o ponto de localização do vetor de força de reação do solo, que fica entre os dois pés no apoio bipodal (WINTER, 1995). Com o deslocamento deste parâmetro em função do tempo é possível se obter variáveis como amplitude de deslocamento do CoP na direção anteroposterior e médio lateral, velocidade média de deslocamento do CoP, área da elipse, entre outras, que contribuem para a avaliação do controle postural (DUARTE; FREITAS, 2010).

Porém, as variáveis obtidas a partir da alteração do centro de massa (CM) são as que realmente determinam o controle postural (DALLEAU et al., 2011), porém, para utilizá-las como parâmetro de avaliação é necessário o uso de instrumentos por cinemetria. Mas esse

tipo de equipamento tende a ser de alto custo e mais complexo (DAMAVANDI; FARAHPOUR; ALLARD, 2009).

O centro de massa (CM) representa o local onde a massa corporal total está localizada ou concentrada dentro de um sistema global de referência (WINTER, 1995; LAFOND; DUARTE; PRICE, 2004) e representa a média ponderada do centro de massa de cada segmento corporal (WINTER, 1995).

Sendo assim, uma forma menos complexa de se avaliar o controle postural é através da utilização de plataforma de força, a qual permite mensurar as forças de reação do solo e com as médias ponderadas dessas forças sobre a superfície de apoio é possível obter a localização do centro de pressão (CoP) (WINTER, 1995; LOPEZ et al., 2012).

Para tanto, vários estudos têm buscado relacionar estes dois parâmetros independentes, o CM e o CoP, para melhor compreensão do controle postural, como observado no trabalho de Lemos, Ribeiro e Mota (2015). Eles verificaram uma forte correlação do CoP com o CM. Essa correlação se dá porque alterações do CM provocam modificações nas forças de reação do solo para que haja a manutenção do equilíbrio postural e, conseqüentemente, desloca a posição do CoP na base de apoio (DALLEAU et al., 2011).

Assim a análise posturográfica através da plataforma de força é uma ferramenta científica útil na investigação da fisiopatologia complexa dos distúrbios do equilíbrio (VISSER et al., 2008). Além disso, é útil para estudar, comparar e avaliar testes clínicos de equilíbrio postural com as diversas variáveis obtidas pela plataforma de força (KARLSSON; FRYKBERG, 2000).

Porém, existe uma ampla variedade de testes de campo, com diferentes protocolos e metodologias para a avaliação clínica do equilíbrio postural (LIMA; COSTA; GUERRA, 2007), que são simples, de fácil aplicação e de baixo custo. Estes testes são capazes de identificar as principais estratégias e as diferenças na capacidade de manter o equilíbrio corporal em diversas situações (SABCHUK et al., 2012), no entanto, eles são limitados porque fornecem de uma maneira ampla e subjetiva as potenciais anormalidades na regulação do balanço e podem ser aplicados de formas diferentes entre examinadores e com pontuação subjetiva (JACOBS et al., 2006).

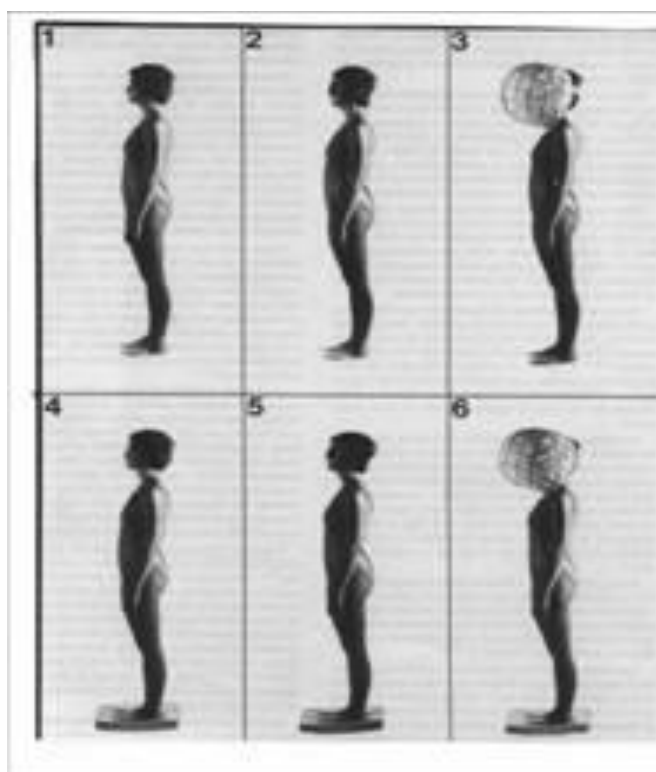
O Teste Clínico de Integração Sensorial e Equilíbrio (CTSIB) pode ser usado para avaliar o equilíbrio postural em posturografia (HORAK, 1997). Este teste de avaliação clínica tem por objetivo investigar a organização dos *inputs* sensoriais do controle postural (SHUMWAY-COOK; HORAK, 1986), capaz de detectar dependências sensoriais no controle do equilíbrio postural (COHEN; BLATCHLY; GOMBASH, 1993) e é útil em pacientes de

triagem que têm riscos para quedas (SHUMWAY-COOK E HORAK, 1986), além de ter boa correlação com a posturografia (EL-KASHLAN et al., 1998).

Este teste é constituído por seis condições sensoriais diferentes que alteram a disponibilidade das informações visual, somatossensorial e vestibular (labiríntica), a fim de analisar como o indivíduo se comporta com a ausência ou os conflitos de informações sensoriais (COHEN; BLATCHLY; GOMBASH, 1993). A partir de uma pesquisa mais desafiadora, este teste de avaliação clínica dinâmica é organizado com a utilização de uma espuma capaz de provocar uma perturbação na informação sensorial no contato com a superfície de apoio. Além disso, mostra a maior dependência de um sistema sensorial para a manutenção do equilíbrio postural em cada indivíduo (SHUMWAY-COOK; HORAK, 1986).

A Figura 1 ilustra as condições sensoriais avaliadas neste teste.

Figura 1 – Condições sensoriais avaliadas no Teste Clínico de Integração Sensorial e Equilíbrio (CTSIB)



Condições: (1) olhos abertos em superfície estável; (2) olhos fechados em superfície estável; (3) cúpula vestibular em superfície estável; (4) olhos abertos em superfície instável (espuma); (5) olhos fechados em superfície instável; (6) cúpula vestibular em superfície instável.

Fonte: [http://www.pt.ntu.edu.tw/mhh/course/neuro/BS/mhh\\_balance%20evaluation%20and%20training/Balance%20Evaluation%20and%20Training.files/slide0054\\_image059.jpg](http://www.pt.ntu.edu.tw/mhh/course/neuro/BS/mhh_balance%20evaluation%20and%20training/Balance%20Evaluation%20and%20Training.files/slide0054_image059.jpg)

A espuma é utilizada no teste citado anteriormente, porque é capaz de reduzir a sensação da distribuição de pressão e orientação do corpo (PERRY; MCILROY; MAKI, 2000). Além disso, ela provoca uma perturbação mecânica que impede o tornozelo de estabilizar o corpo para o controle da postura (HORAK; HLAVACKA, 2001). No entanto, o uso da espuma apresenta algumas limitações: alguns estudos indicam que as propriedades físicas da espuma, particularmente a densidade e a resistência do material, podem influenciar a precisão da avaliação postural (CHAIKEEREE; SAENGSIKISUWAN; CHINSONGKRAM, 2015; PATEL et al., 2008; WU; CHIANG, 1996).

Existem vários estudos importantes sobre a avaliação do controle postural que utilizam testes clínicos em plataformas de força (CROFT; VON TSCHARNER; ZERNICKE, 2008; GARCÍA et al., 2012; MENÉNDEZ-COLINO et al., 2005; NORRE, 1993; PATEL et al., 2008), ou uma combinação dos testes de equilíbrio com parâmetros posturográficos com plataforma de força (KARLSSON; FRYKBERG, 2000).

Alguns destes trabalhos utilizam plataformas de força comercial e outros equipamentos especializados para avaliação posturográfica com softwares específicos existentes no mercado. Eles são capazes de fornecer uma análise das variáveis do CoP como o Balance Master (Neurocom®) (MENÉNDEZ-COLINO et al., 2005), plataforma de força da marca Kistler Instruments Z4852C (Winterthur, Suíça) (CROFT; VON TSCHARNER; ZERNICKE, 2008), Posturographic NedSVE / IBV system (GARCÍA et al., 2012), Equitest (ALLUM et al., 2002), entre outros.

No entanto, esses equipamentos profissionais são caros, altamente específicos e limitados aos seus programas, oferecendo apenas os parâmetros programados, o que impede a possibilidade de ajustar os dados de acordo com grupos ou doenças específicas e outras variáveis obtidas a partir de medições CoP (CHAUDHRY et al., 2011).

## 2.4 OUTROS INSTRUMENTOS UTILIZADOS PARA AVALIAR O CONTROLE POSTURAL

O controle postural é investigado há anos em muitas clínicas e laboratórios, pois permite uma avaliação da função motora, do risco de quedas e medo de cair em diferentes condições, patologias e populações, através de testes específicos com instrumentos de avaliação variados (MACEDO et al., 2015; LOPES et al., 2009; LIMA; COSTA; GUERRA, 2007).

Os testes mais aplicados na prática clínica são: tempo de apoio simples da perna, Berg Balance Scale e Timed up and Go (SIBLEY et al., 2011), mas apesar destes testes fornecerem dados úteis para análise, diagnóstico e prognóstico de alterações do controle postural, eles muitas vezes não são precisos na avaliação da estratégia de equilíbrio ou de controle postural utilizada (VISSER et al., 2008). Um problema que pode ser observado é o uso de uma estratégia anormal para manter a estabilidade e os padrões normais de equilíbrio (BONNET; LEPEUT, 2011).

Para uma análise mais precisa e detalhada do equilíbrio pode-se utilizar instrumentos tecnológicos para coleta de dados como plataformas de força e sistema de câmeras tridimensionais (JASPERS et al., 2011), e atualmente vem crescendo o uso de sensores utilizados em jogos que detectam o movimento corporal para avaliação e treinamento de equilíbrio e atividades funcionais como o Nintendo-Wii (Nintendo Co. Ltd., Kyoto, Japan) e Kinect da Microsoft (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) (NAUMANN et al., 2015).

Um dos objetivos do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (UNESP) na área de Projetos é a elaboração de novas tecnologias. Dentre os estudos realizados nesta área pode-se encontrar a instrumentação de sandálias e bengala que permitem a investigação de parâmetros biomecânicos para avaliar a marcha de indivíduos que utilizam bengalas (TEODORO, 2011), análise biomecânica de gesto esportivo de uma técnica específica do judô (NAGATA, 2010) e avaliação do equilíbrio dinâmico com prancha de equilíbrio e tênis instáveis (SILVA, 2014). Além de trabalhos que desenvolveram dispositivos de baixo custo para avaliar a força muscular isométrica de membros superiores (CORTEZ, 2013) ou ainda um dispositivo que permite avaliar a rigidez de tornozelo para identificar parâmetros envolvidos na mecânica da marcha (MIRANDA, 2011). Dentro deste contexto, este trabalho apresenta a construção de uma nova plataforma instável com uma configuração diferente do que foi encontrado na literatura, devido a presença de molas para causar instabilidade mecânica durante a avaliação do controle postural.

Alguns estudos têm também utilizado outros instrumentos tecnológicos com o intuito de avaliar o equilíbrio postural em situações mais desafiadoras, por se aproximar das circunstâncias cotidianas que desencadeiam as quedas (LIU et al., 2003; CASTRO et al., 2014).

Dentre esses instrumentos utilizados o Equitest é um equipamento de posturografia dinâmica computadorizada composta de uma plataforma móvel para investigar as

informações somatossensoriais para uma avaliação geral do equilíbrio (ODA; GANANÇA, 2015; MEDEIROS et al., 2003). O Equitest é útil na investigação dos efeitos da idade na função do sistema vestibular (WOLFSON et al., 1992).

Outra ferramenta muito útil e complexa de avaliação do controle postural é a posturografia computadorizada integrada com realidade virtual (BRU<sup>TM</sup>). Ela consta de uma estrutura de segurança de metal, plataforma de força, óculos de realidade virtual, venda para os olhos, acelerômetro, espuma e um programa de computador para fazer a análise em dez condições diferentes, envolvendo o sistema visual, somatossensorial e vestibular (BRU<sup>®</sup>, 2006 apud MACEDO et al., 2015). Macedo et al. (2015) avaliou a influência das informações sensoriais no equilíbrio estático de indivíduos idosos com vestibulopatias através deste instrumento.

Kiss (2011) utilizou uma plataforma móvel comercial (PosturoMed © - Haider-Bioswing, Weiden, Alemanha) composta de uma superfície rígida (12 kg, 60 cm × 60 cm) ligada a uma estrutura por quatro ou oito molas de aço de 15 cm de mesma resistência, que permitem um deslocamento no plano horizontal desta plataforma, e uma unidade de fixação/perturbação para bloquear ou permitir a oscilação da plataforma. Neste estudo, ele verificou o movimento da placa rígida por meio de marcadores simples fixados a ela através de um sistema de análise de movimento baseado em ultrassom controlado por computador. O tema de investigação foi estimar os efeitos da idade e o risco de quedas após uma perturbação súbita em uma plataforma instável.

Outro instrumento tecnológico utilizado para avaliar as estratégias posturais de jovens e idosos em diferentes condições sensoriais foi o sistema de sensores eletromagnéticos, Polhemus® Patriot (Polhemus, EUA), utilizado para determinar a posição e a orientação espacial do segmento ao qual foi fixado, que neste estudo foi o tronco e a região sacral, nos eixos anteroposterior, mediolateral e craniocaudal (CARNEIRO et al., 2013).

Como a avaliação do equilíbrio postural em condições dinâmicas é mais precisa para se detectar as estratégias necessárias para manter a postura nas atividades de vida diária, Zemková e Hamar (2010) avaliaram o efeito do exercício sensorial orientado com *feedback* visual da posição do corpo através de uma plataforma instável suportada por molas, equipada com um sistema de computador para monitorar e utilizar como *feedback* visual a movimentação do centro de massa. E para verificar a resposta do exercício foi utilizada uma plataforma dinamométrica para uma avaliação posturográfica antes e após os exercícios em condições estática e dinâmica (com uma plataforma de oscilação de madeira usada para treino de equilíbrio conhecido como *balance board*).

Porém, em muitos estudos, mesmo com instrumentos tecnológicos diferentes, o elemento mais usado para avaliar a contribuição do sistema sensorial proprioceptivo é a espuma.

O Quadro 1 contém alguns estudos que utilizaram vários instrumentos de avaliação do controle postural, com uso da espuma, em sujeitos com condições de saúde variada.

Quadro 1 – Estudos que avaliaram o equilíbrio postural com instrumentos tecnológicos específicos e bloco de espuma como componente desafiador para o sistema somatossensorial.

Bibliografia	Equipamentos e componentes	Sujeitos avaliados	Parâmetros analisados
<i>(Norré 1993)</i>	Posturografia com plataforma de força estável e bloco de espuma	Pacientes com doença vestibular periférica	Área de superfície e velocidade
<i>(Menéndez-Colino et al. 2005)</i>	Posturografia por Balance Master (Neurocom®) com superfície de espuma	Indivíduos saudáveis com mais de 65 anos	Velocidade de deslocamento do centro de gravidade (graus/s)
<i>(Patel et al. 2008)</i>	Plataforma de força, três blocos de espuma comerciais de propriedades diferentes.	Adultos saudáveis	Variação do torque no tornozelo de acordo com o deslocamento do centro de pressão
<i>(Fujimoto et al. 2009)</i>	Estabilômetro Gravicorder G-5500 (Anima Corp., Tokyo) com espuma de borracha.	Indivíduos com vestibulopatias unilateral e bilateral e controle saudáveis	Velocidade e área de oscilação do CoP
<i>(Cusin et al. 2010)</i>	Balance Rehabilitation Unit (BRU™) posturografia com plataforma de força, óculos de realidade virtual, acelerômetro, computador com programa de avaliação do equilíbrio e almofada de espuma	Indivíduos com doença de Menière	Velocidade de deslocamento e área da elipse do CoP
<i>(Carneiro et al. 2010)</i>	Sistema de sensors eletromagnéticos - Polhemus® Patriot (Polhemus, USA); interface de controle e processamento desenvolvido no LabView 8.0, plataforma de madeira e espuma	Voluntários sedentários	Deslocamento anteroposterior e médiolateral máximo, deslocamento total e velocidade média de oscilação dos voluntários
<i>(García et al. 2012)</i>	Sistema de posturografia NedSVE/IBV, combinando testes estáticos dinâmicos e espuma.	Indivíduos saudáveis e com doença vestibular	Deslocamento angular, área, velocidade média, deslocamento máximo anteroposterior (AP) e médiolateral (ML), força máxima AP e ML

<i>(Carneiro et al. 2013)</i>	Sistema de sensors eletromagnéticos - Polhemus® Patriot (Polhemus, USA); interface de controle e processamento desenvolvido no LabView 8.0, plataforma de madeira e espuma	Jovens e idosas saudáveis	Deslocamento máximo, velocidade media e trajetória de oscilação dos voluntários
<i>(Garcia et al. 2013)</i>	Balance Rehabilitation Unit (BRU™) posturografia com plataforma de força, óculos de realidade virtual, acelerômetro, computador com programa de avaliação do equilíbrio e almofada de espuma	Indivíduos com doença de Ménière submetidos a uma intervenção terapêutica randomizada controlada	Velocidade media e área da elipse do CoP

## 2.5 O KINECT E SUAS APLICAÇÕES CLÍNICAS

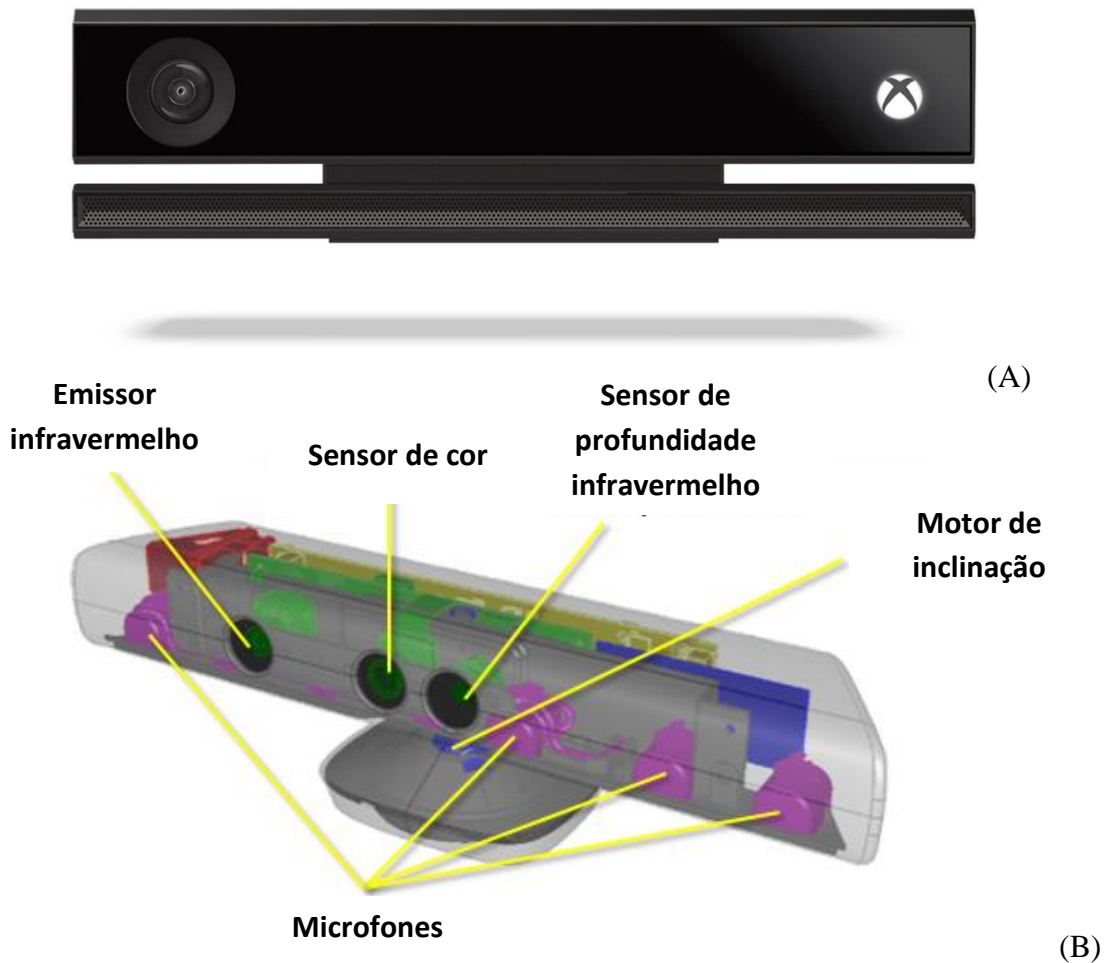
O Kinect é um dispositivo portátil lançado pela Microsoft® em 2010 usado para o console de jogos eletrônicos Xbox 360, capaz de capturar o movimento e mapear o esqueleto humano (XBOX, 2010). Posteriormente, em 2012, a Microsoft® tornou disponível a versão *Kinect for Windows*, que permite a criação de aplicações interativas a partir do reconhecimento de gestos, movimentos naturais e comando de voz (MICROSOFT, 2012).

Esse reconhecimento é obtido a partir de uma câmera de profundidade existente no dispositivo que consiste de um projetor de laser e uma câmera de vídeo infravermelho para criar um mapa tridimensional e usa um algoritmo para determinar pontos anatômicos sobre o corpo em tempo real (HORAK, 2006; VISSER et al., 2008).

Posteriormente foi lançada uma nova versão dessa ferramenta, o Microsoft® Kinect V2, que apresenta sensores e especificações de hardware melhorados para aumentar a precisão no rastreamento de pontos anatômicos (CLARK et al., 2015).

A Figura 2 ilustra os equipamentos, o Microsoft® Kinect V2 e os elementos na versão antiga, que compõem ambos.

Figura 2 – Foto ilustrativa do Kinect® V2 (A) e os componentes no modelo V1 (B).

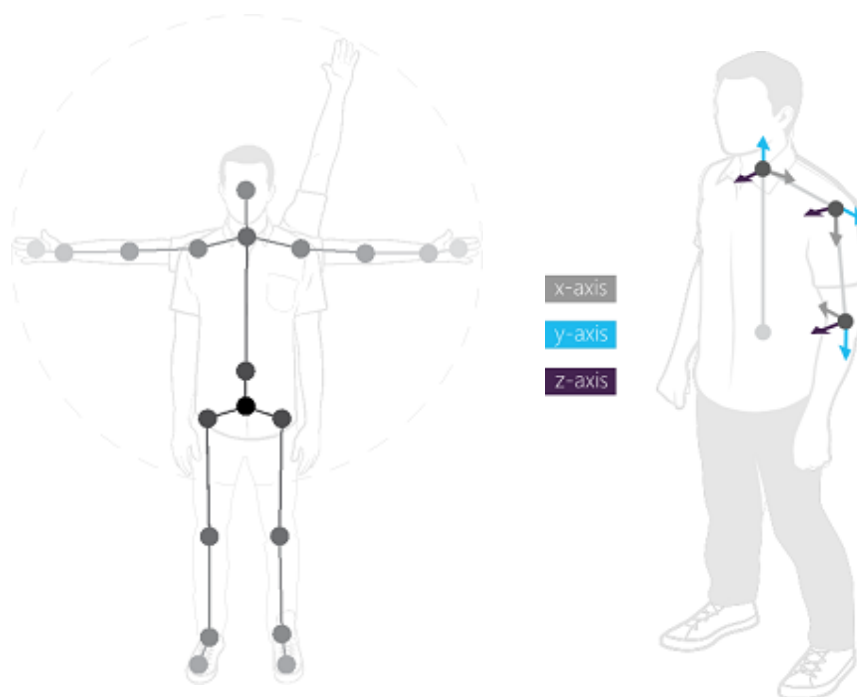


Fonte: <https://msdn.microsoft.com/pt-br/en-pt/library/hh855355.aspx>

O Kinect em combinação com o Microsoft® SDK, um kit de desenvolvimento de software para fornecer uma interface de programação de aplicativos entre o sensor Kinect e seu software de rastreamento de esqueleto, fornece dados comparáveis a um sistema de análise de movimento tridimensional. Este usa a posição anatômica e o deslocamento angular durante testes clínicos para avaliação do controle postural. Isso pode facilitar uma análise mais avançada de testes específicos utilizados na prática clínica, com uma ampla avaliação das estratégias de controle postural a partir de informações adicionais que não são habitualmente obtidos (CLARK, et al., 2012).

Em seu banco de dados básico é possível obter um modelo de esqueleto com 20 pontos que representam as articulações entre as barras que representam os ossos, e cada ponto tem três coordenadas, X, Y e Z, além do intervalo de tempo para cada ponto em tempo real (SHOTTON et al., 2011), como pode ser observado na Figura 3.

Figura 3 – Modelo do esqueleto obtido pelo Kinect da Microsoft com os pontos anatômicos.



Fonte: <https://msdn.microsoft.com/en-us/library/hh973073.aspx>

As informações obtidas pelos sensores do Kinect são processadas em um computador por meio do SDK (CARVALHAES, 2015), que reconhece esses pontos referentes às articulações do corpo, onde cada ponto é definido por uma coordenada em metros, sendo que o sensor do Kinect é a referência para se obter essas coordenadas nos três eixos, X, Y e Z (WEBB; ASHLEY, 2012).

Na literatura o Kinect é considerado um instrumento de captura de movimento preciso a uma distância entre 1 m e 3 m do sujeito de análise, comparado ao sistema Vicon, que é considerado padrão ouro na análise do movimento corporal (DUTTA, 2012).

Dentre suas vantagens, comparando a um sistema de análise de movimento humano tridimensional, o Kinect dispensa o uso de marcadores para determinar pontos anatômicos, é fácil de se transportar (CLARK, et al., 2012) e é um equipamento de baixo custo (JIANG; JIE, 2013).

Este instrumento tem potencial aplicação para avaliação clínica do equilíbrio postural (DUTTA, 2012; CLARK et al., 2012), tanto a partir da avaliação da oscilação do centro de massa (YANG et al., 2014), como comparando com outros instrumentos considerados mais

sensíveis neste tipo de avaliação (YEUNG et al., 2014) ou também em associação com instrumentos, como a plataforma de força, utilizando o cenário de realidade virtual (EIKEMA et al., 2012).

Também é uma ferramenta válida na análise de parâmetros espaço-temporais da marcha humana, porém com a necessidade de se estabelecer métodos padronizados para uma avaliação mais confiável (SPRINGER; YOGEV SELIGMANN, 2016).

O Kinect, dentre suas várias aplicações, também pode ser utilizado para avaliar padrões de movimentos característicos de grupos específicos, como indivíduos com Parkinson (GALNA et al., 2014), e para intervenção terapêutica (VERNADAKIS et al., 2014).

Portanto o Kinect da Microsoft pode ser um instrumento alternativo para a avaliação clínica do equilíbrio postural através de dados do centro de massa, quando comparado a sistemas de câmera tridimensional e plataformas de força (YEUNG et al., 2014).

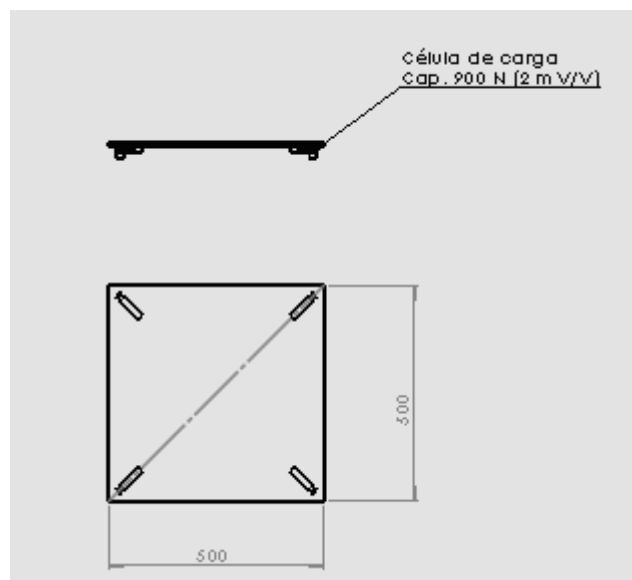
### 3 METODOLOGIA

Este trabalho foi desenvolvido no laboratório de Biomecânica no Departamento de Mecânica da FEG/UNESP e no laboratório G-SCOP no Departamento de Engenharia Industrial da instituição francesa Institut Polytechnique de Grenoble.

#### 3.1 EXPERIMENTO DESENVOLVIDO NO LABORATÓRIO DE BIOMECÂNICA (FEG/UNESP – BRASIL)

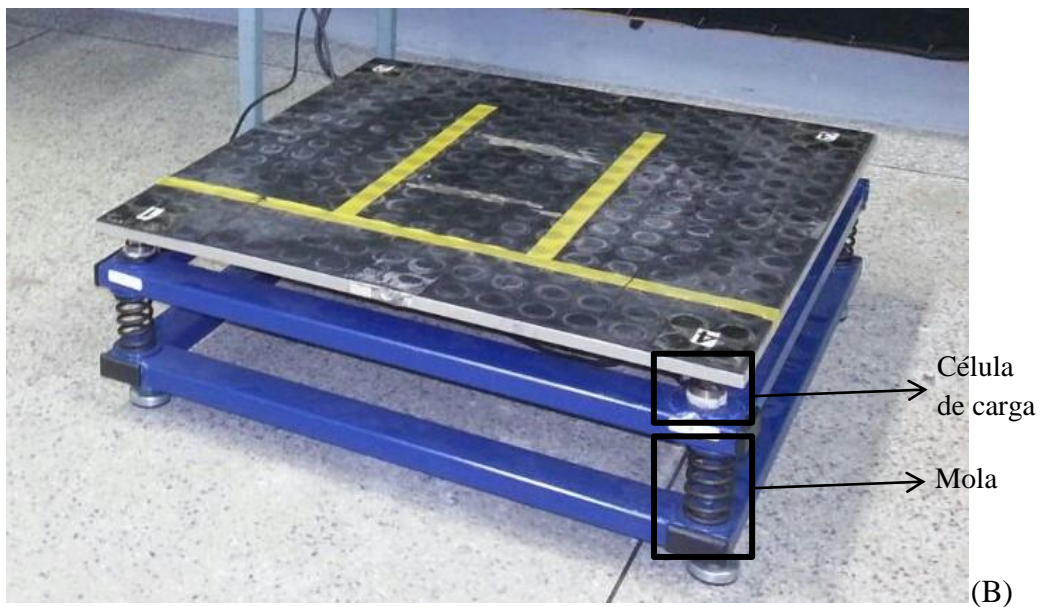
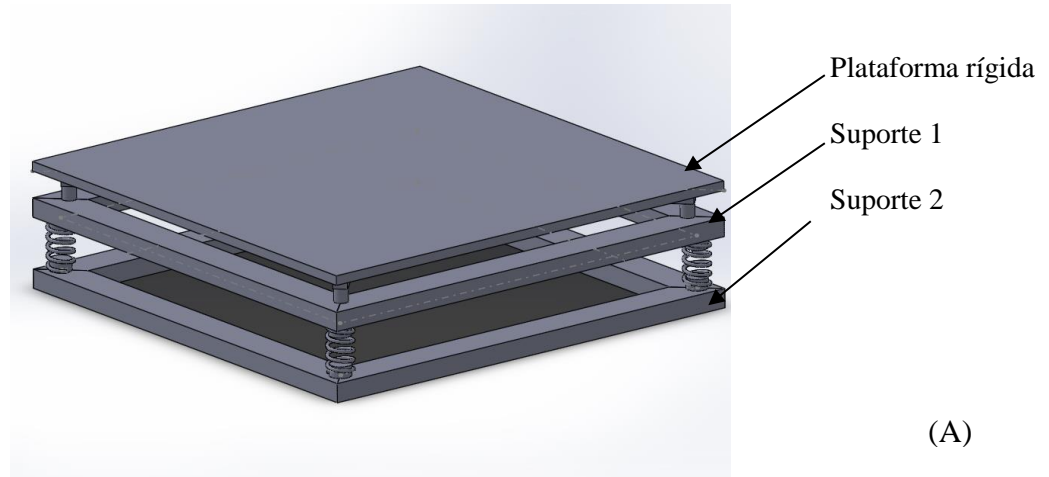
Foi desenvolvida uma plataforma instável a partir de uma plataforma de força pré-existente, que consiste de uma placa de alumínio quadrada medindo 500 x 500 mm, com quatro células de carga de capacidade de 900 N e sensibilidade de 2 mV/V cada célula, que foi fixada por baixo de cada canto da placa (Figura 4). A plataforma foi apoiada sobre um suporte de mesmo material e forma, com quatro molas acopladas, com uma rigidez de aproximadamente 18 N / mm à compressão, cada uma, como apresentado na Figura 5. O suporte e a plataforma são encaixados de forma que permita uma avaliação do controle postural na condição estável ou instável pela simples utilização da plataforma fora do suporte. Esse encaixe foi construído com uma mínima folga, não havendo deslocamentos entre a plataforma e o suporte.

Figura 4 – Desenho com a disposição das células de carga em relação à superfície de apoio



Fonte: autor

Figura 5 - Desenho esquemático (A) e Imagem (B) da plataforma de força com molas desenvolvida no Departamento de Mecânica da FEG/UNESP.



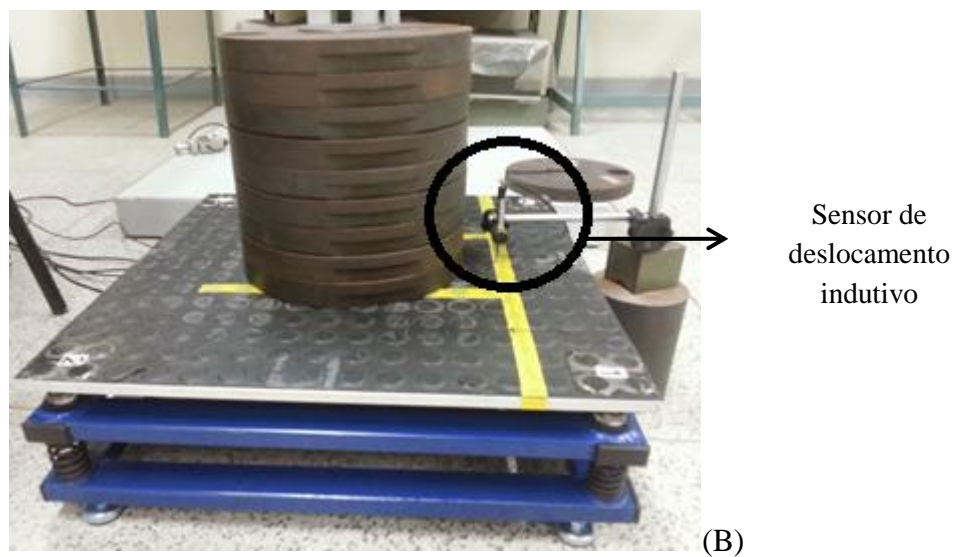
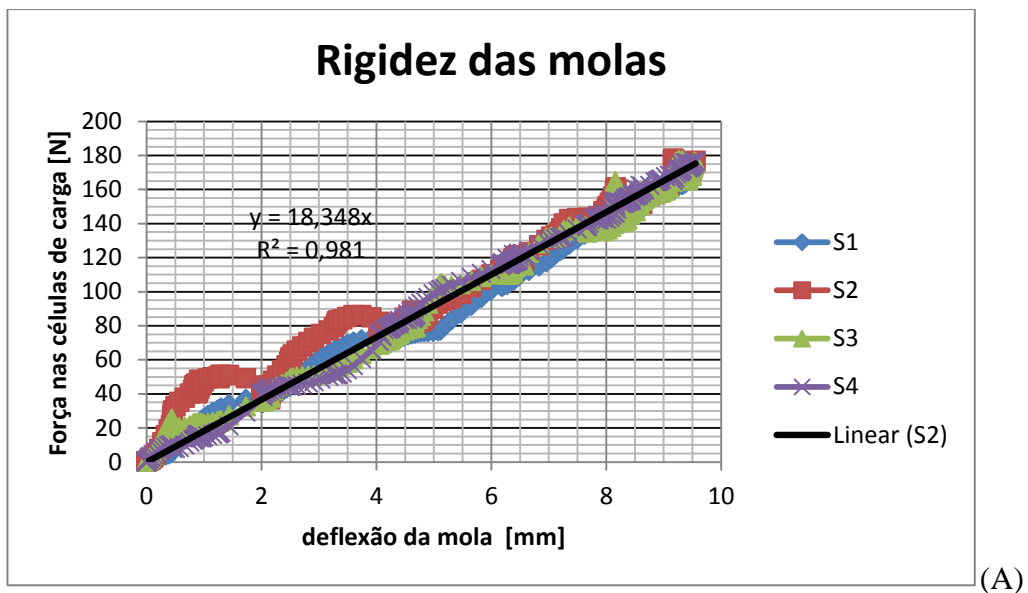
Fonte: autor

Para determinar a rigidez das molas, foi realizada uma experiência onde massas conhecidas foram colocadas na região central da plataforma e através de um sensor de deslocamento indutivo (HBM<sup>®</sup>) foram obtidos os deslocamentos verticais de cada mola. A força aplicada sobre a célula de carga, assim como os deslocamentos dos sensores indutivos

foram coletados pelo amplificador e condicionador de sinais SPIDER8 da HBM® e analisados através do software CatmanAP também de HBM®.

A Figura 6 ilustra o gráfico obtido na determinação da rigidez das molas a partir da curva de tendência linear dos dados obtidos em cada sensor (S1, S2, S3, S4) e uma foto do experimento.

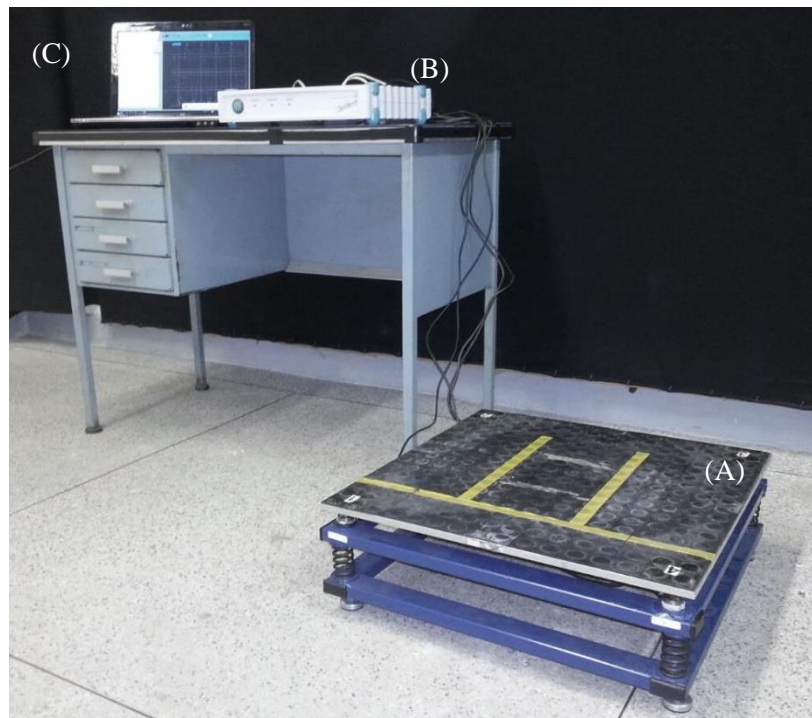
Figura 6 – Gráfico do comportamento do deslocamento pela força das molas a partir da curva de tendência dos 4 sensores S1, S2, S3, S4 (A); e imagem do experimento para determinação da rigidez das molas com um sensor de deslocamento e massas conhecidas colocadas no centro da plataforma (B).



### 3.1.1 Análise de dados

A Figura 7 apresenta a instalação completa necessária para a realização do experimento para a aquisição dos dados.

Figura 7 – Imagem da instalação completa necessária para o experimento com a plataforma instável e sistema de aquisição.



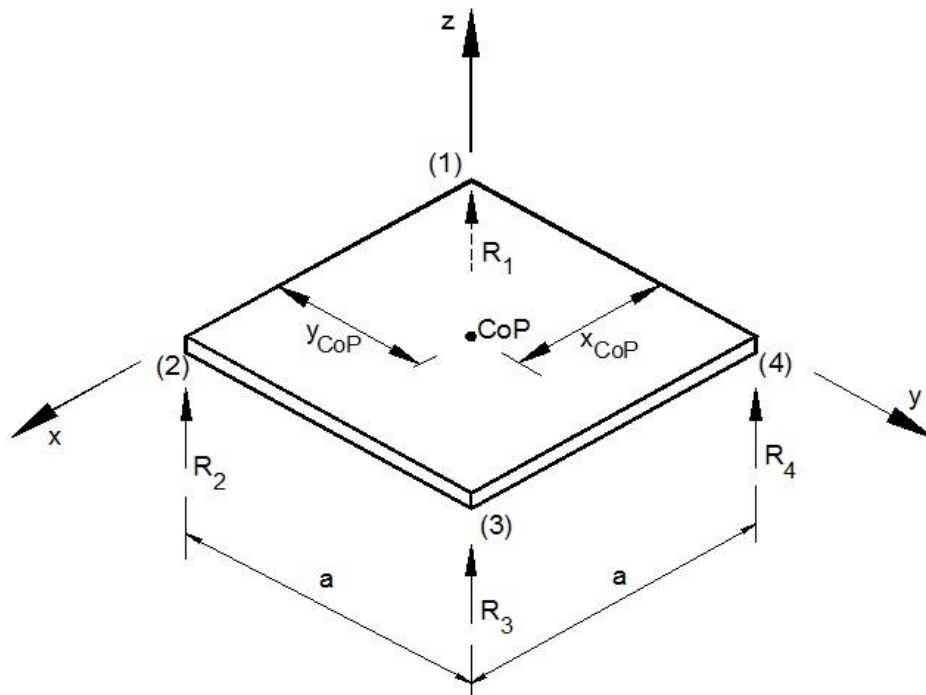
(A) plataforma instável (B) condicionador de sinais Spider8 (HBM) e (C) computador.

Fonte: autor

As variáveis obtidas pela plataforma foram a variação da amplitude de oscilação do centro de pressão (CoP) no sentido ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) e a frequência de oscilação do CoP através de um aparelho amplificador e condicionador de sinais existente do departamento de mecânica, o Spider8 da HBM<sup>®</sup>, e o software CatmanAP, HBM<sup>®</sup>, com uma frequência de aquisição de sinais de 25 Hz.

A Figura 8 ilustra as forças de reação do solo que foram obtidas pela plataforma para posterior cálculo da oscilação do centro de pressão nas direções AP e ML.

Figura 8 – 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 coordenadas do CoP foram obtidas pela equação (1) e equação (2), onde  $x_{CoP}$  corresponde ao deslocamento AP e  $y_{CoP}$  o deslocamento ML.

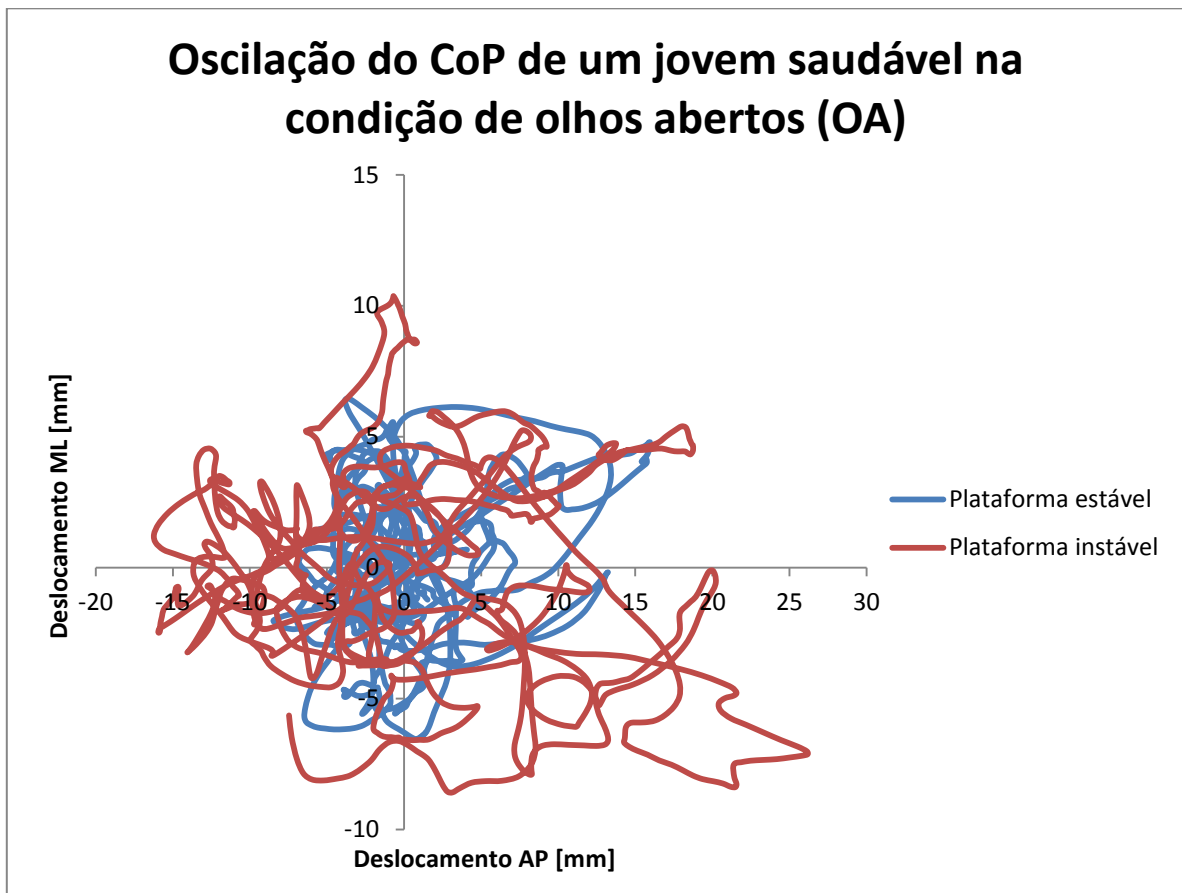
$$x_{CoP} = \frac{a (R_2 + R_3)}{\sum_1^4 R_i} \quad (1)$$

$$y_{CoP} = \frac{a (R_3 + R_4)}{\sum_1^4 R_i} \quad (2)$$

Onde  $a$  é a distância entre as células de carga, que no caso desta plataforma é 500 mm, 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. A Figura 9 ilustra a curva de oscilação do CoP gerada a partir dos dados obtidos pelo software.

Figura 9 – Curva de oscilação do CoP de um adulto jovem saudável na condição de olhos abertos.



Fonte: autor

Foram também calculados a velocidade média de oscilação do CoP e a área de oscilação do CoP através dos dados plotados no Excel (Microsoft®) com a equação (3) e equação (4) para a velocidade e equação (5) e equação (6) para a área:

$$v_{est(i)} = \frac{\left( \sqrt{x_{cop_{est(i)}}^2 + y_{cop_{est(i)}}^2} \right) - \left( \sqrt{x_{cop_{est(i-1)}}^2 + y_{cop_{est(i-1)}}^2} \right)}{\Delta t_{(i-1)-i}} \quad (3)$$

$$v_{inst(i)} = \frac{\left( \sqrt{x_{cop_{inst(i)}}^2 + y_{cop_{inst(i)}}^2} \right) - \left( \sqrt{x_{cop_{inst(i-1)}}^2 + y_{cop_{inst(i-1)}}^2} \right)}{\Delta t_{(i-1)-i}} \quad (4)$$

Onde  $v_{est}$  é a velocidade média de oscilação na plataforma estável e  $v_{inst}$  na plataforma instável e  $i$  (1:60);

$$A_{CoP} = \pi \cdot a \cdot b; \quad (5)$$

Onde  $A_{CoP}$  = área da elipse envolvendo os pontos da oscilação do CoP

Sendo:

$$a = \Delta x_{cop} / 2 \quad e \quad b = \Delta y_{cop} / 2 \quad (6)$$

### 3.1.2 Sujeitos

Para a seleção dos voluntários foi realizado um convite aos indivíduos que participavam do coral da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá e aos alunos do Departamento de Mecânica da mesma instituição. Os voluntários passaram por uma pré-seleção, os quais atendiam os critérios de inclusão para participar do estudo, sendo assim uma amostra não probabilística por conveniência.

Os critérios de inclusão foram: ter idade entre 18 e 42 anos ou 60 a 74 anos e ser capaz de se manter em ortostatismo por mais de 5 minutos.

Os critérios de exclusão foram: ter história de lesões ortopédicas, neurológicas e vestibulares ou alterações que comprometem o equilíbrio postural, ter realizado cirurgia ortopédica e não atender os critérios de inclusão.

Ao verificar os critérios de inclusão e exclusão foram selecionados 24 voluntários de ambos os sexos que posteriormente foram divididos em dois grupos: (G1) grupo de adultos jovens com idade entre 18 a 42 anos composto de 12 voluntários e (G2) grupo de idosos com 12 voluntários de idade entre 60 e 74 anos.

Posteriormente foi lida e entregue uma cópia de todas as informações sobre o experimento e o consentimento livre e esclarecido (Apêndice A) foi obtido a partir deles.

O estudo foi submetido ao comitê de ética pela Plataforma Brasil.

### 3.1.3 Protocolo experimental

Foi realizada a avaliação posturográfica de ambos os grupos em quatro condições: (a) em pé sobre a plataforma estável com os olhos abertos (OAE); (b) em pé sobre a plataforma estável com os olhos fechados (OFE); (c) em pé sobre a plataforma com molas (instável) com os olhos abertos (OAI) e (d) em pé sobre a plataforma com molas e com os olhos fechados (OFI). O experimento foi realizado em dias diferentes no período da tarde, primeiro com o G1 e depois G2, os quais realizaram duas repetições para cada condição avaliada. As condições avaliadas foram realizadas de forma aleatória para cada voluntário, não seguindo uma ordem, a fim de minimizar os efeitos de aprendizagem.

Para a realização do experimento, os participantes da pesquisa foram orientados a seguir o seguinte protocolo: permanecer sobre plataforma em apoio bipodal com os pés descalços em posição confortável, os braços ao longo do corpo e olhar para um ponto fixo ao nível dos olhos a 1m de distância nas condições com olhos abertos, e para a condição de olhos fechados eles foram orientados a subir sobre a plataforma com os olhos abertos, permanecer em posição confortável com os braços ao longo do corpo e posteriormente fechar os olhos.

O tempo de aquisição foi de 70 segundos, a partir dos quais os primeiros 10 segundos foram descartados, pois era o período de ajuste postural dos voluntários.

### 3.2 EXPERIMENTO DESENVOLVIDO NO LABORATÓRIO GSCOP (INP GRENOBLE – FRANÇA)

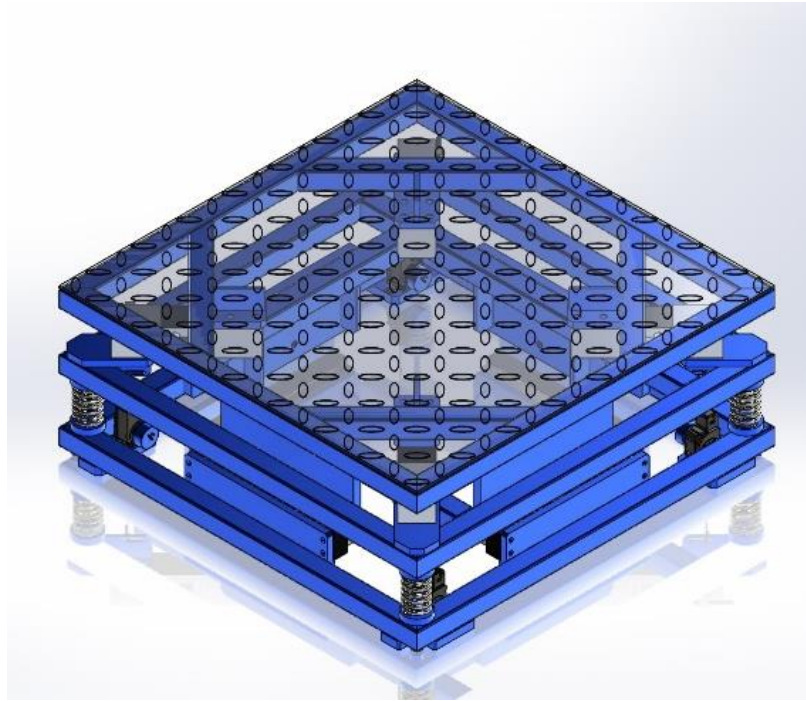
Depois de observar os dados durante um estudo piloto no Brasil e após discussões com o professor responsável pelo projeto na França, Prof. Guillaume Thomann, foi proposta a construção de uma plataforma instável no laboratório pluridisciplinar de ciência para concepção, otimização e produção, Laboratório G-SCOP, no Institut Polytechnique de Grenoble em conjunto com a Plataforma GI-NOVA, tendo como responsável técnico o engenheiro Alain Di Donato. Nesta plataforma instável foram acrescentados à construção outros recursos para uma possível investigação do equilíbrio durante a marcha e também relacionar os dados encontrados com os dados obtidos com o uso do Kinect Microsoft®. Além de permitir a possibilidade da investigação com diferentes molas.

Esta plataforma consta de uma placa de alumínio quadrada com as dimensões de 500 x 500 x 4,5 mm, fixada a uma base de suporte metálico dividida em 2 estágios. Os detalhes da plataforma podem ser observados no Apêndice B.

Entre a placa de alumínio e a base de suporte média foram fixadas 4 células de carga do tipo binocular, da marca Sensel Measurement®, modelo SMT1242, de capacidade de 150kg e sensibilidade de 2mV/V cada célula, em cada canto da placa.

A Figura 10 ilustra a plataforma instável construída.

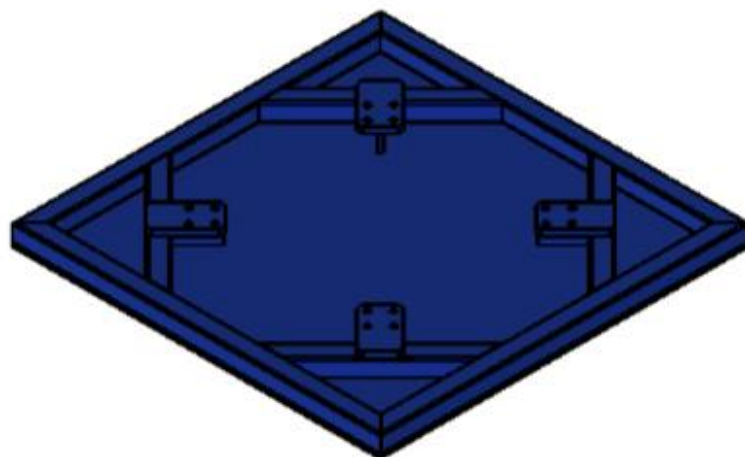
Figura 10 – Desenho da plataforma instável com molas construída pela plataforma Gi-Nova



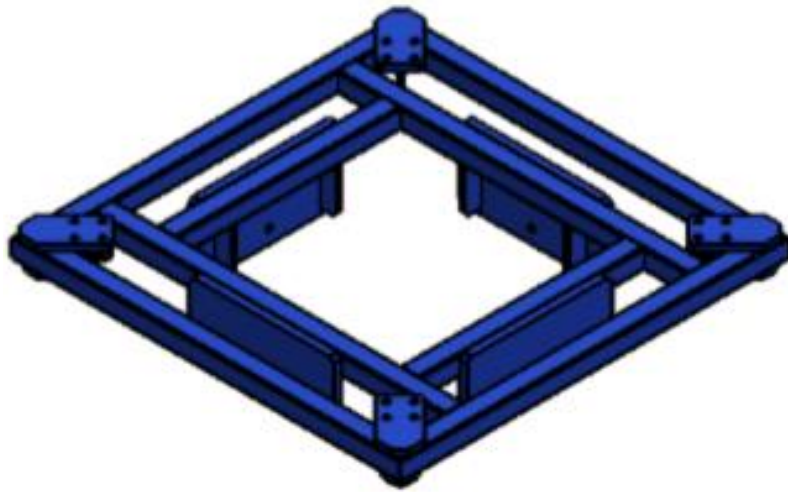
Fonte: autor

A Figura 11 ilustra o local de fixação das células de carga entre a placa de alumínio, que é a base de apoio para os pés, e a base de suporte média, cujas dimensões estão detalhadas no Apêndice B e C.

Figura 11 – Desenho da placa de alumínio e da base de suporte média da plataforma instável.



(A)



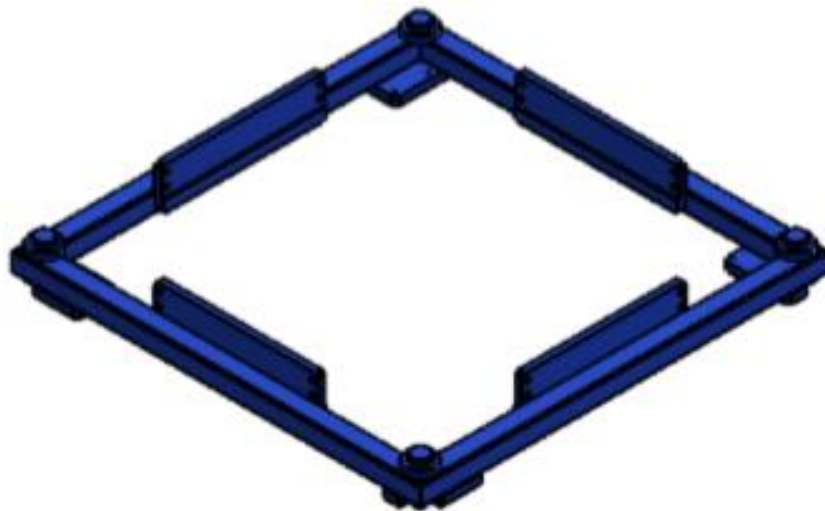
(B)

(A) vista inferior da placa de alumínio (superfície de apoio dos pés) e (B) vista superior da base de suporte média.

Fonte: autor

Entre a base de suporte média e a base inferior foram acopladas 4 molas de rigidez de 15N/mm à compressão, uma em cada canto da plataforma, conforme observado na Figura 12, cujas dimensões estão descritas no Apêndice D.

Figura 12 – Desenho da base inferior da plataforma instável



Fonte: autor

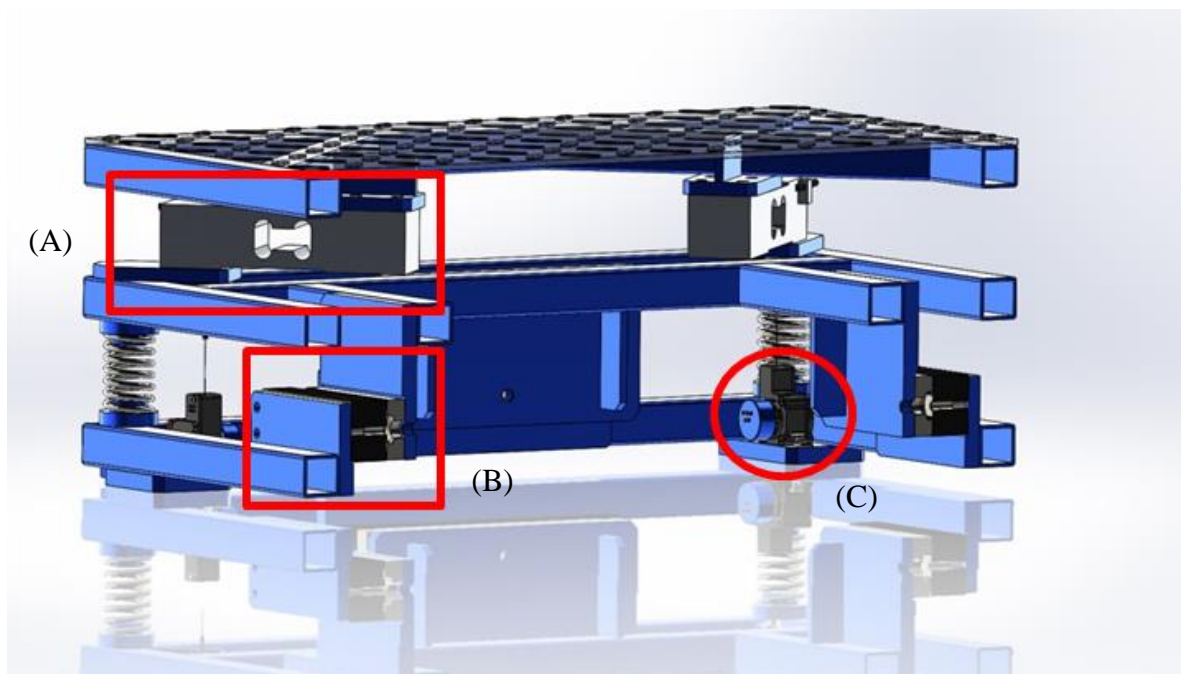
Essa construção permitiu a possibilidade de trocar as molas para fazer diferentes testes com molas de rigidez diferente. Para este trabalho foram selecionadas três tipos de rigidez de mola, de 15N/mm, 20N/mm e 25N/mm. Esta escolha foi baseada no teste inicial no Brasil e pensando em promover uma maior e menor oscilação da plataforma para permitir a investigação do comportamento postural de grupos diferentes, desde saudáveis a indivíduos com limitações de equilíbrio, em diferentes níveis de instabilidade.

Para verificar a possibilidade de deslocamento no eixo vertical permitido pela mola foram fixados quatro sensores de deslocamento potenciométrico, modelo WPS-50-MK30-P50 da marca MICRO-EPSILON<sup>®</sup>. Essa medida da deformação da mola, a partir do estado estável, será um dado adicional na compreensão das estratégias de equilíbrio.

Para permitir a mudança do estado estável para o instável automaticamente, foi construído um sistema de bloqueio e desbloqueio utilizando 4 ventosas da marca Mecalectro<sup>®</sup> de 12/24 V de tensão nominal, potência nominal de 6 W e capacidade máxima de 300 kg.

A Figura 13 ilustra a fixação dos componentes descritos anteriormente, células de carga, molas e sistema de bloqueio eletromagnético.

Figura 13 – Desenho da plataforma instável mostrando os sensores utilizados.



(A) Célula de carga, (B) Ventosa (sistema eletromagnético) e (C) Sensor de deslocamento (potenciômetro)

Fonte: autor

Foi iniciada a conexão do sistema da plataforma com o computador a partir de placa Arduíno e da criação de uma interface para sincronizar a aquisição dos dados pela plataforma de força no momento do desbloqueio dela. Porém não foi finalizada a tempo para a conclusão deste trabalho, sendo objetivo de trabalhos futuros.

Também iniciada a calibração da plataforma para posteriormente ser utilizada na obtenção dos dados do centro de pressão e associar com os demais parâmetros de deslocamento da plataforma através do sensor de deslocamento, oscilação do centro de massa e variação angular obtidos pelo Kinect da Microsoft<sup>®</sup>.

### **3.2.1 Características do Kinect da Microsoft<sup>®</sup>**

Além da plataforma, o Kinect da Microsoft<sup>®</sup> foi usado para realizar a avaliação da oscilação do centro de massa nas mesmas condições propostas pelo experimento no Brasil.

Foi utilizada a versão KinectV2 for Windows e o software oficial da Microsoft Software Development Kit (SDK, versão 1.8) para fornecer uma interface para a programação de aplicativos entre o sensor Kinect e seu software de rastreamento de esqueleto, com frequência de aquisição de dados de vídeo de 30 Hz, que foi desenvolvida por um doutorando do INP Grenoble no ano de 2014, que posteriormente foi adaptada para as situações de uso deste estudo.

O programa elaborado permitiu obter os dados da posição articular de cada segmento corporal (cabeça, ombros, cotovelos, punhos e mãos, tronco, quadris, joelhos, tornozelos e pés) que foram exportados para o programa Excel (Microsoft<sup>®</sup>) no qual foi calculado o centro de massa corporal total, baseado nos valores propostos por Winter (1979).

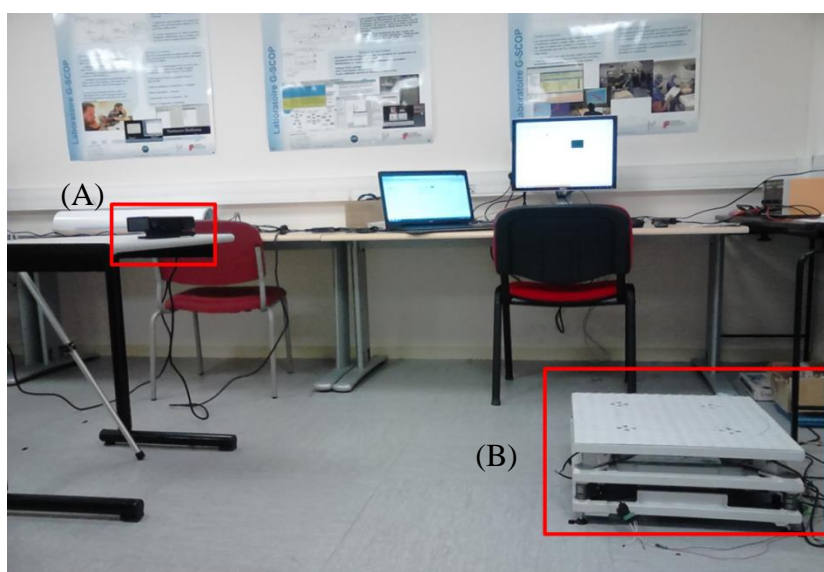
Este instrumento ainda poderá ser utilizado para a avaliação por cinemetria na investigação da variação angular em situação de instabilidade, para estudos futuros.

### **3.2.2 Análise de dados**

Neste experimento a plataforma foi utilizada somente como instrumento de instabilidade através das molas. Não foram realizadas medidas de força de reação do solo.

As variáveis obtidas foram: variação da amplitude de oscilação do centro de massa no sentido ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) através do Kinect. A Figura 14 apresenta a instalação completa necessária para a realização do experimento.

Figura 14 – Disposição dos equipamentos utilizados para a realização do experimento com o Kinect no Laboratório G-SCOP.



(A) Kinect da Microsoft® e (B) Plataforma instável com molas  
Fonte: autor

As informações foram processadas por um computador, com sistema operacional compatível, a partir do Microsoft® SDK, e os dados obtidos foram exportados para o programa Excel (Microsoft®).

### 3.2.3 Sujeitos

Primeiramente foi realizado um convite aos membros (alunos e funcionários) do Laboratório G-SCOP, do INP Grenoble, a participarem do estudo. Foram selecionados 20 voluntários que passaram por uma pré-seleção, na qual foram feitas perguntas quanto à idade, altura e peso corporal, se apresentavam alguma patologia, e se a resposta fosse positiva, qual patologia apresentava, e se realizou alguma cirurgia, o tipo de cirurgia, local e há quanto tempo a realizou. Após essa pré-seleção os voluntários foram orientados sobre os procedimentos do experimento, informados sobre os riscos e benefícios, objetivos do estudo e a total confidencialidade dos dados obtidos, e posteriormente o consentimento livre e esclarecido foi obtido a partir deles.

Dos 20 voluntários selecionados todos eram saudáveis, porém um deles teve diagnóstico de Doença de Menière na infância e outro realizou cirurgia ortopédica no membro inferior direito há mais de 6 meses. Todos os voluntários participaram da pesquisa.

Os voluntários eram de ambos os sexos com idade entre 21 e 49 anos.

### 3.2.4 Protocolo experimental

Foi realizado o experimento com os voluntários nas quatro condições descritas anteriormente no protocolo experimental aplicado no Brasil, porém foram realizadas três repetições de cada condição avaliada, de forma aleatória para cada voluntário, não seguindo uma ordem, a fim de identificar possível efeito de aprendizagem, o qual não houve interferência.

O Kinect da Microsoft® foi posicionado a aproximadamente 2 m de distância do voluntário e cerca de 50 cm de altura em relação ao solo, sendo ajustada essa altura em relação à altura dos voluntários para se atingir um alcance da cabeça aos pés.

Para a realização do experimento, os voluntários foram orientados a seguir o seguinte protocolo: permanecer em pé com os braços ao longo do corpo e com os pés em posição confortável, próximo a uma área demarcada no solo e na plataforma, para manter a distância de 2 m do Kinect, e olhar para um ponto fixo ao nível dos olhos nas condições de olhos abertos estável e instável, respectivamente, e para a condição de olhos fechados estável, o voluntário foi orientado a se posicionar próximo a área demarcada no solo e posteriormente fechar os olhos, e para a condição de olhos fechados sobre a plataforma instável a orientação foi de subir sobre a plataforma, se posicionar confortavelmente próximo a área demarcada e em seguida fechar os olhos.

O tempo de aquisição foi de 70 segundos, a partir dos quais os primeiros 10 segundos foram descartados, pois era o período de ajuste postural dos voluntários.

### 3.2.5 Análise estatística

Para verificar se as variáveis têm distribuição normal, utilizou-se a análise estatística pelo programa GraphPad PRISM® 4.0 para ambos os experimentos. Foram feitas média e desvio padrão (dp) para todas as variáveis, características físicas da população e as valores do CoP no experimento realizado no Brasil e do centro de massa no experimento da França. Para comparar os efeitos dos fatores estabilidade da plataforma (ou mola) e olhos abertos ou fechados (visão) e interação entre os mesmos foi realizada a análise TWO-way ANOVA para medidas repetidas com pós-teste Bonferroni para comparação das médias com  $p \leq 0,05$  considerado estatisticamente significativo.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

No estudo realizado no Brasil foram incluídos 12 voluntários no grupo de adultos jovens (6 do sexo feminino, 6 do sexo masculino), com idade média de 25,75 anos (dp 8,03), altura média = 1,74 m (dp 6,30) e a média da massa corpórea = 75,63 kg (dp 12,76), e no grupo de idosos 12 participantes (5 do sexo feminino e 7 do sexo masculino) com idade média de 64,45 anos (dp 3,98), altura média = 1,66 m (dp 0,07) e massa corpórea média = 76,63 kg (dp 8,58).

Os valores absolutos das variáveis de oscilação média do CoP na direção AP e ML, velocidade média e área de oscilação do CoP podem ser verificados nos gráficos que serão apresentados a seguir e as diferenças entre as condições avaliadas serão apresentadas em porcentagens.

Os resultados serão apresentados e discutidos na seguinte ordem: oscilação média do CoP na direção AP, ML, área e velocidade de oscilação do CoP para adultos jovens e idosos, e finalmente oscilação do CM na direção AP e ML obtidos pelo Kinect.

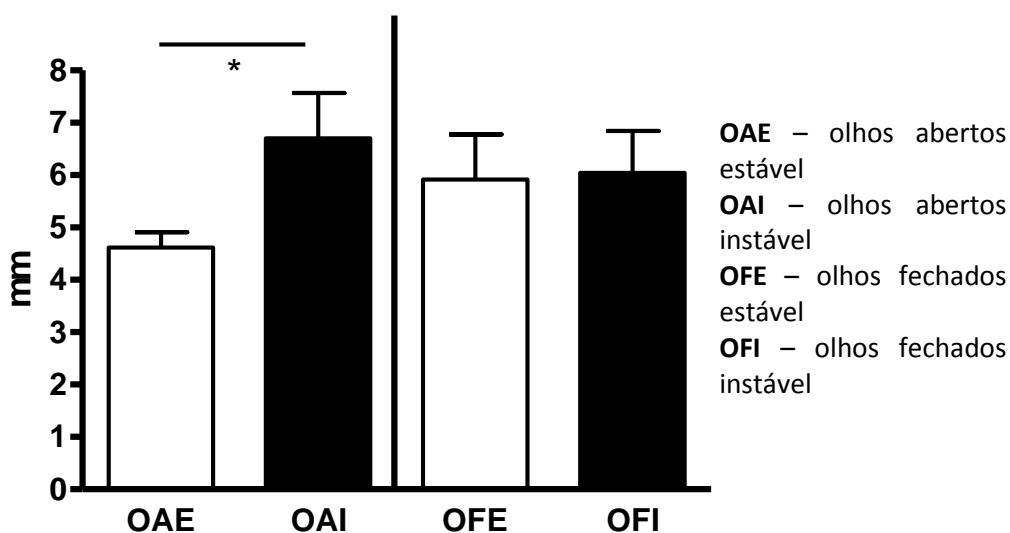
A análise TWO-way ANOVA para medidas repetidas foi feita para comparar as médias e identificar possível efeito ou interação entre os fatores: estabilidade da plataforma (mola) e visão (olhos abertos ou fechados).

### 4.1 ANÁLISE DA OSCILAÇÃO MÉDIA DO COP NA DIREÇÃO AP

Ao analisar os dados de oscilação média do CoP na direção AP obtidos do grupo adultos jovens, foi observado que houve interação entre os fatores de visão e estabilidade ( $p < 0,05$ ), ou seja, a comparação das médias com e sem mola apresentaram tendências diferentes com olhos abertos e fechados. A análise estatística também mostrou efeito de estabilidade ( $p < 0,03$ ), no entanto o pós-teste de Bonferroni mostrou que, com olhos abertos a oscilação foi 45% maior na plataforma instável quando comparado com a plataforma estável ( $p < 0,01$ ). Enquanto na situação com olhos fechados o pequeno aumento de pouco mais de 2% na plataforma instável, não foi significativo. (Gráfico 1).

Gráfico 1 – Oscilação média do CoP na direção AP do grupo dos adultos jovens nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável

### Comparação da oscilação média AP, com olhos abertos e fechados em superfície estável e instável - Adulto jovem



\* indica significância estatística para  $p < 0,01$

Fonte: autor

O aumento da oscilação do CoP na direção AP em condições mais desafiadoras, como em superfícies instáveis, é observado também por Garcia et al. (2012), pois reflete uma perturbação do equilíbrio devido a perda de informações provenientes de sistemas como o somatossensorial (ALLUM et al., 2002), colocado em conflito neste estudo pela plataforma com molas.

Essa condição mais desafiadora, imposta pela superfície instável, coloca uma maior demanda sobre os mecanismos de controle postural e torna aparente um distúrbio de alguns dos sistemas que se integram para manter o equilíbrio (NURSE et al., 2005). A forma mais comum de investigação da influência somatossensorial no controle do equilíbrio postural é com o uso de espuma, pois ela diminui a distribuição de pressão nos pés e a orientação do corpo (PERRY; MCILROY; MAKI, 2000), além de diminuir o torque de tornozelo na estabilização corporal (MACLELLAN; PATLA, 2006).

Porém há uma discussão quanto ao uso da espuma para esse tipo de investigação, pois ela apresenta limitações como, por exemplo, quanto ao padrão da sua espessura e densidade usadas, havendo divergências entre as espumas utilizadas nos estudos (WU; CHIANG, 1996).

Segundo Patel et al. (2008), existe a possibilidade de uma interferência parcial, nos resultados da investigação do equilíbrio postural, dada pelas propriedades das espumas utilizadas. Eles observaram um aumento da variação do torque AP, com base na variação do CoP, de adultos saudáveis sobre uma espuma de maior módulo de elasticidade. Eles sugerem que espumas mais rígidas têm como efeito diminuir a capacidade do indivíduo produzir respostas corretivas precisas para a manutenção do equilíbrio comparada a espumas mais macias.

Estes resultados também foram encontrados por Chaikereee, Saengsirisuwan, Chinsongkram (2015), que compararam as propriedades de quatro espumas diferentes, confirmando que o indivíduo oscila ainda mais em espumas mais rígidas, quando comparada a espuma macia, pois a pessoa afunda-se e reduz as propriedades que geram a instabilidade.

Lord, Clark e Webster (1991) verificaram em seu estudo que a sensibilidade cutânea e a propriocepção dos membros inferiores são importantes para manter a postura em ortostatismo em superfície rígida.

Na plataforma instável construída para este estudo, a superfície de apoio firme pode oferecer um ambiente de avaliação mais próximo das experiências cotidianas dos indivíduos, além de manter as condições estritas da reação do solo, e, ao mesmo tempo, gerar distúrbios mecânicos pela presença da mola, sendo capaz de causar este efeito para uma avaliação mais consistente do controle postural.

Mas neste estudo o aumento da oscilação do CoP na direção AP foi observado somente quando os indivíduos estavam com olhos abertos, no entanto, Patel et al. (2008) descreveram que na condição com olhos fechados essa oscilação corporal tende a ser maior, pois a visão é o sistema sensorial que mais contribui para a manutenção da estabilidade corporal, especialmente quando há comprometimento dos outros sistemas (ROSENGREN et al., 2007) ou em tarefas de manutenção do equilíbrio postural mais complexas (ZEMKOVÁ; HAMAR, 2010).

Patel et al. (2008) ainda mostram em seu estudo um efeito combinado da visão com as propriedades da espuma para o aumento da variância do torque de tornozelo no sentido anteroposterior, no qual foi observado um maior efeito estabilizador da visão nas superfícies mais desafiadoras.

Porém, no presente estudo esse quadro não foi visualizado. Com a supressão da informação visual, os adultos jovens oscilaram menos na plataforma com molas quando comparado à condição de olhos abertos na plataforma instável, sendo observado somente efeito da estabilidade ( $p < 0,03$ ).

Isto pode ser explicado pelo fato de se utilizar um instrumento com base na oscilação permitida por molas para avaliar a capacidade de manter a postura ortostática, podendo afetar de forma diferente os sistemas visual, somatossensorial e vestibular.

Roll e Roll (1988 *apud* ZEMKOVÁ; HAMAR, 2010) sugeriram em seu trabalho que estímulos provenientes dos fusos musculares atuam em uma cadeia proprioceptiva desde os pés até os olhos, alterando a representação interna da postura.

Sendo assim, acredita-se que o estímulo proprioceptivo gerado pelas molas tem um comportamento diferente da espuma provocando um conflito entre as informações visuais e somatossensoriais.

Winter (1998) também discutiu a importância da aferência visual para o controle do movimento. Ele afirmou que a informação visual não influencia de forma significativa o controle postural, fato que também pode ser observado por Loram, Kelly e Lakie (2001) quando utilizou protocolos de teste diferentes, como por exemplo, em situações onde a atenção à tarefa é menor (LORAM; KELLY; LAKIE, 2001).

Zemková e Hamar (2010) observaram uma redução da oscilação do CoP de adultos saudáveis com feedback visual dessa movimentação, também citado por Carpenter et al. (2001) em tarefas mais desafiadoras. A atenção para acertar um alvo pode alterar o controle do feedback visual da posição do corpo, o nível de atenção ou a excitação e assim influenciar a resposta do controle postural.

A contribuição da informação visual é mais importante quando as demais fontes sensoriais estão reduzidas (DIETZ, 1992). Como o grupo de adultos jovens do atual estudo foi formado somente por indivíduos saudáveis, este fato justifica a menor oscilação com olhos fechados na plataforma com molas, refletindo uma menor dependência da informação visual.

A altura da plataforma, principalmente na condição instável, na qual não fica ao nível do solo, pode ter provocado uma influência para o aumento da oscilação corporal na condição de olhos abertos, devido uma possível insegurança. A maior atenção por estar em um ambiente mais alto ou excitação podem gerar uma alteração do *feedback* visual da posição do corpo. Davis et al. (2009) relatam que em alturas elevadas pode haver mudanças no controle postural devido as diferenças dentro do campo visual.

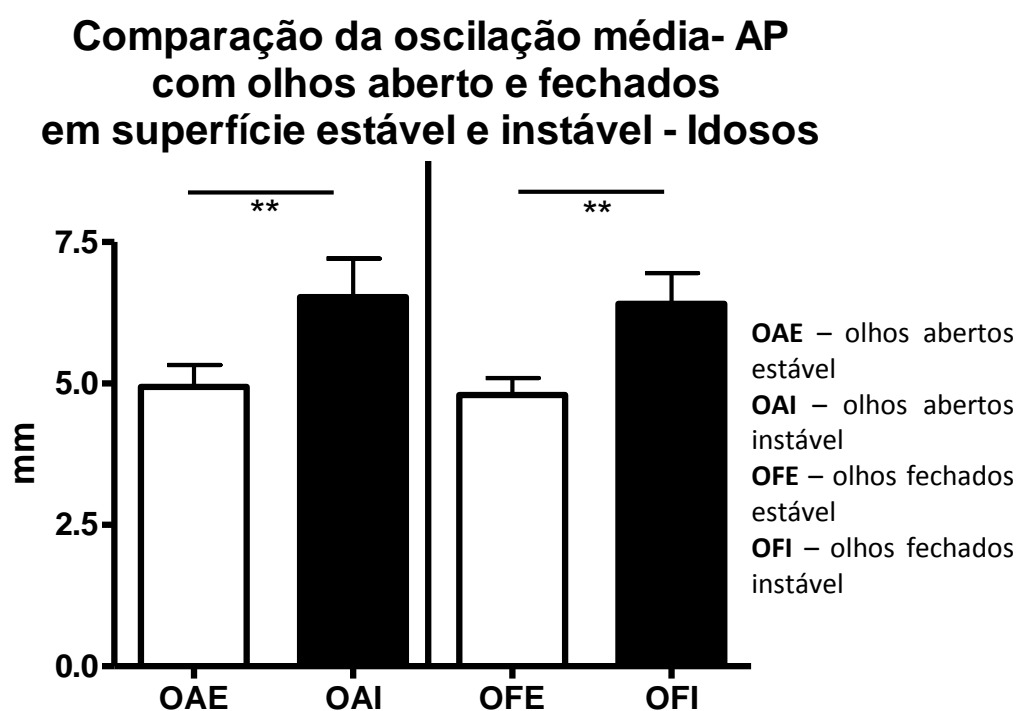
Outro grupo bastante investigado na busca da compreensão das causas dos distúrbios de equilíbrio é o de idosos, devido a forte relação com o alto índice de quedas e problemas decorrentes (O'LOUGHLIN et al., 1993).

No grupo de idosos deste trabalho, ao analisar este mesmo parâmetro de oscilação média do CoP na direção AP, pode-se observar efeito somente da estabilidade ( $p < 0,001$ ), ou

seja, os idosos oscilaram mais na plataforma instável, independente se os olhos estavam abertos ou fechados, não havendo interação entre os fatores.

O aumento na oscilação média foi significativo ao pós-teste de Bonferroni ( $p < 0,01$  em ambos os casos) tanto para olhos abertos, com 32% a mais, quanto para olhos fechados, com aumento de 33% (Gráfico 2).

Gráfico 2 - Oscilação média do CoP na direção AP do grupo de idosos nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável



\*\* indica significância estatística para  $p \leq 0,01$ .

Fonte: autor

O aumento da oscilação do CoP é comumente observado na população idosa já que, o processo de envelhecimento leva a perdas nos diferentes sistemas que interagem para se obter o controle postural (HORAK; SHUPERT; MIRKA, 1989; SHUMWAY-COOK et al., 1997), como distúrbios de sensibilidade tátil (KURZ; ODDSON; MELZER, 2013), maior rigidez articular pelo aumento da coativação muscular e consequente redução da flexibilidade (TUCKER et al., 2008), diminuição da acuidade visual, diminuição da excitabilidade do sistema vestibular (ALEXANDER, 1994) entre outros.

A perda da sensibilidade cutânea relacionada aos efeitos do envelhecimento parece ter forte correlação com um controle postural deficiente e conseqüentemente um aumento do risco de cair (MAKI et al., 1999). Ueda e Carpes (2013) também observaram correlação entre a sensibilidade cutânea de idosos e o aumento da oscilação AP com um pior desempenho do controle postural na postura estática.

Os idosos avaliados neste trabalho apresentaram uma maior oscilação média AP tanto com olhos abertos como com olhos fechados sobre a plataforma instável. Isso indica que a perturbação mecânica promovida pelas molas com rigidez de 18N/mm foi suficiente para provocar um conflito na informação somatossensorial para investigar o equilíbrio postural.

Müjdeci, Aksoy e Atas (2012) avaliaram o equilíbrio de idosos que caem e que não caem e observaram que os idosos caidores apresentaram maior comprometimento do equilíbrio postural nas condições onde as informações visuais e somatossensoriais foram imprecisas. No presente estudo, houve um pequeno aumento da oscilação AP do CoP na plataforma instável com olhos fechados dos idosos saudáveis em relação a mesma condição de instabilidade, mas com olhos abertos. Uma maior diferença pode não ter sido encontrada pelo fato dos idosos serem saudáveis e não relatarem quedas.

Em perturbações do equilíbrio postural de menor amplitude e em superfícies de apoio firmes há maior ação dos músculos ao redor do tornozelo para a manutenção desse controle (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOT, 1995), sendo assim, com a fraqueza muscular observada nos idosos, isto irá comprometer a manutenção do equilíbrio postural (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOT, 1995; PINHO et al., 2005).

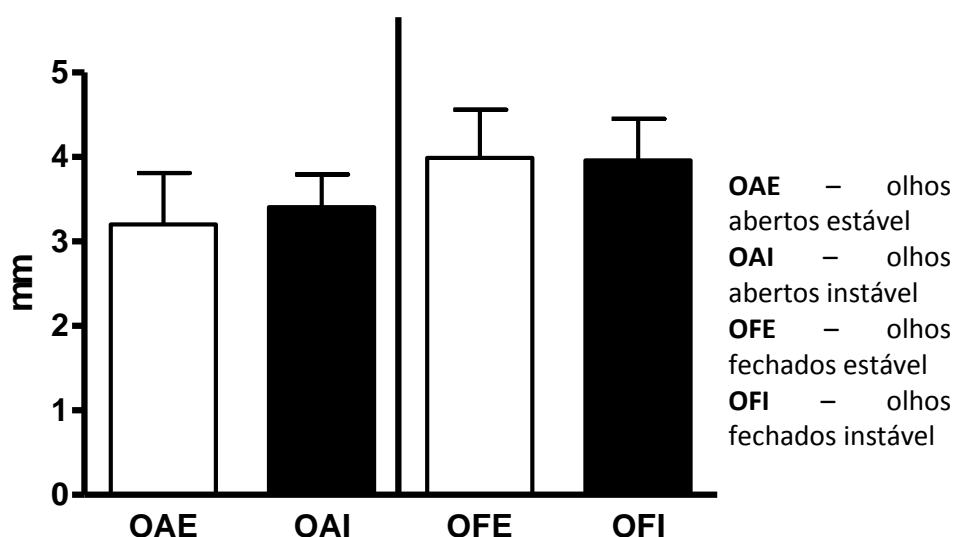
Assim, pode-se dizer que a plataforma com molas gera perturbação mecânica suficiente para avaliar a influência da informação somatossensorial no controle postural, principalmente de indivíduos idosos.

#### 4.2 ANÁLISE DA OSCILAÇÃO MÉDIA DO COP NA DIREÇÃO ML

Para a oscilação média ML do CoP não houve interação entre os fatores, nem efeito de nenhum fator, ou seja, nem a mola e nem os olhos fechados alteraram significativamente a oscilação ML dos adultos jovens, com um discreto aumento de 6% da oscilação na condição de olhos abertos e um redução de 0,6% para olhos fechados, como pode ser observado no Gráfico 3.

Gráfico 3 - Oscilação média do CoP na direção ML do grupo dos adultos jovens nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável.

### Comparação da oscilação média ML, com olhos abertos e fechados em superfície estável e instável - Adulto jovem



Fonte: autor

Frente a um desequilíbrio de pequena amplitude, como o proporcionado pela mola neste estudo, a estratégia reativa de equilíbrio utilizada é a de tornozelo, que leva à oscilação anteroposterior do corpo, funcionando como um pêndulo invertido (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOT, 1995). Por esse fato não houve diferença estatística para o parâmetro de oscilação média do CoP na direção ML para o grupo de adultos saudáveis

A estabilidade médio lateral está mais relacionada à ação muscular do quadril, observada em maior amplitude na estratégia de quadril (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOT, 1995; NAGY et al., 2007). Esta estratégia é acionada em situações de maior instabilidade e em grande parte pela população idosa, que apresenta déficit na estratégia do tornozelo mesmo em condições de pequena instabilidade (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOT, 1995; PINHO et al., 2005), ou como ajuste postural compensatório, quando há alteração da informação somatossensorial (HORAK; NASHNER; DIENER, 1990).

Assim como neste estudo, Machado et al. (2016) também não encontraram alterações nos padrões do controle postural de indivíduos adultos jovens com a supressão da informação

visual, assim como quando submetem esses indivíduos à alteração de sensibilidade induzida por hipotermia.

Apesar disso, Lord e Ward (1994) relatam que todos os indivíduos, independente da idade, necessitam da sensibilidade cutânea plantar para um bom controle do equilíbrio postural em pé. Pois os mecanorreceptores plantares, assim como os que estão presentes nos demais tecidos (fuso muscular, órgão tendinoso de Golgi e receptores articulares) (HORAK; SHUPERT; MIRKA, 1989), são estimulados mecanicamente (KANDEL et al., 2014) informando ao sistema nervoso central a condição existente entre a superfície de apoio e a região plantar (KAVOUNOUDIAS; ROLL; ROLL, 1998). Sendo assim, por estarem sobre uma superfície de apoio firme com molas em sua base que provocam pequenas perturbações mecânicas não se observa diferença significativa da oscilação médio lateral do CoP nesta população adulta jovem.

O controle da estabilidade lateral é o parâmetro mais afetado no controle postural dos indivíduos que caem, portanto é mais sensível para verificar distúrbios de equilíbrio e risco de quedas (PIIRTOLA; ERA, 2006; EGERTON; BRAUER; GRESSWELL, 2009).

Sendo assim, o aumento da oscilação ML, principalmente na condição de olhos fechados, após perturbação mecânica, é o melhor parâmetro para avaliar o risco de quedas (MAKI; HOLLIDAY; TOPPER, 1994; RAYMAKERS; SAMSON; VERHAAR, 2005), e sugere-se que este parâmetro é mais sensível aos efeitos da idade, mas somente mediante uma perturbação mecânica (ERA; HEIKKINEN, 1985).

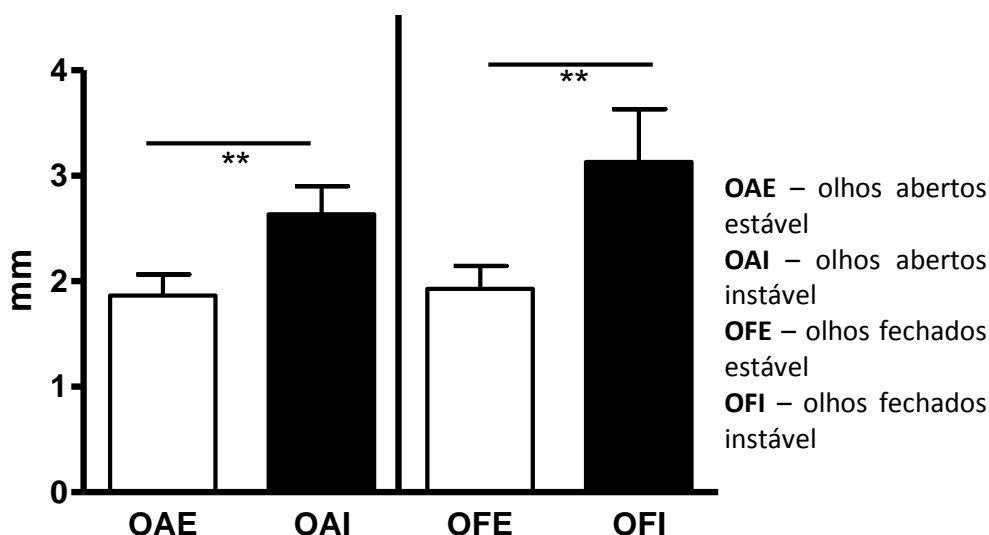
A população idosa investigada neste estudo apresentou maior oscilação ML do CoP, assim, pode-se dizer que a plataforma com molas é uma ferramenta capaz de evidenciar a influência das perdas somatossensoriais causadas pela idade no controle postural e, desta maneira, identificar potencial risco de quedas.

O grupo de idosos apresentou maior oscilação média ML na condição instável. Este acréscimo foi de 41% com olhos abertos e 62% com olhos fechados, significativo ao pós-teste de Bonferroni (com  $p < 0,01$  em ambos os casos). Assim verifica-se que houve efeito somente da estabilidade ( $p < 0,0001$ ) e não houve interação entre os fatores.

O Gráfico 4 ilustra esse aumento significativo nas condições de olhos abertos e olhos fechados.

Gráfico 4 - Oscilação média do CoP na direção ML do grupo de idosos nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável

### Comparação da oscilação média ML, com olhos aberto e fechados em superfície estável e instável - idoso



\*\* indica significância estatística para  $p \leq 0,01$

Fonte: autor

Lemos, Ribeiro e Mota (2015) observaram maior oscilação ML do CoP e também do centro de massa na condição de olhos fechados entre a população idosa investigada, comparado à condição de olhos abertos. Já Dorneles, Silva e Mota (2015), ao compararem o equilíbrio postural de mulheres de diferentes faixas etárias, observaram um aumento da oscilação do CoP somente na direção ML na condição de olhos abertos no grupo de idosas. Ao suprimir o *input* visual eles não observaram diferença estatística da oscilação do CoP entre os grupos, pois ao inibir o sistema visual não é possível verificar os déficits da informação enviada por este sistema desta população.

Neste estudo desenvolvido com a plataforma com molas também não foi observada diferença da oscilação médio lateral no grupo de idosos quando comparados nas condições de olhos abertos e olhos fechados na superfície estável, ou seja, não houve efeito da visão no comportamento da oscilação ML do CoP, assim como observado por Machado et al. (2016).

Assim, com a introdução da instabilidade da superfície de apoio, tanto com olhos abertos quanto com olhos fechados, este aumento foi significativo, indicando que com o maior número de sistemas sensoriais sendo manipulados, maior será a oscilação do CoP,

principalmente entre a população idosa. Teixeira et al. (2011) também identificaram essa maior oscilação do CoP a medida que o maior número de informações sensoriais era colocado em conflito, porém foi observado somente na direção AP, fato possivelmente justificado pelo instrumento utilizado por eles, um sistema mecânico simples que permitia um movimento de 20° manualmente para frente e para trás.

Assim como Teixeira et al. (2011), Wolfson et al. (1992) verificaram diminuição do equilíbrio postural de idosos na ausência e/ou conflito das informações proprioceptivas e visuais, como também observado neste estudo pelo maior aumento da oscilação ML do CoP na condição de olhos fechados sobre a plataforma com molas.

Portanto os resultados encontrados neste trabalho permitem afirmar que a oscilação médio lateral aumentada, principalmente com olhos fechados sobre a plataforma com molas, pode ser um indicador de maior vulnerabilidade da população idosa a quedas, pois este grupo é mais dependente das informações somatossensoriais e visuais para manter o equilíbrio, como observado também por Machado et al. (2016).

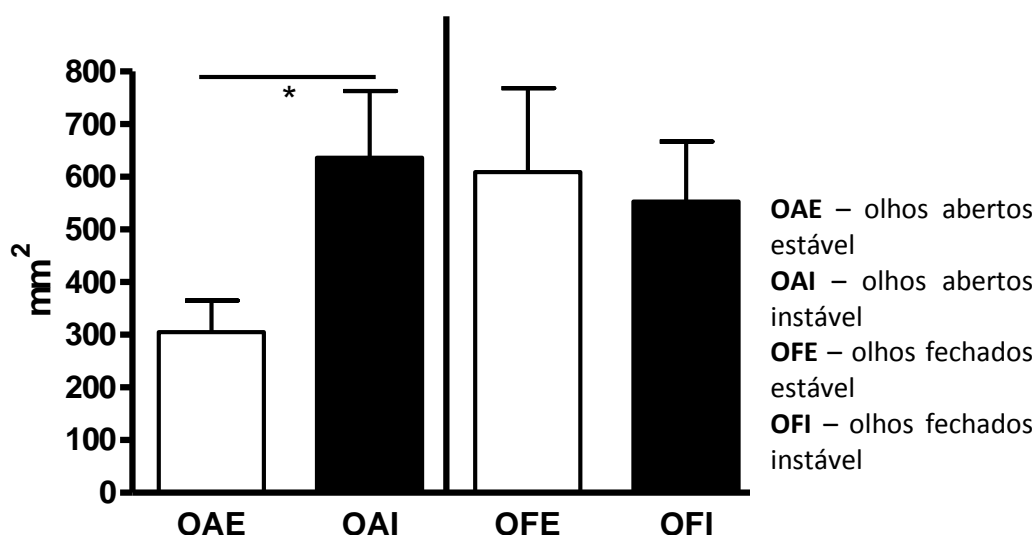
#### 4.3 ANÁLISE DA ÁREA DE OSCILAÇÃO TOTAL DO COP

Ao se comparar os fatores estabilidade da plataforma e olhos abertos ou fechados, houve interação entre os fatores ( $p < 0,01$ ), ou seja, a presença da mola interferiu de forma diferente quando os olhos estavam abertos ou fechados, sendo que a diferença com olhos abertos foi significativa ( $p < 0,05$ ) ao se aplicar o pós-teste de Bonferroni, com aumento de 108% sobre a plataforma com molas, em contrapartida com olhos fechados houve uma redução de 9% na condição de instabilidade. Isso significa que a plataforma com molas produz um comportamento diferente com olhos abertos e fechados nos adultos jovens, para este parâmetro.

O Gráfico 5 mostra esse comportamento com os valores absolutos.

Gráfico 5 - Área de oscilação total do CoP do grupo dos adultos jovens nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável

### Comparação da área de oscilação com olhos abertos e fechados em superfície estável e instável - Adulto jovem



\* indica significância estatística para  $p \leq 0,05$

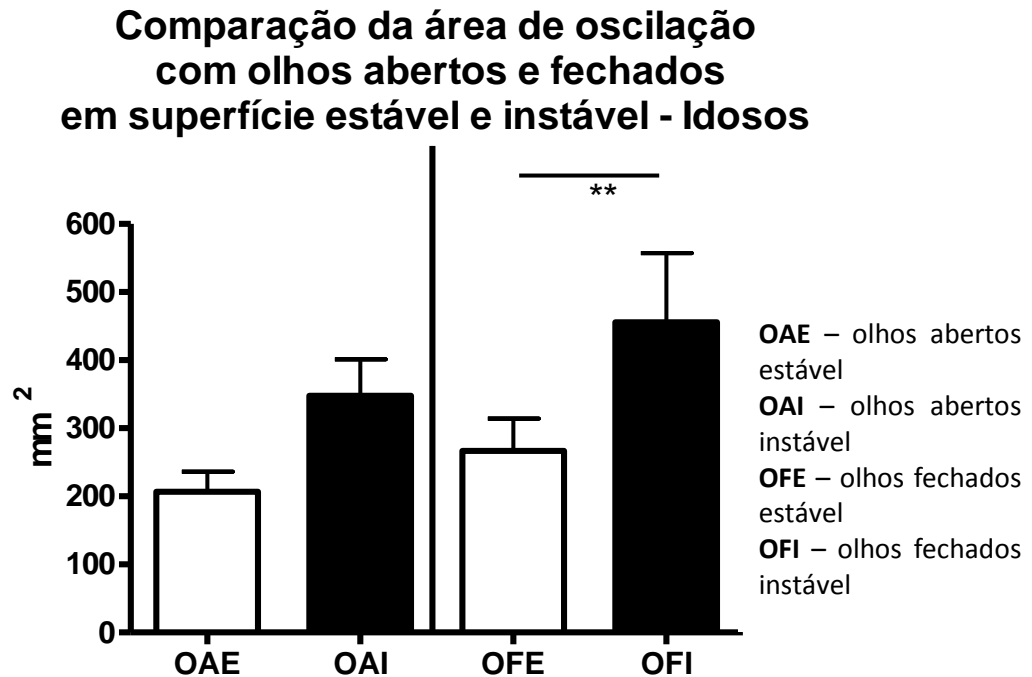
Fonte: autor

A maior área total de oscilação do CoP na plataforma com molas na condição de olhos abertos também foi observada em vários estudos com a utilização da espuma como suporte de apoio instável (FUJIMOTO et al., 2009; GARCIA et al., 2012). Este aumento é mais evidente quando se comparam idosos saudáveis ou pacientes com distúrbios vestibulares com indivíduos jovens (FUJIMOTO et al., 2009; GARCIA et al., 2012; CARNEIRO et al., 2013).

Porém esta variável é pouco enfatizada nos estudos como um parâmetro de evidência clínica importante, pois é resultado das oscilações AP e ML dos grupos investigados.

Na análise deste parâmetro para o grupo de idosos, não foi observado interação entre os fatores, mas houve efeito da estabilidade ( $p < 0,0007$ ), ou seja, os idosos oscilaram mais na plataforma instável. O aumento foi de 68% para olhos abertos e 70% para olhos fechados, no entanto, no pós-teste de Bonferroni, a diferença foi significativa somente com olhos fechados ( $p < 0,01$ ), esse resultado traduz que o aumento da oscilação do CoP na plataforma instável com olhos fechados foi o responsável pelo efeito da mola na análise TWO-way ANOVA (Gráfico 6).

Gráfico 6 - Área de oscilação total do CoP do grupo de idosos nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável



\*\* indica significância estatística para  $p \leq 0,01$

Fonte: autor

Assim como neste estudo com a plataforma com molas, Macedo et al. (2015) encontraram maior área de oscilação do CoP na condição de olhos fechados sobre uma superfície com espuma na avaliação do controle postural, mas de idosos com distúrbio vestibular.

A ausência da informação visual, somada a imprecisão do *input* somatossensorial permitem a avaliação da precisão do sistema vestibular para a manutenção do equilíbrio postural (MATHESON; DALINGTON; SMITH, 1999). Sendo assim, o aumento significativo da área de oscilação do CoP dos idosos para esta condição, neste estudo, permite dizer que este sistema não compensou de forma eficiente a imprecisão das demais informações.

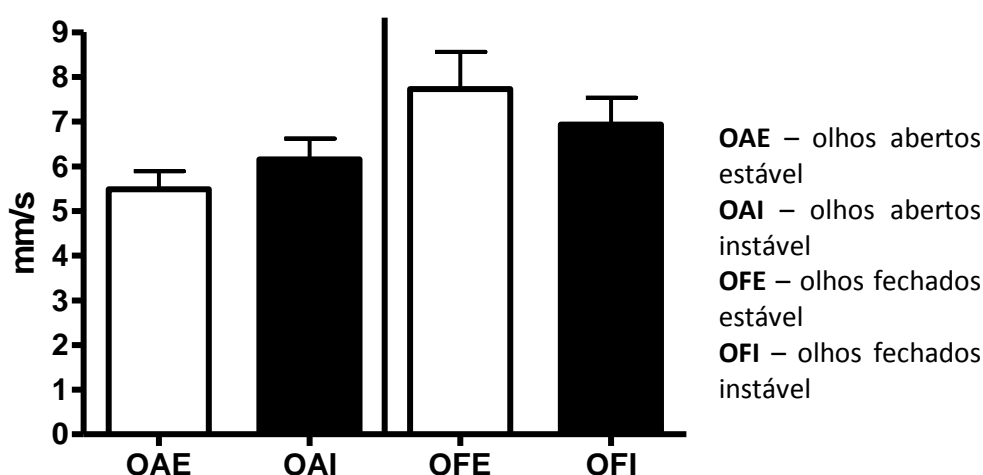
#### 4.4 ANÁLISE DA VELOCIDADE MÉDIA DE OSCILAÇÃO DO COP

A velocidade média de oscilação do CoP apresentou uma tendência ao efeito da visão, com um aumento de 12% na condição de olhos abertos quando avaliada sobre a plataforma

instável, porém ao se retirar a visão houve uma redução da velocidade média de oscilação de 10% sobre a plataforma instável, como observado no Gráfico 7.

Gráfico 7 - Velocidade média de oscilação do CoP do grupo dos adultos jovens nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável

### Comparação da velocidade com olhos abertos e fechados em superfície estável e instável - Adulto jovem



Fonte: autor

Não houve interação entre os fatores, nem efeito de nenhum fator para a velocidade média de oscilação, mas o valor do  $p$  para a efeito da informação visual foi de 0,05, que é um valor limite.

A velocidade de oscilação do CoP é a variável mais adequada para avaliar a contribuição visual na manutenção da postura ereta (SILVA; NADAL; INFANTOSI, 2006), fato que foi observado pela tendência do efeito da visão neste trabalho.

Além disso, com a privação da informação visual, que também funciona como fonte de informação proprioceptiva da posição do corpo no espaço e a relação dos segmentos corporais com o movimento do corpo (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOT, 1995), a condição de olhos fechados sobre a plataforma com molas provocou um conflito somente entre a informação somatossensorial dos pés e a informação vestibular, que são íntegras para estes indivíduos, justificando a ausência de diferença.

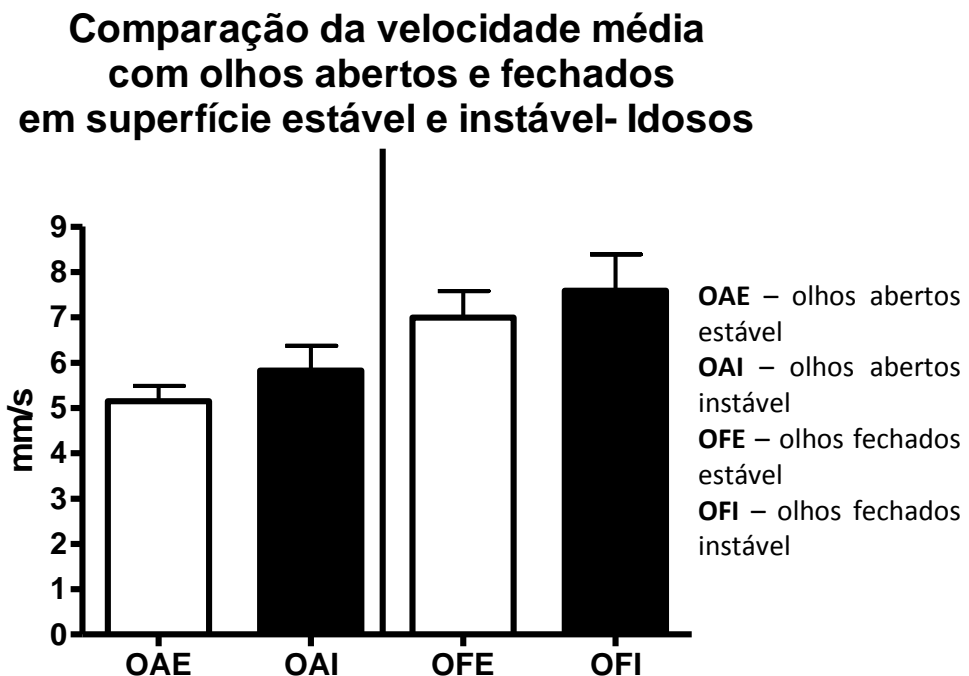
Lemay et al. (2013) mostram o aumento da velocidade média do CoP nos testes usando a espuma, devido à sua importância como parâmetro sensível para a detecção de alterações na capacidade de manter o equilíbrio postural, principalmente em idosos e/ou pessoas com doenças neurológicas. Também pode estar associado ao aumento do risco de quedas (SPINK et al., 2011).

Para Fujimoto et al. (2009), a variável em função da velocidade parece ser o parâmetro mais confiável para a avaliação de pacientes com doença vestibular periférica, e Garcia et al. (2012) observaram um aumento em todos os parâmetros, incluindo a velocidade média, sendo capaz de distinguir indivíduos saudáveis a partir da investigação de indivíduos com patologias.

Ao investigar a velocidade média de oscilação do CoP no grupo de idosos deste trabalho, foi observado efeito de estabilidade ( $p < 0,03$ ) e de visão ( $p < 0,03$ ), ou seja, os idosos oscilaram mais com olhos fechados e na plataforma instável.

O Gráfico 8 ilustra esses resultados da velocidade média de oscilação dos idosos.

Gráfico 8 - Velocidade média de oscilação do CoP do grupo de idosos nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável.



No entanto, o aumento da oscilação na situação instável foi semelhante nas condições com os olhos abertos ou fechados, não sendo significativo. O aumento foi de 13% com olhos abertos e 8% com olhos fechados.

Esse maior acréscimo da velocidade de oscilação com olhos abertos corrobora com o resultado observado no grupo de adultos jovens, confirmando o efeito que a mola exerce sobre a informação proprioceptiva visual e somatossensorial.

Ao se comparar os resultados da velocidade de oscilação quando o sujeito fechava os olhos foi observado um aumento de 35% na superfície estável e 30% na plataforma com molas.

Na condição com olhos fechados, não foi observada diferença estatística entre as superfícies estável e instável, diferente do que se observa na maioria dos trabalhos encontrados na literatura (FUJIMOTO et al., 2009; CUSIN et al., 2010;. GARCIA et al., 2012;. GARCIA et al., 2013; CARNEIRO et al., 2013).

Em vários estudos observa-se uma maior velocidade de oscilação, principalmente na direção antero-posterior, em indivíduos idosos (BALOH et al, 1994; DU PASQUIER et al., 2003) comparado aos jovens, como observado neste estudo, principalmente sobre a plataforma com molas com olhos fechados, refletindo maior dependência visual para a manutenção do equilíbrio.

Ao observar os dados da velocidade de oscilação média dos adultos jovens e dos idosos é possível verificar que houve efeito da informação visual para idosos, confirmando que este grupo tem maior dependência da visão para o controle da velocidade de oscilação do CoP (PRIETO et al., 1996).

Porém, como não houve aumento significativo da velocidade de oscilação do CoP sobre a plataforma instável, é possível que a rigidez das molas utilizadas neste experimento não tenha sido capaz de gerar perturbação mecânica necessária para avaliar este parâmetro.

Assim como nos trabalhos já citados, Macedo et al. (2015) verificaram maior velocidade de oscilação no teste com olhos fechados sobre espuma em idosos com vestibulopatia. Isto se dá porque quando há comprometimento de um dos sistemas investigados e os demais são colocados em conflito, e o sistema comprometido não é capaz de manter o equilíbrio sozinho. Além disso, esses indivíduos apresentam uma maior dependência da informação visual para a estabilização postural.

A espuma gera movimentos do tornozelo e pé que ativam os receptores sensoriais de maneira excessiva e desordenada. Esta sobrecarga de informação evita a correção postural eficaz (HORAK; HLAVACKA, 2001), exigindo-se maior contribuição do sistema vestibular

e visual. Na ausência de visão, em superfície de espuma, somente o sistema vestibular tem informações menos conflituosas, justificando o aumento da oscilação, principalmente no grupo de idosos (MACEDO et al., 2015).

Portanto, sugere-se que mais estudos sejam realizados com esta plataforma instável com molas com rigidez diferentes para distinguir melhor os efeitos sobre os sistemas sensoriais participantes do controle postural.

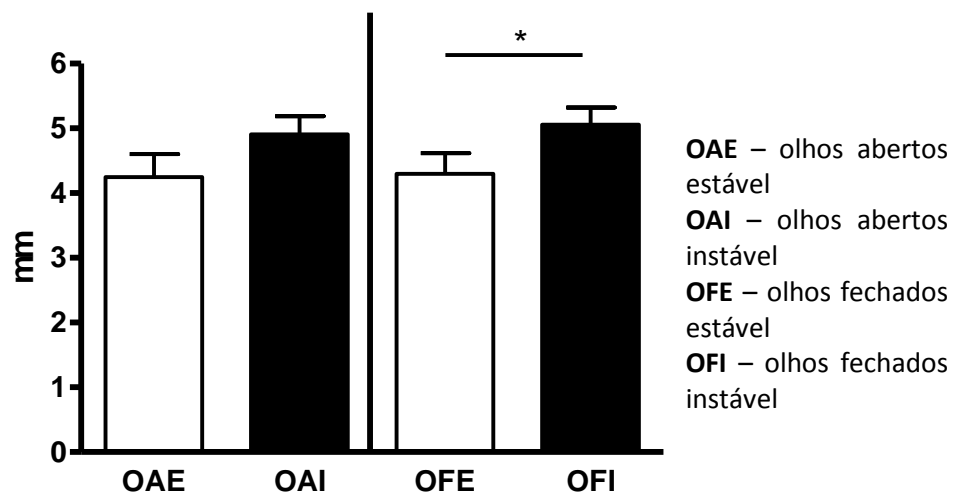
#### 4.5 ANÁLISE DA OSCILAÇÃO MÉDIA AP E ML DO CENTRO DE MASSA ATRAVÉS DO KINECT

No experimento realizado no Laboratório GSCOP do INP Grenoble foram incluídos 20 voluntários de ambos os sexos (9 do sexo feminino, 11 do sexo masculino), com idade média de 30,05 anos (dp 7,99), altura média = 1,69 m (dp 0,07) e a média da massa corpórea = 67,99 kg (dp 12,04).

Os dados analisados foram os valores absolutos das variáveis de oscilação média do CM na direção AP e ML, os quais podem ser verificados nos Gráficos 9 e 10.

Gráfico 9 - Oscilação média na direção AP do CM do grupo dos adultos jovens nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável

#### Oscilação média AP do centro de massa, com olhos abertos e fechados em superfície estável e instável



\* indica significância estatística para  $p < 0,01$

Fonte: autor

No Gráfico 9 é possível observar que houve aumento significativo da oscilação média do CM na direção AP somente na condição de olhos fechados sobre a plataforma instável ( $p < 0,05$  ao pós-teste de Bonferroni), com um acréscimo de 17%. Na condição de olhos abertos este aumento foi de 15% na plataforma com molas, porém não foi significativo.

Para este parâmetro não foi observado interação entre os fatores, mas houve somente efeito de estabilidade ( $p < 0,01$ ), afirmando que a plataforma com molas promove um efeito sobre a manutenção do equilíbrio postural de adultos jovens saudáveis.

A oscilação do CM é o parâmetro que melhor avalia o controle postural (DALLEAU et al., 2011), através de variáveis obtidas por instrumentos de cinemetria, e atualmente o Kinect tem sido proposto como instrumento preciso de avaliação do controle postural (CLARK et al., 2012; DUTTA, 2012; NAUMANN et al., 2015).

Alguns estudos têm buscado comprovar essa precisão comparando o Kinect com sistemas de captura de movimento tridimensional considerados padrão ouro para avaliação do controle postural por cinemetria, como o sistema Optotrak, citado por Lafond, Duarte e Prince (2004) e o sistema Vicon, utilizado nos estudos de Yeung et al. (2014) e Bonnechère et al. (2014).

Observa-se na literatura que o Kinect é uma ferramenta sensível às oscilações corporais em tarefas mais complexas para a avaliação do equilíbrio, como nas condições de olhos fechados sobre espuma (YEUNG et al., 2014), como também foi constatado no atual estudo, ao afirmar que houve oscilação significativa do CM na condição de olhos fechados sobre a plataforma com molas.

Ao observarmos os dados da oscilação média do CM na direção AP e os dados do CoP para a mesma direção da população jovem deste estudo, foi possível constatar que houve o efeito da mola sobre o comportamento de ambos os parâmetros, mostrando que a plataforma com molas pode ser uma ferramenta útil para a investigação do controle postural a partir dos dados do CM e do CoP.

Porém não é possível comparar os resultados de aumento da oscilação entre esses grupos, pois os experimentos foram realizados com plataformas diferentes, métodos de captura de dados diferentes e populações diferentes. Mas ao observar os gráficos da oscilação do CoP e do CM na direção AP do grupo de jovens adultos, os resultados diferem, com aumento da oscilação com olhos abertos no primeiro e com olhos fechados no segundo, sendo necessário utilizar as duas ferramentas simultaneamente para compreender esses dados. Além disso, as molas utilizadas na plataforma do experimento analisado com o Kinect tinham uma rigidez inferior à das molas da plataforma que analisou os dados do CoP.

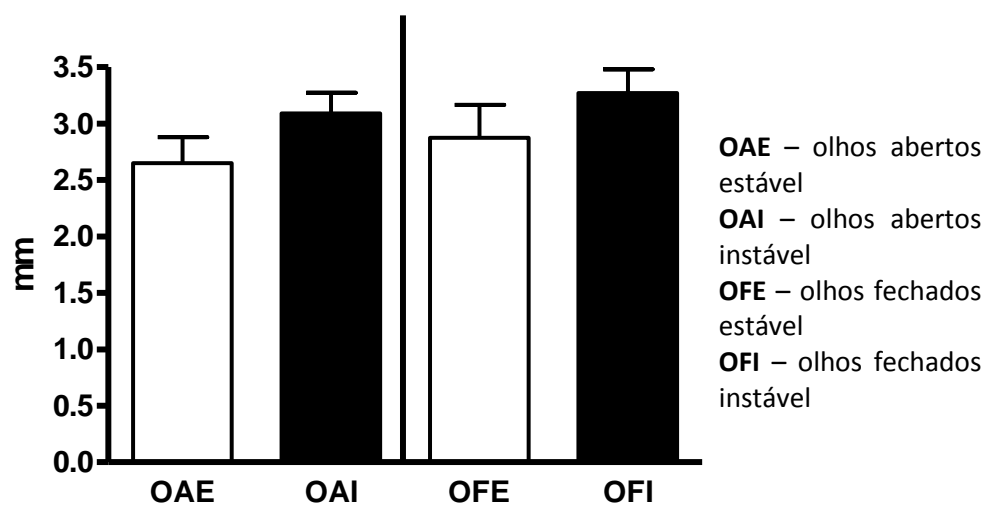
No estudo de Lafond, Duarte e Prince (2004), eles compararam métodos de estimativa do CM baseado na oscilação do CoP com os dados obtidos por cinemetria, e observaram uma relação entre eles, na qual o deslocamento do CoP sempre excede o CM estimado pelo método cinemático, sendo assim os dados do CoP podem ser menos precisos para representar a oscilação do CM, principalmente em condições de maior instabilidade. Assim como Yeung et al. (2014) observaram que, de uma forma geral, a plataforma de força e o Kinect são instrumentos comparáveis ao sistema de captura de movimento tridimensional para avaliar a trajetória do CM, porém a plataforma de força não apresentou dados consistentes da oscilação do CM estimado na direção AP na condição de olhos fechados sobre uma espuma.

Apesar de alguns estudos apontarem algumas desvantagens quanto ao uso do Kinect, apresentando valores superestimados ou subestimados para alguns pontos específicos, todos eles, em geral, concluem que este instrumento é válido para avaliar o controle postural de indivíduos jovens saudáveis (CLARK et al., 2012; YEUNG et al., 2014) e grupos com patologias específicas como a doença de Parkinson (GALNA et al., 2014).

O Gráfico 10 apresenta os valores absolutos da oscilação média do centro de massa na direção médio lateral.

Gráfico 10 - Oscilação média na direção ML do CM do grupo dos adultos jovens nas condições de olhos abertos e olhos fechados na plataforma estável e instável

### Oscilação média ML do centro de massa, com olhos abertos e fechados em superfície estável e instável



Para os valores da oscilação média do CM na direção ML não houve interação entre os fatores, porém também foi possível observar efeito de estabilidade ( $p < 0,01$ ), ou seja, a mola exerce um efeito sobre o comportamento da oscilação ML do CM de indivíduos adultos jovens, observado pelo aumento de 16% na condição de olhos abertos e 13% para olhos fechados, porém não há diferença estatística entre as condições de olhos abertos sobre a superfície estável e instável, assim como com olhos fechados.

Apesar de não ser observado neste estudo aumento significativo da oscilação ML do CM sobre a plataforma com molas, alguns estudos afirmam que o Kinect é um instrumento com maior sensibilidade para este parâmetro quando comparado à oscilação AP do CM (YEUNG et al., 2014).

Acredita-se que a ausência de significância do aumento da oscilação médio lateral na população jovem seja pelo fato já discutido anteriormente para a oscilação ML do CoP de adultos jovens, ou seja, devido a estratégia de equilíbrio utilizada para responder a uma pequena perturbação causada pelas molas, a estratégia de tornozelo. Ou ainda, a mola utilizada não gerou perturbação suficiente para sobrecarregar os sistemas sensoriais desses adultos jovens.

Yang et al. (2014) observaram em seu estudo que o Kinect apresenta boa correlação com os instrumentos convencionais de captura de movimento para analisar a variabilidade da posição do CM nas direções AP e ML para uma avaliação do controle postural, com as vantagens do baixo custo e a conveniência de se utilizá-lo em ambientes não controlados, como nas clínicas e nas casas.

Portanto, o Kinect é um instrumento capaz de detectar o aumento das oscilações do CM de adultos jovens provocados pela plataforma com molas, especialmente os movimentos na direção AP.

## 5 CONCLUSÃO

A partir da observação dos resultados obtidos entre a plataforma na condição estável e a plataforma instável com molas concluiu-se que o seu desenvolvimento foi bem-sucedido. A plataforma com molas é capaz de gerar instabilidade suficiente para avaliar o controle postural mais desafiador, principalmente sob a condição de olhos abertos, porque mostrou diferença nos parâmetros de oscilação média do CoP na direção AP e área total da oscilação do CoP de adultos jovens.

No grupo de idosos, a plataforma instável mostrou-se ainda mais eficiente, observada pela presença do efeito da mola em todos os parâmetros analisados, mas com aumento significativo somente para os parâmetros de oscilação média AP e ML do CoP, tanto na condição de olhos abertos como de olhos fechados. Portanto esta ferramenta pode ser útil para identificar risco de quedas pelo aumento da oscilação ML.

Não foi observado aumento significativo da velocidade média de oscilação do CoP em ambos os grupos, porém houve uma tendência para o efeito da visão no grupo de adultos e efeito da visão e da mola sobre este parâmetro no grupo de idosos.

Para a análise do controle postural com o Kinect, a partir da oscilação média do CM, a mola foi capaz de causar um efeito sobre a estabilidade de adultos jovens, mas com um aumento significativo da oscilação somente na direção AP com olhos fechados. E o Kinect foi considerado um instrumento capaz de detectar maior oscilação do CM em situações mais desafiadoras.

A comparação dos dados na plataforma instável com dados de estudos que utilizaram espuma, somada aos resultados obtidos, reforça as vantagens da utilização de molas para avaliação na superfície rígida, uma vez que mantém a precisão da avaliação com instabilidade proporcionada pelas molas. Porém é importante que mais estudos sejam feitos com molas de características diferentes para se encontrar a que melhor traduz o mínimo de instabilidade necessária para identificar riscos iminentes de problemas de equilíbrio postural.

No futuro, mais estudos são necessários para investigar o efeito de mola no controle postural, por exemplo, com grupos de patologias específicas de cada sistema sensorial.

## REFERÊNCIAS

- ALEXANDER, N. B. Postural control in older adults. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 42, n. 1, p. 93-108, 1994.
- ALLUM, J. H. J. et al. Differences between trunk sway characteristics on a foam support surface and on the Equitest® ankle-sway-referenced support surface. **Gait & posture**, v. 16, n. 3, p. 264-270, 2002.
- ALVARENGA, R. et al. Construction and calibration of a low-cost force plate for human balance evaluation. In: INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS IN SPORTS CONFERENCE, 2011, Porto. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 11, n. suppl. 2, p. 961-964.
- AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, São Paulo, v. 21, p. 61-85, dez. 2007.
- AMADIO, A.C. **Fundamentos da Biomecânica do esporte: Considerações sobre a análise cinética e aspectos neuro-musculares do movimento**. 1989. Tese / Livre Docência (Doutorado em Educação Física) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1989.
- BALOH, R. W. et al. Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 42, n. 4, p. 405-412, 1994.
- BAUMANN, W. Procedimentos para determinar as forças internas na biomecânica do ser humano: aspectos da carga e sobrecarga nas extremidades inferiores. In: VI CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6., 1995, Brasília, **Anais**, Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1995.
- BLASZCZYK, J.W.; LOWE, D.L; HANSEN, P.D. Ranges of postural stability and their changes in the elderly. **Gait & posture**, v. 2, n. 1, p. 11-7, 1994.
- BONNECHERE, B. et al. Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities: comparison with standard stereophotogrammetry. **Gait & posture**, v. 39, n. 1, p. 593-598, 2014.
- BONNET, C. T.; LEPEUT, M. Proximal postural control mechanisms may be exaggeratedly adopted by individuals with peripheral deficiencies: a review. **Journal of motor behavior**, v. 43, n. 4, p. 319-328, 2011.
- BRASÍLIA (DF). Secretaria de Estado da Saúde. **Quedas são riscos para idosos: tombos em casa são 70% dos casos**. 2006.
- CARNEIRO, J. A. O. et al. Analysis of static postural balance using a 3d electromagnetic system. **Brazilian journal of otorhinolaryngology**, v. 76, n. 6, p. 783-788, 2010.

CARNEIRO, J. A. O. et al. A pilot study on the evaluation of postural strategies in young and elderly subjects using a tridimensional electromagnetic system. **Brazilian journal of otorhinolaryngology**, v. 79, n. 2, p. 219-225, 2013.

CARPENTER, M. G. et al. The influence of postural threat on the control of upright stance. **Experimental Brain Research**, v. 138, n. 2, p. 210-218, 2001.

CARVALHAES, M. F. A. **Ambiente virtual utilizando o sensor kinect combinado com avaliação biomecânica para reabilitação dos membros superiores de pacientes acometidos de acidente vascular encefálico**. 2015. 100 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e da Computação) - Universidade Federal de Goiás, Goiânia, 2015.

CHAIKEEREE, N.; SAENGSRISUWAN, V.; CHINSONGKRAM, B. Interaction of age and foam types used in Clinical Test for Sensory Interaction and Balance ( CTSIB ). **Gait & posture**, v. 41, n. 1, p. 313–315, 2015.

CHAUDHRY, H. et al. Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods-A brief review. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 15, n. 1, p. 82–91, 2011.

CLARK, R. A. et al. Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. **Gait & posture**, v. 36, n. 3, p. 372-377, 2012.

CLARK, R. A. et al. Reliability and concurrent validity of the Microsoft Xbox One Kinect for assessment of standing balance and postural control. **Gait & posture**, v. 42, n. 2, p. 210-213, 2015.

COHEN, H.; BLATCHLY, C. A; GOMBASH, L. L. A study of the clinical test of sensory interaction and balance. A study of the clinical test of sensory interaction and balance. **Physical Therapy**, v. 73, n. 6, p. 346–354, 1993.

CORRIVEAU, H. et al. Postural stability in the elderly: empirical confirmation of a theoretical model. **Arch. gerontol. geriatr.**, v. 39, n. 2, p. 163–177, 2004.

CORTEZ, Paulo José Oliveira. **Atividade elétrica muscular e medida da força externa nos membros superiores de indivíduos saudáveis**. 2013. 125 p. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2013.

CROFT, J. L.; VON TSCHARNER, V.; ZERNICKE, R. F. Movement variability and muscle activity relative to center of pressure during unipedal stance on solid and compliant surfaces. **Motor Control**, v. 12, n. 4, p. 283–295, 2008.

CUSIN, F. S. et al. Balance Rehabilitation Unit (BRU TM) posturography in Menière's disease. **Brazilian journal of otorhinolaryngology**, v. 76, n. 5, p. 611-617, 2010.

CYARTO, E. V. et al. Comparison of the effects of a home-based and group-based resistance training program on functional ability in older adults. **American Journal of Health Promotion**, v. 23, n. 1, p. 13-17, 2008.

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.

DAVIS, J. R. et al. The relationship between fear of falling and human postural control. **Gait & posture**, v. 29, n. 2, p. 275-279, 2009.

DI FABIO, R. P.; EMASITHI, A. Aging and the mechanism underlying head and postural control during voluntary motion. **Physical Therapy**, v. 77, n. 5, p. 458-475, 1997.

DIETZ, V. Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. **Physiological reviews**, v. 72, n. 1, p. 33-69, 1992.

DORNELES, P. P.; SILVA, F. S. da; MOTA, C. B. Comparação do equilíbrio postural entre grupos de mulheres com diferentes faixas etárias. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 22, n. 4, p. 392-397, 2015.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Rev. Bras. Fisioter.**, v. 14, n. 3, p. 183–192, 2010.

DUARTE, M.; HARVEY, W.; ZATSIORSKY, V.M. Stabilographic analysis of unconstrained standing. **Ergonomics.**, v. 43, n. 11, p. 1824–1839, 2000.

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

DUTTA, T. Evaluation of the Kinect™ sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace. **Applied ergonomics**, v. 43, n. 4, p. 645-649, 2012.

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.

EIKEMA, D. J. A. et al. Age-dependent modulation of sensory reweighting for controlling posture in a dynamic virtual environment. **Age**, v. 34, n. 6, p. 1381-1392, 2012.

EL-KASHLAN, H. K. et al. Evaluation of clinical measures of equilibrium. **The Laryngoscope**, v. 108, n. 3, p. 311–319, 1998.

ERA, P.; HEIKKINEN, E. Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages. **Journal of Gerontology**, v. 40, n. 3, p. 287-295, 1985.

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.

FUJIMOTO, C. et al. Assessment of diagnostic accuracy of foam posturography for peripheral vestibular disorders: analysis of parameters related to visual and somatosensory dependence. **Clinical Neurophysiology**, v. 120, n. 7, p. 1408-1414, 2009.

GAGEY, P. M.; WEBER, B. **Posturologia regulação e distúrbio da posição ortostática**. São Paulo: Manole, 2000.

GALNA, B. et al. Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson's disease. **Gait & posture**, v. 39, n. 4, p. 1062-1068, 2014.

GARCÍA, R. B. et al. Static posturography with dynamic tests. Usefulness of biomechanical parameters in assessing vestibular patients. **Acta Otorrinolaringol. Esp.**, v. 63, n. 5, p. 332-338, 2012.

GARCIA, A. P. et al. Vestibular rehabilitation with virtual reality in Ménière's disease. **Brazilian journal of otorhinolaryngology**, v. 79, n. 3, p. 366-374, 2013.

HORAK, F. B. Clinical assessment of balance disorders. **Gait & posture**, v. 6, n. 1, p. 76-84, 1997.

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.

HORAK, F. B.; HLAVACKA, F. Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity. **Journal of neurophysiology**, v. 86, n. 2, p. 575-585, 2001.

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. **Postural orientation and equilibrium**. In: Rowell LB, Shepard JT, editors. Handbook of physiology: section 12, exercise regulation and integration of multiple systems. New York: Oxford University Press; 1996. p. 255-292.

HORAK, F. B.; NASHNER, L. M.; DIENER, H. C. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. **Experimental Brain Research**, v. 82, n. 1, p. 167-177, 1990.

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

JACOBS, J. V et al. Multiple balance tests improve the assessment of postural stability in subjects with Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 77, n. 3, p. 322-326, 2006.

JASPERS, E. et al. Three-dimensional upper limb movement characteristics in children with hemiplegic cerebral palsy and typically developing children. **Research in developmental disabilities**, v. 32, n. 6, p. 2283-2294, 2011.

JEKA, J. J.; LACKNER, J. R. Fingertip contact influences human postural control. **Experimental Brain Research**, v. 79, n. 2, p. 495-502, 1994.

JIANG, H.; JIE, X. Kinect-Based Rehabilitation Training Assistant System Research And Implementation. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON SOFTWARE ENGINEERING AND COMPUTER SCIENCE, 2013, **Atlantis Press**, p. 202-204.

KANDEL, E. et al. **Princípios de Neurociências**. 5 ed. AMGH Editora, 2014.

KARLSSON, A.; FRYKBERG, G. Correlations between force plate measures for assessment of balance. **Clinical Biomechanics**, v. 15, n. 5, p. 365–369, 2000.

KAVOUNOUDIAS, A.; ROLL, R.; ROLL, J.. The plantar sole is a ‘dynamometric map’ for human balance control. **Neuroreport**, v. 9, n. 14, p. 3247-3252, 1998.

KISS, R. M. A new parameter for characterizing balancing ability on an unstable oscillatory platform. **Medical engineering & physics**, v. 33, n. 9, p. 1160-1166, 2011.

KURZ, I.; ODDSSON, L.; MELZER, I. Characteristics of balance control in older persons who fall with injury—A prospective study. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 23, n. 4, p. 814-819, 2013.

LAFOND, D.; DUARTE, M.; PRINCE, F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. **Journal of biomechanics**, v. 37, n. 9, p. 1421-1426, 2004.

LEMAY, J. et al. Influence of visual inputs on quasi-static standing postural steadiness in individuals with spinal cord injury. **Gait & posture**, v. 38, n. 2, p. 357-360, 2013.

LEMOS, 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.

LIMA, K.M.O.B.F.; COSTA, K.; GUERRA, R.O. Instrumentos de avaliação do equilíbrio corporal em idosos. **Rev. Bras. Cineantropom. Desempenho Hum.**, v. 4, p. 408–413, 2007.

LOPES, K. T. et al. Prevalência do medo de cair em uma população de idosos da comunidade e sua correlação com mobilidade, equilíbrio dinâmico, risco e histórico de quedas. **Rev Bras Fisioter**, v. 13, n. 3, p. 223-229, 2009.

LOPEZ, D. et al. Effects of comprehensive osteopathic manipulative treatment on balance in elderly patients: a pilot study. **The Journal of the American Osteopathic Association**, v. 111, n. 6, p. 382-388, 2011.

LORAM, I. D.; KELLY, S. M.; LAKIE, M. Human balancing of an inverted pendulum: is sway size controlled by ankle impedance?. **The Journal of physiology**, v. 532, n. 3, p. 879-891, 2001.

LORD, S. R.; CLARK, R. D.; WEBSTER, I. W. Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. **Journal of gerontology**, v. 46, n. 3, p. 69-76, 1991.

LORD, S. R.; WARD, J. A. Age-associated differences in sensori-motor function and balance in community dwelling women. **Age and Ageing**, v. 23, n. 6, p. 452-460, 1994.

MACEDO, Camila et al. Influence of sensory information on static balance in older patients with vestibular disorder. **Brazilian journal of otorhinolaryngology**, v. 81, n. 1, p. 50-57, 2015.

MACHADO, Á. S. et al. Efeitos da manipulação da sensibilidade plantar sobre o controle da postura ereta em adultos jovens e idosos. **Revista Brasileira de Reumatologia**, 2016.

MACLELLAN, M. J.; PATLA, A. E. Adaptations of walking pattern on a compliant surface to regulate dynamic stability. **Experimental brain research**, v. 173, n. 3, p. 521-530, 2006.

MANN, L. et al. Investigação do equilíbrio corporal em idosos. **Rev. bras. geriatr. gerontol**, v. 11, n. 2, p. 155-165, 2008.

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

MASSION J. Postural control systems in developmental perspective. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 22, n. 4, p. 465-472, 1998.

MASSION, J.; WOOLLACOTT, M. H. **Posture control**. In: Bronstein AM, Brandt T, Woollacott MH. Clinical disorders of posture and gait. London: Arnold, 1996.

MAKI, B. E.; HOLLIDAY, P. J.; TOPPER, A. K. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. **Journal of gerontology**, v. 49, n. 2, p. M72-M84, 1994.

MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Postural control in the older adult. **Clinics in geriatric medicine**, v. 12, n. 4, p. 635-658, 1996.

MAKI, B. E. et al. Effect of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 54, n. 6, p. M281-M287, 1999.

MATHESON, A. J.; DARLINGTON, C. L.; SMITH, P. F. Dizziness in the elderly and age-related degeneration of the vestibular system. **New Zealand journal of psychology**, v. 28, n. 1, p. 10, 1999.

MCCOLLUM, G.; SHUPERT, C. L.; NASHNER, L. M. Organizing sensory information for postural control in altered sensory environments. **Journal of theoretical biology**, v. 180, n. 3, p. 257-70, 1996.

MEDEIROS, I. R. T. et al. Avaliação do tratamento dos distúrbios vestibulares na criança através da posturografia dinâmica computadorizada: resultados preliminares. **Jornal de Pediatria**, v. 79, n. 4, p. 337-42, 2003.

MENÉNDEZ-COLINO, R. et al. Utilidad de la estación unipodal en la valoración del riesgo de caídas. **Revista Española de Geriatria y Gerontología**, v. 40, Supl. 2, p. 18-23, 2005.

MICROSOFT. Kinect for Windows features. 2012. Disponível em <<http://www.microsoft.com/enus/kinectforwindows>> Acesso em 20 de outubro de 2014.

MIRANDA, Vania Cristina dos Reis. **Um dispositivo mecânico para avaliação da rigidez de tornozelo**. 2011. 95 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2011.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A.C. As informações sensoriais para o controle postural. **Fisioter Mov**, 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.

NAGATA, Eduardo Yoshinori. **Análise biomecânica instrumental da técnica de judô Morote Seoi Nage, através de uma metodologia de treinamento**. 2010. 80 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2010

NAGY, E. et al. Postural control in elderly subjects participating in balance training. **European journal of applied physiology**, v. 100, n. 1, p. 97-104, 2007.

NASHNER, L. **Practical biomechanics and physiology of balance**. In: Jacobson G., Newman C., Kartush J., eds. Handbook of balance function and testing. St. Louis: Mosby Year Book, 1993, p. 261-79.

NAUMANN, T. et al. No transfer between conditions in balance training regimes relying on tasks with different postural demands: Specificity effects of two different serious games. **Gait & posture**, v. 41, n. 3, p. 774-779, 2015.

NORRE, M. E. Sensory interaction platform posturography in patients with Meniere's syndrome. **Am. J. Otolaryngol.**, v. 14, n. 6, p. 404–409, 1993.

ODA, D. T. M.; GANANÇA, C. F. Computerized dynamic posturography in the assessment of body balance in individuals with vestibular dysfunction. **Audiology-Communication Research**, v. 20, n. 2, p. 89-95, 2015.

O'LOUGHLIN, J. L. et al. Incidence of and risk factors for falls and injurious falls among the community-dwelling elderly. **American journal of epidemiology**, v. 137, n. 3, p. 342-354, 1993.

PATEL, M. et al. The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. **Gait & posture**, v. 28, n. 4, p., 649–656, 2008.

PATEL, M. et al. Foam posturography: standing on foam is not equivalent to standing with decreased rapidly adapting mechanoreceptive sensation. **Experimental brain research**, v. 208, n. 4, p. 519-527, 2011.

PERRY, S. D.; MCILROY, W. E.; MAKI, B. E. The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. **Brain research**, v. 877, n. 2, p. 401-406, 2000.

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.

PINHO, L. et al. Avaliação isocinética da função muscular do quadril e do tornozelo em idosos que sofrem quedas. **Rev Bras Fisioter**, v. 9, n. 1, p. 93-99, 2005.

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

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

ROSENGREN, K. S. et al. Changing control strategies during standard assessment using computerized dynamic posturography with older women. **Gait & posture**, v. 25, n. 2, p. 215-221, 2007.

RUWER, L. S.; ROSSI, A. G.; SIMON, L. F. Equilíbrio no idoso. **Rev Bras Otorrinolaringol**, v. 71, n. 3, p. 298-303, 2005.

SABCHUK, R.; BENTO, P.; RODACKI, A. Comparação Entre Testes De Equilíbrio De Campo E Plataforma De Força. **Rev Bras Med Esporte**, v. 18, n. 6, p. 404–408, 2012.

SILVA, P. J. G.; NADAL, J.; INFANTOSI, A. F. C.. A visão no controle postural ortostático: a área elíptica e o Quociente de Romberg do sinal estabilométrico. **Rev. bras. eng. biomed**, v. 22, n. 1, p. 13-22, 2006.

SHOTTON, Jamie et al. Real-time human pose recognition in parts from single depth images. **Communications of the ACM**, v. 56, n. 1, p. 116-124, 2013.

SHUMWAY-COOK, A.; HORAK, F. B. Assessing the influence of sensory interaction of balance. Suggestion from the field. **Phys. Ther.**, v. 66, n. 10, p. 1548–1550, 1986.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Motor control: theory and practical applications**. Lippincott Williams & Wilkins, 1995.

SHUMWAY-COOK, A. et al. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults. **Physical therapy**, v. 77, n. 8, p. 812–819, 1997.

SIBLEY, K. M. et al. Balance assessment practices and use of standardized balance measures among Ontario physical therapists. **Physical therapy**, 2011.

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

SILVEIRA, C. R. A., et al. Validade de construção em testes de equilíbrio: ordenação cronológica na apresentação das tarefas. **Rev. Bras. Cineantropom. Desempenho Hum**, v. 8, n. 3, p. 66-72, 2006.

SPINK, M. J. et al. Foot and ankle strength, range of motion, posture, and deformity are associated with balance and functional ability in older adults. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 92, n. 1, p. 68-75, 2011.

SPRINGER, S; YOGEV SELIGMANN, G. Validity of the Kinect for Gait Assessment: A Focused Review. **Sensors**, v. 16, n. 2, p. 194, 2016.

TEIXEIRA, C. S. et al. Avaliação da influência dos estímulos sensoriais envolvidos na manutenção do equilíbrio corporal em mulheres idosas. **Rev Bras Geriatr Gerontol**, v. 14, n. 3, p. 453-60, 2011.

TEODORO, Elaine Cristina Martinez. **Desenvolvimento de um protótipo para medida da pressão plantar durante a marcha, com e sem o uso de um dispositivo de auxílio**. 2011. 129 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2011.

TINETTI, M. E.; SPEECHLEY, M.; GINTER, S. F. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. **New England journal of medicine**, v. 319, n. 26, p. 1701–1707, 1988.

TOLEDO, D. R.; BARELA, J. A. Diferenças sensoriais e motoras entre jovens e idosos: Contribuição somatossensorial no controle postural. **Rev. Bras. Fisioter.**, v. 14, n. 3, p. 267–274, 2010.

TUCKER, M. G. et al. Age-related differences in postural reaction time and coordination during voluntary sway movements. **Human movement science**, v. 27, n. 5, p. 728-737, 2008.

UEDA, L. S.; CARPES, F. P. Relação entre sensibilidade plantar e controle postural em jovens e idosos. **Rev. bras. cineantropom. desempenho hum**, v. 15, n. 2, p. 215-224, 2013.

VERNADAKIS, N. et al. The effect of Xbox Kinect intervention on balance ability for previously injured young competitive male athletes: a preliminary study. **Physical Therapy in Sport**, v. 15, n. 3, p. 148-155, 2014.

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

WEBB, J.; ASHLEY, J. **Beginning Kinect Programming with the Microsoft Kinect SDK**. Apress, 2012.

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

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

WOLFSON, L. et al. A dynamic posturography study of balance in healthy elderly. **Neurology**, v. 42, n. 11, p. 2069-2069, 1992.

WU, G.; CHIANG, J. H. The effects of surface compliance on foot pressure in stance. **Gait & posture**, v. 4, n. 2, p. 122–129, 1996.

XBOX. O efeito Kinect. 2010. Disponível em < <http://www.xbox.com/pt-BR/Kinect/Kinect-Effect>> Acesso em 20 de outubro de 2014.

YANG, Yang et al. Reliability and validity of Kinect RGB-D sensor for assessing standing balance. **Sensors Journal, IEEE**, v. 14, n. 5, p. 1633-1638, 2014.

YEUNG, L. F. et al. Evaluation of the Microsoft Kinect as a clinical assessment tool of body sway. **Gait & posture**, v. 40, n. 4, p. 532-538, 2014.

ZHANG, X.; LI, B. Influence of in-shoe heel lifts on plantar pressure and center of pressure in the medial–lateral direction during walking. **Gait & posture**, v. 39, n. 4, p. 1012-1016, 2014.

ZEMKOVÁ, E.; HAMAR, D. The effect of task-oriented sensorimotor exercise on visual feedback control of body position and body balance. **Human Movement**, v. 11, n. 2, p. 119-123, 2010.

## APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido



## 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: **Desenvolvimento de uma plataforma instável com molas para avaliação do controle postural**. O projeto de pesquisa será conduzido por **Vania Cristina dos Reis Miranda**, do Programa de Pós-Graduação em **Engenharia Mecânica – área Projetos**, orientado pelo Prof. **Dr. José Elias Tomazini**, pertencente ao quadro docentes da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá/UNESP. Estou ciente de que este material será utilizado para apresentação de: Tese e publicações em periódicos, observando os princípios éticos da pesquisa científica e seguindo procedimentos de sigilo e discricção. Esta pesquisa utiliza uma plataforma de força instável com molas a fim de gerar uma perturbação mecânica para avaliar o equilíbrio postural nas condições: (a) olhos abertos e (b) olhos fechados. A pesquisa será em Guaratinguetá – SP, Brasil, no Laboratório de Biomecânica da FEG/UNESP. Os riscos para a saúde do voluntário serão mínimos e sanados com a presença de dois colaboradores ao lado do voluntário durante todo o experimento, que será realizado na presença de profissionais capacitados garantindo a segurança do voluntário. Fui esclarecido sobre os propósitos da pesquisa, os procedimentos que serão utilizados e riscos e a garantia do anonimato e de esclarecimentos constantes, além de ter o meu direito assegurado de interromper a minha participação no momento que achar necessário.

Guaratinguetá, de de .

---

Assinatura do participante

---

*(Assinatura)*

Pesquisador Responsável

Vania C. dos Reis Miranda

R. João Miguel, 300, Pedro Leme, 12580-000 - , Roseira-SP, Brasil

Tel: +55 12 99601-7040

Email: [vcrmiranda@yahoo.com.br](mailto:vcrmiranda@yahoo.com.br)

---

*(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](mailto:tomazini@feg.unesp.br)

**APÊNDICE B – Termo de consentimento livre e esclarecido utilizado na pesquisa realizada no Laboratório G-SCOP**



**Consentement pour la participation**

NOM prénom :

Adresse postale :

Numéro de téléphone :

Adresse électronique :

La doctorante Vania Cristina dos Reis Miranda m'a proposé de participer à une recherche organisée par le Laboratoire G-SCOP intitulée " Développement d'une plate-forme instable avec des ressorts pour l'évaluation du contrôle postural.". Il m'a précisé que je suis libre d'accepter ou de refuser de participer, sans que cela n'entraîne de préjudice pour moi. Afin d'éclairer ma décision, j'ai reçu une explication sur les objectifs et les modalités de cette recherche. J'ai compris ces informations et il m'a laissé le temps et le loisir de poser toutes les questions que je souhaitais. Si certaines questions ou problèmes surviennent à n'importe quel moment de l'étude, je pourrai contacter : le coordonnateur de l'étude dont les coordonnées figurent dans la lettre d'information. Je connais la possibilité qui m'est réservée de participer ou de retirer mon consentement à tout moment quelle qu'en soit la raison, sans avoir à la justifier et sans aucun préjudice pour moi-même. J'en informerai alors au préalable le responsable de l'étude. Mon consentement ne décharge en rien les organisateurs de la recherche de leurs responsabilités. **J'ACCEPTÉ DE PARTICIPER A CETTE RECHERCHE DANS LES CONDITIONS PRECISEES DANS CE DOCUMENT.** J'accepte que les données enregistrées à l'occasion de cette recherche puissent faire l'objet d'un traitement informatisé par le promoteur. J'ai bien noté que le droit d'accès prévu par la loi "informatique et libertés" s'exerce à tout moment auprès des responsables de l'étude. Je pourrai exercer mon droit de rectification auprès de ceux-ci. En cas de publication des résultats dans une revue scientifique, mon identité ne sera pas révélée. Je certifie qu'un exemplaire du formulaire d'information et de consentement éclairé et écrit m'a été remis.

Grenoble, .

---

Signature du participant

---

(Signature) chercheur Principal

nom adresse:

Tel:

Email:

---

(Signature) leader Prof. (Th) Dr (e)

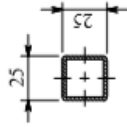
adresse:

Tel:

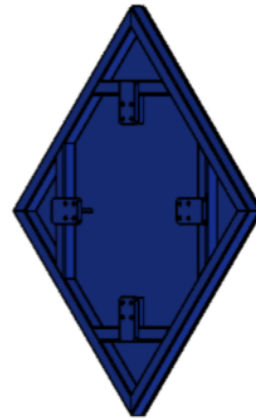
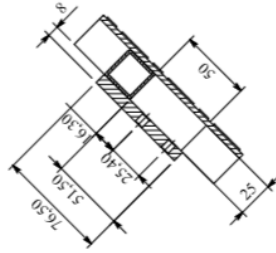
Email:

**APÊNDICE C – Dimensões da placa superior (superfície de apoio) da plataforma instável**

**COUPE C-C**



**COUPE B-B**



**COUPE A-A**

