

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

**Mateus Corrêa Silveira**

**ANÁLISE DA ESTABILIDADE DA MARCHA DE  
ADULTOS EM DIFERENTES CONDIÇÕES  
VISUAIS**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**Porto Alegre, RS, Brasil**

**2013**

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

**ANÁLISE DA ESTABILIDADE DA MARCHA DE  
ADULTOS EM DIFERENTES CONDIÇÕES VISUAIS**

**Mateus Corrêa Silveira**

**Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS, RS), como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciências do Movimento Humano.**

**Orientador: Prof. Dr. Carlos Bolli Mota**

**Porto Alegre, RS, Brasil**

**2013**

CIP - Catalogação na Publicação

Silveira, Mateus Corrêa  
ANÁLISE DA ESTABILIDADE DA MARCHA DE ADULTOS EM  
DIFERENTES CONDIÇÕES VISUAIS / Mateus Corrêa  
Silveira. -- 2013.  
62 f.

Orientador: Carlos Bolli Mota.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do  
Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa  
de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano,  
Porto Alegre, BR-RS, 2013.

1. Estabilidade. 2. Marcha. 3. Adulto. 4. Visão.  
I. Mota, Carlos Bolli, orient. II. Título.

**Mateus Corrêa Silveira**

**ANÁLISE DA ESTABILIDADE DA MARCHA DE  
ADULTOS EM DIFERENTES CONDIÇÕES VISUAIS**

Conceito final:

Aprovado em \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

**BANCA EXAMINADORA**

---

**Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss – UFRGS**

---

**Prof. Dr. Luis Mochizuki – USP**

---

**Prof. Dr. Flávio Antônio de Souza Castro – UFRGS**

**Porto Alegre, RS, Brasil**

**2013**

*“Quanto mais aumenta nosso conhecimento, mais  
evidente fica nossa ignorância.”*

*John F. Kennedy*

## AGRADECIMENTOS

Aqui expressarei de maneira sucinta todos os agradecimentos às pessoas (muitas) que constituíram a construção da minha trajetória pessoal e acadêmica. Acredito que estas linhas, breves ou extensas, não conseguirão representar nunca a real gratidão que tenho a todos por esta conquista. Sendo assim, gostaria de agradecer:

A minha namorada Manuela, com quem pretendo dividir o resto de minha vida. Por toda a paciência, carinho e amor durante grande parte desta caminhada. Espero de todo coração ter conseguido ser recíproco em toda a segurança e amor que me foi dado. Em breve darás os teus passos no mesmo caminho, então espero ser tudo que representou para mim. Muito obrigado por tudo, te amo de coração!

Aos meus pais: pelo amor, cumplicidade e fidelidade no seu casamento. Aqui expresso minha gratidão ao exemplo dado por vocês, além de toda a criação e educação durante minha infância que me construiu como a pessoa que sou hoje. Espero lhes dar orgulho sempre. Sinto muito orgulho de vocês e carregarei todos os esforços que fizeram para chegar aonde cheguei na minha memória e no meu coração, para sempre!

Ao meu irmão e, acima de tudo, amigo: Marcos. Por ser o irmão-exemplo mesmo mais novo, irmão-mestre, mesmo mais novo, irmão-futuro doutor, mesmo mais novo. Obrigado por me mostrar que os estudos valem todo o esforço possível, pelas risadas nas horas vagas (mesmo que raras) e pelo companheirismo (desde que nasceu).

Ao meu professor, orientador, segundo pai e amigo Carlos Bolli Mota. Dentre todos os motivos, obrigado principalmente: pela paciência comigo. Sem ela nossa caminhada seria curta. Tenho certeza que muitos dos teus cabelos brancos são culpa minha. Muito obrigado por todo o conhecimento passado, por ter me apresentado à biomecânica e pelos cuidados comigo. Na minha segunda casa o senhor me cuidou como um filho em muitos dos momentos que achei que estava sozinho. Espero que eu ainda seja responsável por muitas risadas até onde caminharmos juntos.

Aos professores: Luis Mochizuki, Flávio Castro e Jefferson Loss pelas contribuições na avaliação do presente trabalho. Adicionais agradecimentos aos professores Felipe Carpes e Marco Vaz por toda a atenção ao longo do desenvolvimento do meu mestrado. Com certeza meu aprendizado passa muito pelas suas mãos.

Aos meus colegas do Laboratório de Biomecânica: Gabriel, Luiz, Estele, Rudi, Frederico, Juliana, Patrícia, Marta, Eliane, Carla, Joane, Priscila, Wagner, Fabrício, Karine, Lucas e Lorenzo. Meu muito obrigado por fazerem meus dias melhores.

Obrigado pela convivência agradável dentro do Labiomec, por todo aprendizado juntos e por sermos uma família em um ambiente cujo propósito deveria ser só acadêmico.

Obrigado especial a Daniel Pozzobon, pelo ano morando junto em Porto Alegre, por toda paciência me aturando como um irmão mais velho. Obrigado pela estadia em um mesmo quarto me “suportando”, me ensinando a ser responsável, pelas risadas e parceria (principalmente). Espero contar contigo em minha vida para sempre!

Aos meus amigos do Clube de Desportos Jakarta: Alessandro, (Gabriel) Carlesso, Erick, Fábio, Henrique, Lauro e Murilo. Especialmente para vocês, não tenho palavras para expressar minha gratidão pelo apoio e compreensão nos momentos que me fiz ausente. Desejo a vocês realizações e felicidades tais (e muito maiores) a que estou podendo ter. Amizade como a nossa é para poucos, ela vai ficar para sempre no meu coração e pele. Amo vocês como irmãos! Contem comigo sempre.

Minhas amigas de longa data: Fernanda, Francele, Liriane, Raquel, Stefânia e Tassiel. Incluindo meus amigos de longa data: (Tiago) Barin, (Guilherme) Brondani e Daniel. Por todas as festas, momentos em que os importunei reclamando de minhas angústias e risadas em momentos de abstração.

Aos meus colegas de mestrado, especialmente ao pessoal da 212: são muitos nomes mas uma só união forte. Obrigado a todos por todo o carinho durante minha estadia em Porto Alegre, pelos ótimos momentos em congressos e pelo aprendizado em aula e no GPBiC. Obrigado ainda aos ex-colegas de Educação Física da UFSM: Alemão (Emerson), Caroline, Jaqueline, Luciana, Roraima, Sara, Talison e Verônica.

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano (PPGCMH) e a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Ensino Superior (CAPES). Pela oportunidade fornecida em me qualificar academicamente, pela bolsa de estudos e todos os favores prestados durante este período. Um agradecimento especial ao pessoal da secretaria: Andrezinho, Rosane e Ana, por todas as “dores de cabeça” que tiveram para resolver as MINHAS dores de cabeça.

Tios Pino e Otacílio, tias Pada, Mina e Marli e avós Clecy e Nenê (*in memoriam*). Por “investirem” em mim quando morei em Porto Alegre. Obrigado pela confiança, carinho e amor. Sem vocês este mestrado sequer teria começado.

Meu último obrigado (e desculpas) vai a muitas outras pessoas, que não tiveram o seu nome citado, mas constituíram parte importante na minha vida e torceram pra que eu concluísse mais esta etapa na minha vida. Serei eternamente grato!

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E UNIDADES .....</b>	<b>9</b>
<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>11</b>
<b>LISTA DE TABELAS .....</b>	<b>12</b>
<b>RESUMO.....</b>	<b>13</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>14</b>
<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>15</b>
<b>1.1. Apresentação do tema .....</b>	<b>15</b>
<b>1.2. Objetivo geral.....</b>	<b>18</b>
<b>1.3. Objetivos específicos .....</b>	<b>18</b>
<b>1.4. Estrutura do documento .....</b>	<b>18</b>
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>20</b>
<b>2.1. Estabilidade e a marcha .....</b>	<b>20</b>
<b>2.2. Sistema visual e caminhada .....</b>	<b>24</b>
<b>3. ARTIGO I.....</b>	<b>33</b>
<b>ESTABILIDADE DA MARCHA DE ADULTOS EM DIFERENTES</b>	
<b>CONDIÇÕES VISUAIS.....</b>	<b>33</b>
<b>3.1. Introdução .....</b>	<b>33</b>
<b>3.2. Métodos.....</b>	<b>34</b>
3.2.1. <i>Amostra.....</i>	<i>34</i>
3.2.2. <i>Procedimentos .....</i>	<i>34</i>
3.2.3. <i>Coleta e processamento dos dados.....</i>	<i>35</i>
3.2.4. <i>Estatística .....</i>	<i>36</i>
<b>3.3. Resultados.....</b>	<b>37</b>
<b>3.4. Discussão.....</b>	<b>38</b>
<b>4. ARTIGO II.....</b>	<b>41</b>
<b>EFEITO DA VELOCIDADE NA ESTABILIDADE DE ADULTOS</b>	
<b>CAMINHANDO EM DIFERENTES CONDIÇÕES VISUAIS.....</b>	<b>41</b>
<b>4.1. Introdução .....</b>	<b>41</b>
<b>4.2. Métodos.....</b>	<b>42</b>
4.2.1. <i>Amostra.....</i>	<i>42</i>
4.2.2. <i>Procedimentos .....</i>	<i>42</i>
4.2.3. <i>Coleta e processamento dos dados.....</i>	<i>43</i>



4.2.4. Estatística .....	44
<b>4.3. Resultados.....</b>	<b>44</b>
<b>4.4. Discussão.....</b>	<b>47</b>
<b>5. CONCLUSÕES FINAIS.....</b>	<b>50</b>
<b>6. LIMITAÇÕES DO ESTUDO E PERSPECTIVAS FUTURAS .....</b>	<b>51</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>53</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>57</b>
<b>ANEXO 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....</b>	<b>58</b>
<b>ANEXO 2 – ANAMNESE E MEDIDAS PARA COLETA.....</b>	<b>60</b>
<b>ANEXO 3 – PROTOCOLO DE DEMARCAÇÃO DOS PONTOS.....</b>	<b>61</b>

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E UNIDADES

OMS	Organização mundial de saúde.
COM	Centro de massa.
BOS	Base de suporte.
COP	Centro de pressão.
COM <sub>VEL</sub>	Velocidade anteroposterior do COM.
BOS <sub>LIM</sub>	Limite da base de suporte.
XCOM	Centro de massa extrapolado.
MOS	Margem de estabilidade.
TtC	Tempo até o contato.
Hz	Hertz, unidade de medida de frequência.
kg	Quilograma, unidade de medida da massa.
s	Segundo, unidade de medida do tempo.
ms	Milissegundo, unidade de medida de tempo.
m	Metro, unidade de medida do comprimento.
cm	Centímetro, unidade de medida de comprimento.
°	Graus, unidade de medida de ângulo.
m/s	Metro por segundo, unidade de medida da velocidade
TC	Toque do calcanhar no solo.
SP	Saída do pé do solo.
VT	Visão total.
V50	Visão com passagem de 50% de luz.
V20	Visão com passagem de 20% de luz.
V5	Visão com passagem de 5% de luz.
MOS <sub>TC</sub>	MOS no toque do calcanhar.
MOS <sub>SP</sub>	MOS na saída do pé.
TtC <sub>XCOM</sub>	Tempo até o contato necessário para o XCOM atingir o limite da BOS.
AP	Direção anteroposterior de movimento.
COM <sub>AP</sub>	Posição AP do COM.
g	Aceleração em função da gravidade da terra.
<i>l</i>	Comprimento de membro inferior, medido no plano sagital entre os marcadores da crista ilíaca superior e o maléolo lateral do tornozelo.
C <sub>PASSO</sub>	Comprimento de passo.

$T_{\text{DUPLO}}$	Tempo de apoio duplo.
$T_{\text{SIMPLES}}$	Tempo de apoio simples.
$\text{Tronco}_{\text{EXT}}$	Pico angular de extensão do tronco.
$\text{Tronco}_{\text{FLEX}}$	Pico de flexão angular do tronco.
$\alpha$	nível de significância da pesquisa.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Figura representativa do modelo biomecânico do pêndulo invertido, base para o conceito do centro de massa extrapolado proposto por Hof <i>et al.</i> (2005) (Adaptado de Hof <i>et al.</i> , 2005).....	22
<b>Figura 2.</b> Ilustração das variáveis utilizadas na análise da estabilidade da marcha.....	23
<b>Figura 3.</b> Quadro de SNELLEN para avaliação da acuidade visual.....	25
<b>Figura 4.</b> Máscara com película automotiva para redução do nível de luz.....	35
<b>Figura 5.</b> Ângulos de flexão e extensão de tronco. $V_{\text{AUTO}}$ : velocidade autosseleccionada; $V_{130\%}$ : velocidade 30% mais veloz que $V_{\text{AUTO}}$ ; VT: visão total, V5/V20/V50: máscaras reduzindo 5%, 20% e 50% do nível de luz. ....	48

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1.</b> Resumo dos estudos utilizados na revisão analisando as adaptações provocadas pela mudança na condição visual. ....	26
<b>Tabela 2.</b> Valores (média $\pm$ desvio padrão) das variáveis de estabilidade ao toque do calcanhar (TC). ....	37
<b>Tabela 3.</b> Valores (média $\pm$ desvio padrão) das variáveis de estabilidade na saída do pé do solo (SP). ....	38
<b>Tabela 4.</b> Valores (média $\pm$ desvio padrão) dos parâmetros espaço temporais e de cinemática do tronco. ....	38
<b>Tabela 5.</b> MANOVA para medidas repetidas dos parâmetros espaço temporais. Valores apresentados em média $\pm$ desvio padrão. ....	45
<b>Tabela 6.</b> MANOVA para medidas repetidas das variáveis de estabilidade no toque do calcanhar (TC). Valores apresentados em média $\pm$ desvio padrão. ....	46
<b>Tabela 7.</b> MANOVA para medidas repetidas das variáveis de estabilidade na saída do pé (SP). Valores apresentados em média $\pm$ desvio padrão. ....	47

## RESUMO

O sistema visual tem papel fundamental no controle de estabilidade da marcha. Pessoas com problemas visuais apresentam características de instabilidade ao andar. Apesar do número de indivíduos com visão prejudicada ser cada vez menor, pode-se observar essas mesmas características durante a caminhada em privação da visão ou em ambientes com baixa luminosidade. Aparentemente adultos dependem menos da visão que outros grupos para caminhar, sugerindo que possam ter estabilidade mesmo em menores níveis de luz. Assim, não fica claro quanto adultos dependem do sistema visual. Portanto, o objetivo do estudo foi analisar a estabilidade da marcha de adultos com visão saudável em diferentes condições visuais. O controle de luminosidade ambiente, no entanto, é difícil de ser feito. Então, as diferentes condições de visão foram manipuladas através do uso de máscaras com películas diminuindo a passagem de luz até o olho. Primeiramente, os efeitos das condições visuais foram analisados separadamente nos parâmetros de estabilidade e espaço temporais. Logo após, o efeito de duas velocidades de caminhada e a sua interação com as diferentes condições de visão foram verificados. 37 adultos com visão saudável participaram do estudo. Os participantes caminharam aleatoriamente em quatro condições visuais: visão total e com escurecimento da visão usando máscaras envolvidas por película automotiva 50%, 20% e 5% (mais escuro), cada percentual representando o nível de luz passando pela película até o olho. A caminhada foi realizada em duas velocidades: autosseleccionada e 30% mais rápida. Sete câmeras de infravermelho capturaram os parâmetros de estabilidade (avaliada através dos deslocamentos do centro de massa em relação à base de suporte) e espaço temporais (comprimento de passo, velocidade da marcha, tempos de apoio). O nível de significância para todos os testes foi de  $\alpha = 0,05$ . Os parâmetros de estabilidade e espaço temporais da marcha não mudaram entre condições visuais nas duas velocidades de caminhada, sem efeito de interação entre os fatores. Apenas a cinemática do tronco apresentou diferença nas piores condições visuais (posição mais posterior), adotando um padrão mais cuidadoso durante a caminhada. As ausências de mudanças nas variáveis espaço temporais podem justificar a manutenção dos níveis de estabilidade. Em conclusão, os resultados sugerem que adultos controlam a estabilidade e os padrões da marcha mesmo em menores níveis de luz.

**Palavras-chave:** caminhada, equilíbrio, visão, adultos.

## ABSTRACT

The visual system plays a fundamental role in gait stability control. People with visual impairment show some gait instability characteristics. Although the number of individuals with visual problems is decreasing, it is possible to see the same characteristics during walking in visual deprivation or in environments with low luminosity. Apparently, adults seem to be less visual dependent than other groups to walk, suggesting that they can have stability even in low light levels. Thus, it is not clear of how much adults depend of the visual system. Therefore, the objective of this study is to analyze the gait stability of adults with normal vision in different visual conditions. However, the control of ambient light level is difficult to be done. Then, the different visual conditions were manipulated by using masks with automotive films that decrease the light passage until the eye. First, only the effect of the different visual conditions on stability and spatiotemporal parameters was analyzed. After that, the effect of two walking velocities and its interaction with the different visual conditions was tested. 37 adults without any visual problems participated of the study. All participants walked randomly in four visual conditions: total vision and darkened vision using masks involved by automotive films of 50%, 20% and 5% (lower light level), with each percentage representing the light level passing through the film until the eye. Participants walked at two gait speeds: self-selected and 130% of self-selected walking speed. Seven infrared cameras were used to capture the gait stability (quantified by the center of mass displacements relative to the base of support) and the spatiotemporal parameters (step length, gait speed and stance times). The level of significance adopted for all the tests was  $\alpha = 0,05$ . The spatiotemporal and the gait stability parameters did not change between visual conditions at both walking speeds, with no interaction effect between the two factors. Only the trunk kinematics showed differences in the worst visual conditions (more backward position), adopting a more cautious pattern during walking. The absence of changes in spatiotemporal parameters can justify the maintenance in stability variables. In conclusion, these results suggest that adults control the gait stability even in low light levels.

**Keywords:** walking, balance, vision, adults.

## 1. INTRODUÇÃO

### 1.1. Apresentação do tema

De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS, 2013), a visão pode ser classificada em quatro diferentes níveis: (1) visão normal, (2) problema visual moderado, (3) problema visual severo e (4) cegueira. A combinação entre os problemas visuais moderado e severo constitui um grupo denominado “baixa visão”. Sendo assim, a OMS indica que atualmente existem no mundo, aproximadamente, 285 milhões de pessoas com problemas de visão: 39 milhões apresentando cegueira e 246 milhões com baixos níveis de visão. Problemas visuais como erros refrativos não corrigidos (miopia, hiperopia e astigmatismo) tem prevalência (43%), seguidos de catarata (33%) e glaucoma (2%). Destes, a catarata é a principal responsável pelo desenvolvimento de cegueira em países pouco desenvolvidos.

O sistema visual é fundamental no controle dinâmico e estático do corpo (PATLA, 1997). Sendo assim, pessoas que apresentam cegueira ou baixa visão têm diminuição no fornecimento de informações visuais ao sistema nervoso para o controle do equilíbrio postural e do andar. Conseqüentemente, públicos com estes problemas apresentam características peculiares no seu padrão de caminhada, como: comprimento de passo reduzido, velocidade de marcha mais lenta, maiores tempos de apoio, tronco mais ereto, além de adaptações na cinemática de outros segmentos ao longo da locomoção (HALLEMANS *et al.*, 2010, HALLEMANS *et al.*, 2011, SPAULDING *et al.*, 1995). Estes padrões de velocidade da marcha e de comprimento do passo podem ser observados em idosos com histórico de quedas (LUGADE *et al.*, 2011), além de estarem fortemente relacionados a caminhadas instáveis (ESPY *et al.*, 2010a).

Neste sentido, a avaliação da estabilidade é realizada com o propósito de descrever o controle dinâmico da caminhada. Quantificar a estabilidade tem o objetivo prático de determinar o risco de uma caminhada resultar em queda (BRUIJN *et al.*, 2013). Através da mensuração de parâmetros espaciais e temporais é possível observar alterações relevantes no comportamento de estabilidade durante a caminhada: em grupos com histórico de queda (ARAMPATZIS *et al.*, 2008, LUGADE *et al.*, 2011), em situações desafiando o controle do equilíbrio da caminhada (ESPY *et al.*, 2010a) ou em situações de fadiga (WALSH *et al.*, 2011). As respostas relativas ao controle da postura e da caminhada podem ser obtidas descrevendo o comportamento de variáveis como o



centro de massa e o centro de pressão (MOCHIZUKI e AMADIO, 2003, WINTER, 1995). A movimentação do centro de massa em relação à base de suporte também traz informações relevantes a respeito da estabilidade (DUARTE e FREITAS, 2010, LUGADE *et al.*, 2011). Essas variáveis citadas podem ser definidas como:

- i) Centro de massa (COM) – ponto representativo de toda a massa de um corpo no espaço (WINTER, 1995).
- ii) Base de suporte (BOS) – área em que o sujeito está apoiado, determinada pelo polígono formado pela borda dos pés (DUARTE e FREITAS, 2010)
- iii) Centro de pressão (COP) – ponto de aplicação da resultante de todas as forças agindo no solo (DUARTE e FREITAS, 2010).

Fundamentada nestas variáveis, tem-se a teoria de que o corpo se comporta como um “pêndulo invertido”, com o COM oscilando em relação à BOS fixado ao eixo do tornozelo (HOF *et al.*, 2005). A posição do COP é essencial neste modelo, pois é responsável por gerar torques que orientam a movimentação e a aceleração do COM (WINTER, 1995). A localização máxima que a posição do COM pode atingir em estabilidade é o limite da base de suporte, onde o COP ainda pode agir para controlar o movimento. Porém, se o avanço do COM levando em consideração a sua velocidade não puder ser controlado antes de atingir o limite da BOS, passa a existir uma necessidade de resposta para manutenção da estabilidade (HOF *et al.*, 2005, HOF, 2007, PAI e PATTON, 1997). Em base desta afirmação surge o “conceito do centro de massa extrapolado (XCOM)” proposto por Hof *et al.* (2005).

A partir deste conceito, é possível verificar o uso de diferentes variáveis para quantificar a estabilidade, como: a margem de estabilidade e o tempo até o contato. Esses parâmetros representam as margens de distância e de tempo, respectivamente, que o XCOM apresenta para atingir o limite da BOS (BRUIJN *et al.*, 2013, HASSON *et al.*, 2008). Menores valores destas variáveis estão relacionados à instabilidade, com maiores probabilidades de ocorrência de queda, como observado em idosos (ARAGÃO *et al.*, 2011, LUGADE *et al.*, 2011) e situações iminentes de queda (ARAMPATZIS *et al.*, 2008, HASSON *et al.*, 2008). Adicionalmente, como a BOS depende da posição que o pé está colocado, a margem de estabilidade possui fortes relações com os parâmetros espaço temporais da marcha (ESPY *et al.*, 2010b). O comprimento de passo reduzido, a velocidade de marcha mais lenta e a desproporção entre o comprimento do passo e a velocidade de marcha são fatores ligados a uma caminhada instável (ESPY *et al.*, 2010a, LUGADE *et al.*, 2011).

Muitas dessas características de instabilidade são vistas no andar de pessoas com problemas visuais, como citado anteriormente. Porém, dos problemas visuais identificados, a OMS aponta que cerca de 80% dos casos apresenta prevenção ou cura. Desde 1990 o número de casos de problemas visuais vem decrescendo substancialmente como resultado da aplicação de programas de saúde pública. Entretanto, é necessário destacar que diariamente a visão pode estar exposta a situações de desafio, como a caminhada em ambientes com níveis de luz reduzidos. A diminuição nos níveis de luz durante a caminhada induz um foco visual mais voltado para o chão (SPAULDING *et al.*, 1995), aumento da duração do tempo de apoio e diminuição da velocidade autosselecionada da marcha, da cadência e do comprimento de passo (D'HONDT *et al.*, 2011).

Essas adaptações citadas são similares aos padrões de caminhada apresentados por públicos com baixos níveis de visão, sendo características típicas de um padrão mais cauteloso de deslocamento. Adicionalmente, quando totalmente privados da informação do sistema visual, adultos com visão saudável caminham apresentando velocidades mais lentas, menor comprimento de passo, tempos de apoio mais duradouros e mudanças na cinemática dos segmentos (HALLEMANS *et al.*, 2009a, 2009b, HALLEMANS *et al.*, 2010, IOSA *et al.*, 2012, VITÓRIO *et al.*, 2012). Assim, intuitivamente é possível afirmar que a privação visual leva a instabilidade ao andar.

Entretanto, a privação visual não é comum durante a caminhada, sugerindo que as alterações observadas na marcha deveriam ser analisadas em diferentes condições da visão mais comuns. Como o sistema nervoso central tem a capacidade de escolher qual sistema sensorial está enviando as informações mais adequadas para o controle da postura estática (MOCHIZUKI e AMADIO, 2006), é possível que perturbações visuais não alterem o padrão de estabilidade também durante o andar. Adicionalmente, adultos parecem ter o controle da marcha menos influenciado pela privação da visão que outros grupos (HALLEMANS *et al.*, 2009a), não necessitando continuamente das informações visuais (VITÓRIO *et al.*, 2012) e precisando apenas de informações sensoriais compensatórias (PÉRICO *et al.*, 2013) para controlar a caminhada.

Sendo assim, os efeitos da condição visual na estabilidade da marcha não são claros. Uma das formas mais comuns de desafio à visão que os indivíduos podem estar submetidos é a caminhada em ambientes com níveis de luz diminuídos. Porém, em pesquisas envolvendo diferentes níveis de luz, o controle da luminosidade ambiente é feito com dificuldade, sugerindo novas alternativas para avaliação. O uso de máscaras

com películas reduzindo a luminosidade surge como opção, uma vez que os graus de passagem de luz pelo artefato seriam pré-determinados. Desta forma, a relevância da execução deste trabalho reside no fato de investigar a importância do sistema visual durante o andar de adultos em diferentes condições visuais. A investigação da estabilidade nestas condições visa contribuir com o entendimento dos riscos em caminhar com menores intensidades de luminosidade.

## **1.2. Objetivo geral**

O estudo tem por objetivo geral analisar a estabilidade da marcha de adultos em diferentes condições visuais, na tentativa de verificar se menores passagens de luz até o olho são representativas de risco de queda neste grupo de indivíduos.

## **1.3. Objetivos específicos**

Como objetivos específicos, o estudo pretende verificar a existência de interação entre diferentes condições visuais e velocidades de caminhada nas variáveis de estabilidade da marcha de adultos. Adicionalmente, o trabalho visa comparar os parâmetros espaço temporais e a cinemática do tronco nas diferentes condições de visão, pela justificativa de possuírem relação com a estabilidade da marcha. Por fim, a pesquisa também almeja investigar o efeito da interação entre velocidade e condição visual nas variáveis de espaço temporais e do tronco, para verificar possíveis alterações na caminhada em função destes fatores.

## **1.4. Estrutura do documento**

O presente estudo está estruturado da seguinte forma: uma revisão de literatura e dois artigos de pesquisa originais. A revisão de literatura teve o intuito de reunir informações a respeito: (a) da caminhada e da estabilidade inerente a ela e (b) das adaptações e características da marcha em função da condição visual.

O Artigo I, intitulado “*Estabilidade da marcha de adultos em diferentes condições visuais*”, teve como objetivo analisar o efeito de diferentes índices de passagem de luz para visão nos parâmetros de caminhada. O Artigo II, intitulado “*Efeito da velocidade na estabilidade de adultos caminhando em diferentes condições visuais*”,

teve como objetivo verificar o efeito da influência da condição visual e sua interação com diferentes velocidades de caminhada.

Por fim, este trabalho traz conclusões finais relativas aos resultados combinados dos dois artigos, além de perspectivas de pesquisa para estudos futuros pretendendo analisar a estabilidade da caminhada em diferentes condições de visão.

## **2. REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1. Estabilidade e a marcha**

A marcha, que por definição possui o sinônimo de caminhada, é uma atividade motora que consiste simplesmente na locomoção do indivíduo, através do deslocamento do corpo para frente ou para trás envolvendo o uso dos membros inferiores. (WHITTLE, 2007). A marcha possui duas fases distintas: a fase de apoio e a fase de balanço. A fase apoio consiste no período onde há contato de um dos pés (apoio simples) no solo ou dos dois simultaneamente (apoio duplo). A fase de balanço, por sua vez, retrata o período em que o pé avança suspenso no ar, correspondendo a aproximadamente 40% do ciclo total (VAUGHAN *et al.*, 1999). Cada uma dessas fases ainda apresenta divisões, com os nomes variando entre publicações. A fase de apoio apresenta quatro divisões: resposta à carga, apoio médio, apoio terminal e fase pré-balanço. Já a fase de balanço apresenta: balanço inicial, balanço médio e balanço terminal (WHITTLE, 2007).

O ciclo da marcha é usualmente definido pelo período do contato de um pé no solo, para seu início, até o toque do mesmo pé, para encerramento. Este evento representativo do início do ciclo da marcha é conhecido como “toque do calcanhar”. Uma das características básicas da marcha é a inversão de papéis entre os membros para efetuar o deslocamento. Cada vez que um membro de balanço passa a ser o membro de apoio na caminhada o indivíduo realiza um passo, completando dois passos o sujeito realiza uma passada. Ao cumprir uma passada, pode-se dizer que um ciclo da marcha foi concluído (HALL, 2013, HAMILL e KNUTZEN, 2012, PERRY, 2005a, 2005b). Cada um desses passos (ou passadas) possui um comprimento, podendo ser medido dos lados direito e esquerdo. Ao quantificar o número de passos dados em um período, é determinada a cadência (frequência destes passos). A velocidade da caminhada, por fim, é a distância percorrida em um período, podendo ser calculada como o produto entre o comprimento do passo e a cadência (WHITTLE, 2007).

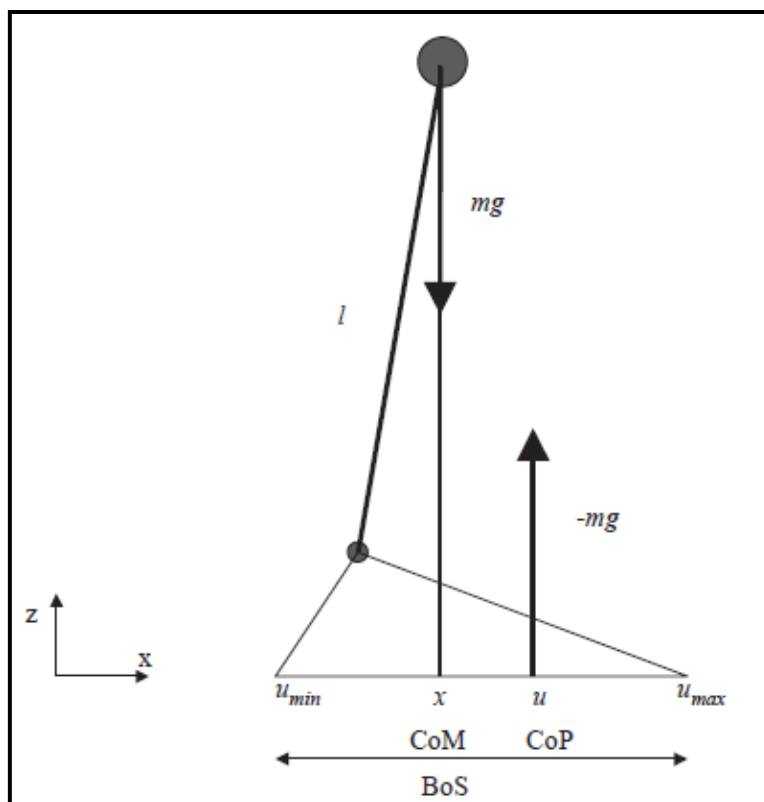
Habitualmente, a cinemetria permite medir essas características por meio de câmeras (WHITTLE, 2007), sendo possível ainda relativizar os valores considerando os parâmetros corporais (HOF, 1996). O comprimento de passo pode ser dado pela distância entre os marcadores utilizados para representarem as posições dos calcanhares direito e esquerdo, a cada toque do pé no chão (MCANDREW YOUNG e DINGWELL,

2012). O tempo de apoio simples e o tempo de apoio duplo são obtidos observando os instantes de saída do pé e de toque do calcanhar, mensurando o período em que o indivíduo permaneceu em cada uma destas situações. Por vezes, são utilizados algoritmos para localizar precisamente os instantes de toque do calcanhar e saída do pé do solo, identificando quando cada período de apoio se encerra (HRELJAC e MARSHALL, 2000, O'CONNOR *et al.*, 2007).

A cinemetria também é utilizada para medir a estabilidade, definindo o risco de quedas no controle da postura ou da locomoção (BRUIJN *et al.*, 2013, SILVEIRA *et al.*, 2013). Na manutenção do equilíbrio estático e durante o controle da marcha, o corpo pode ser “modelado” como uma massa simples oscilando em uma barra fixada (membro inferior) a certa distância de um eixo (tornozelo). Este modelo é denominado “pêndulo invertido” (Figura 1), onde variáveis como: o centro de massa (COM), o centro de pressão (COP) e o limite da base de suporte ( $BOS_{LIM}$ ) são responsáveis por descrever o controle do equilíbrio (HOF *et al.*, 2005, PAI e PATTON, 1997, SILVEIRA *et al.*, 2013, WINTER, 1995).

No modelo do pêndulo invertido, citado anteriormente, essas variáveis interagem entre si visando manter a projeção do COM no solo dentro do  $BOS_{LIM}$  para controlar o equilíbrio (WINTER, 1995). A relação entre essas duas variáveis prediz a condição de movimento, entretanto é necessário considerar adicionalmente a velocidade instantânea do COM ( $COM_{VEL}$ ). Esta asserção embasa a definição do “conceito do centro de massa extrapolado (XCOM)”, proposto por Hof *et al.* (2005).

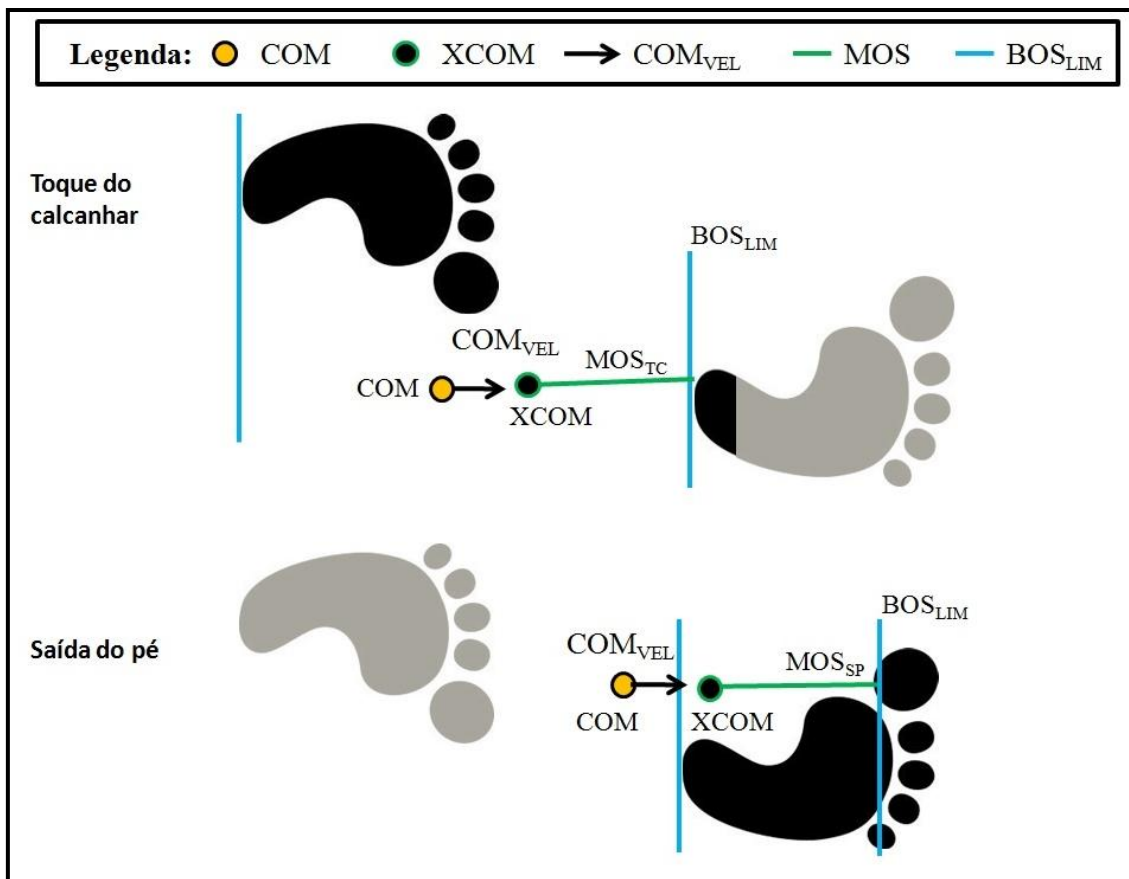
Enquanto o COM não ultrapassa o  $BOS_{LIM}$ , é possível controlar o seu deslocamento: (1) mudando a posição do COP, para gerar torques opostos e manter a projeção do COM no solo dentro da BOS, (2) contra movimentando os segmentos corporais em relação ao COM (conservação do momento angular) ou (3) aplicando uma força externa (HOF, 2007). Porém, mesmo quando a projeção do COM se situa dentro da base de apoio, se a  $COM_{VEL}$  é suficientemente alta, o COM futuramente ultrapassará os limites da base de apoio (XCOM extrapola o limite da BOS). Neste caso, não será possível conter o avanço do COM através de ações do COP, exigindo respostas alternativas para manter o corpo em equilíbrio (HOF *et al.*, 2005, HOF, 2007, PAI e PATTON, 1997). Uma das ações possíveis para manter a estabilidade é o aumento da BOS, que pode ocorrer simplesmente dando um novo passo a frente (HOF, 2007).



**Figura 1.** Figura representativa do modelo biomecânico do pêndulo invertido, base para o conceito do centro de massa extrapolado proposto por Hof *et al.* (2005) (Adaptado de Hof *et al.*, 2005).

Legenda:  $m$  – massa;  $g$  – aceleração da gravidade; BOS – base de suporte; COM – centro de massa; COP – centro de pressão;  $l$  – distância no plano sagital do COM até o centro articular do tornozelo;  $x$  – projeção do COM no solo;  $\mu$  – posição do COP;  $\mu_{min}$  e  $\mu_{max}$  – limites da BOS.

A descrição da posição e do deslocamento do COM em relação à BOS possibilitam quantificar o controle do equilíbrio dinâmico através de variáveis originárias do conceito de Hof *et al.*, como: a margem de estabilidade (MOS) (Figura 2) e o tempo até o contato (TtC). Essas variáveis representam, respectivamente, a margem espacial e temporal para que o XCOM atinja o  $BOS_{LIM}$  (BRUIJN *et al.*, 2013, HASSON *et al.*, 2008). Uma vez que o XCOM ultrapassa o  $BOS_{LIM}$ , passa a existir uma “exigência” de resposta para recuperação do equilíbrio. Sendo assim, maiores valores de MOS e de TtC são representativos de grandes margens de distância e de tempo para executar alguma ação, representando maior estabilidade.



**Figura 2.** Ilustração das variáveis utilizadas na análise da estabilidade da marcha.

Legenda: COM – centro de massa,  $COM_{VEL}$  – velocidade do COM, XCOM – centro de massa extrapolado,  $MOS_{TC}/MOS_{SP}$  – margem de estabilidade ao toque do calcanhar e na saída do pé,  $BOS_{LIM}$  – limite máximo da base de suporte.

Qualificações da estabilidade de caminhada acima dos valores de MOS e  $TtC$  vêm sendo realizadas em estudos com diferentes propósitos, principalmente em públicos com déficit de equilíbrio. Menores valores de MOS são encontrados em idosos com histórico de quedas, tanto durante uma caminhada normal (LUGADE *et al.*, 2011) quanto em situações de recuperação contra uma queda forçada (ARAMPATZIS *et al.*, 2008). Aparentemente, exercícios para incremento de coordenação e força são capazes de aumentar os valores de MOS deste público (ARAGÃO *et al.*, 2011, ARAMPATZIS *et al.*, 2011). Adicionalmente, os valores de MOS tem sido estudados em adultos durante quedas forçadas após provocar a fadiga dos membros inferiores, porém sem verificar mudança nas variáveis de estabilidade (WALSH *et al.*, 2011).

Os parâmetros espaço temporais e outros padrões cinemáticos apresentam fortes relações com as variáveis de estabilidade. A velocidade da marcha apresenta alta



correlação com a  $COM_{VEL}$  (ESPY *et al.*, 2010b) e a interação entre comprimento de passo e posição do tronco, por sua vez, apresenta um grande poder de predição da posição anteroposterior do COM (ESPY *et al.*, 2010b). Sendo assim, é possível considerar que mudanças nestes parâmetros espaço temporais podem induzir a alterações nas variáveis de estabilidade. Essa relação causa efeito entre os parâmetros é reforçada à medida que caminhadas mais lentas são apontadas como instáveis, apresentando baixos valores MOS e TtC (ESPY *et al.*, 2010a, LUGADE *et al.*, 2011).

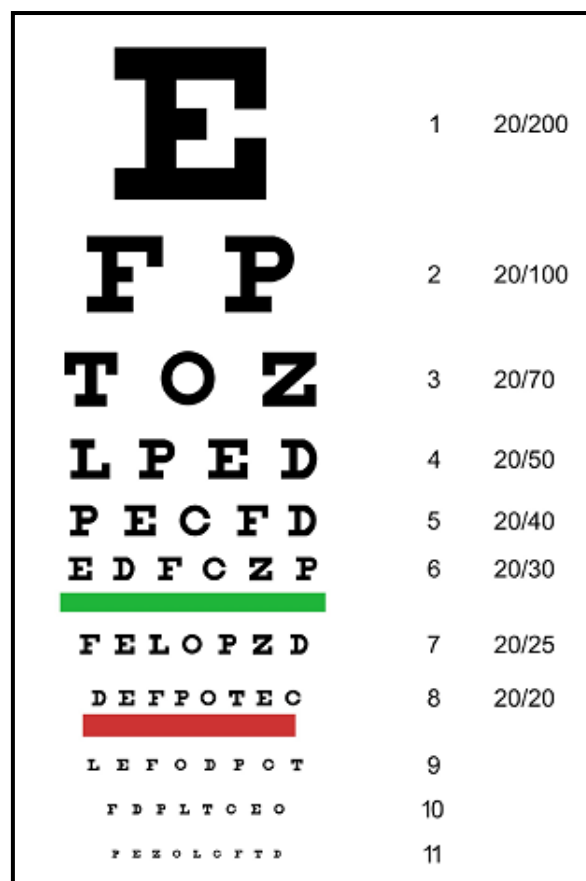
## 2.2. Sistema visual e caminhada

A anatomia e constituição do sistema visual que fornece as informações ao sistema nervoso são complexas. O sistema visual apresenta: (a) um órgão de recepção de luz (olho), (b) estrutura de transdução a sinais neurais (retina), (c) vias periféricas de transmissão (nervos ópticos), quiasma, tratos ópticos, corpos geniculados laterais e radiações ópticas, além de (d) locais de recepção e decodificação desses sinais (córtex occipital). Porém, mesmo com esta classificação, não se pode dizer que o processo da visão esteja resumido apenas a estas partes. Os córtices temporais e parietais também agem na interação da percepção dos sinais com outras informações, não delimitando precisamente os limites do sistema visual (BICAS, 1997). Cada estrutura tem a sua função na transmissão de informações e na adaptação do sistema visual a diferentes condições em que o mesmo está submetido (PATLA, 1997).

O olho é o principal responsável na recepção de luz, alimentando os receptores da retina com as informações da intensidade de luz. Esses receptores, chamados de cones e bastonetes, permitem a adaptação a diferentes níveis de luminosidade após algum tempo (BICAS, 1997, PATLA, 1997). A retina ainda é responsável por medir a resolução espacial, que representa a habilidade dos olhos de captar “finos detalhes” com clareza e nitidez. A essa característica é atribuído o nome de “acuidade visual”, que também sofre influência dos níveis de brilho absorvidos pelo olho (HARWOOD, 2001).

A acuidade é a principal função do sistema visual a ser avaliada para apontar o risco de cair, com baixos índices de acuidade visual representando o dobro de risco de queda durante a caminhada (HARWOOD, 2001). A principal ferramenta de avaliação clínica da acuidade visual é o teste de SNELLEN (Figura 3), que se trata de um quadro com diferentes letras em diversos tamanhos a serem reconhecidas a uma determinada distância (POWERS, 2009). Na avaliação, o indivíduo permanece distante do quadro

lendo com um dos olhos por vez as letras presentes no quadro. O teste de SNELLEN tem reconhecimento mundial e seus resultados indicam que se a uma distância de 20 pés (seis metros) o indivíduo consegue enxergar normalmente, então ele possui acuidade visual sem problemas (resultado 20/20 no teste, indicado ao completar uma leitura sem erros até a linha com as letras superiores ao traço vermelho na Figura 3). O primeiro número na escala à direita da Figura 3 significa a distância (em pés) que o teste é executado, enquanto que os números após a barra representam a distância máxima (em pés) que a letra pode ser lida usualmente por uma pessoa que possui acuidade de visão saudável (200). Entretanto, frequentemente são encontradas adaptações do teste de SNELLEN, readequando a distância de leitura para nove pés (aproximadamente três metros) e diminuindo em escala o tamanho do quadro e das letras presentes no mesmo. No presente estudo foi adotada a distância de três metros para a avaliação da visão, com as dimensões de 21 cm x 30 cm (folha A4) para o quadro de SNELLEN.



**Figura 3.** Quadro de SNELLEN para avaliação da acuidade visual.

Apesar do campo de visão possuir aproximadamente 200° em um plano horizontal e de 110° no plano vertical, a habilidade de mover os olhos permite enxergar o ambiente além do campo visual sem a necessidade de reorientar todo o corpo (PATLA, 1997). Porém, o movimento da cabeça tem o potencial de degradar a imagem visual, com o reflexo vestibulo ocular auxiliando a estabilizar a imagem da retina quando o movimento ocorre. Com isso, doenças comprometendo o sistema vestibular podem resultar assim na incapacidade desta correção visual, levando assim a instabilidade durante a caminhada (HARWOOD, 2001).

Desta forma, Patla (1997) afirma que a visão tem papel crítico no controle da estabilidade dinâmica, na adaptação de padrões básicos do andar em ambientes diversos e na orientação da locomoção até pontos de chegada não visíveis da partida. Destes papéis, os três primeiros são satisfeitos passo a passo, enquanto o terceiro objetivo é global e está envolvido no planejamento de rota. Assim, o papel da visão na marcha é analisado por autores de diferentes formas, seja ela por distorção da imagem através de uma projeção virtual (HOLLMAN et al., 2006), seja por supressão visual (HALLEMANS et al., 2010; IOSA et al., 2012). A Tabela 1 mostra alguns dos estudos modificando a condição visual levando a adaptações na marcha.

**Tabela 1.** Resumo dos estudos utilizados na revisão analisando as adaptações provocadas pela mudança na condição visual.

Autores	Desenho experimental Condição visual	Adaptações na caminhada
(HALLEMANS et al., 2010)	Avaliação cinemática da marcha de adultos com baixa visão e com visão saudável. <b>Condição:</b> sem visão.	Privação resultou no grupo saudável: ↓ velocidade da marcha ↓ cadência ↑ ângulo absoluto da cabeça  Adultos com problema de visão diferem dos com visão saudável: ↓ velocidade da marcha ↓ flexão do tronco

(IOSA <i>et al.</i> , 2012)	<p>Avaliar a cinemática da marcha de adultos com visão saudável.</p> <p><b>Condição:</b> sem visão.</p>	<p>Privação visual resultou:</p> <p>↓ velocidade da marcha</p> <p>↓ cadência</p> <p>↓ comprimento de passo</p> <p>↓ aceleração da parte superior do corpo</p> <p>↓ cadência</p>
(HALLEMANS <i>et al.</i> , 2009a)	<p>Comparar o efeito da privação visual nos parâmetros espaço temporais da caminhada de adultos e crianças com visão saudável.</p> <p><b>Condição:</b> sem visão.</p>	<p>Privação visual resultou:</p> <p>↑ balanço postural, medido pelo COP</p> <p>↓ velocidade da marcha</p> <p>↓ comprimento de passo</p> <p>↑ tempo de apoio</p>
(HALLEMANS <i>et al.</i> , 2009b)	<p>Verificar o efeito da privação visual na caminhada de adultos e crianças com visão saudável.</p> <p><b>Condição:</b> sem visão.</p>	<p>Privação visual resultou:</p> <p>↓ flexão do tronco</p> <p>↓ ROM da pelve</p> <p>↑ maiores flexões: plantar e do joelho</p>
(HAMACHER <i>et al.</i> , 2012)	<p>Avaliar o efeito do <i>feedback</i> visual da movimentação da pelve e do tronco em indivíduos com artroplastia em relação a grupo controle.</p> <p><b>Condição:</b> <i>feedback</i> visual.</p>	<p><i>Feedback</i> visual resultou:</p> <p>Desaparecimento de diferenças na cinemática do tronco e da pelve entre grupos.</p>
(TERRY <i>et al.</i> , 2012)	<p>Verificar as respostas cinemáticas a perturbações mecânicas e visuais em adultos com visão saudável.</p> <p><b>Condição:</b> ambiente virtual com perturbação visual.</p>	<p>Perturbação visual provocou:</p> <p>↑ largura do passo</p> <p>↑ variabilidade da largura do passo</p>

<p>(HOLLMAN <i>et al.</i>, 2006)</p>	<p>Examinar as adaptações durante a caminhada de adultos em ambiente de realidade virtual.</p> <p><b>Condição:</b> perturbação visual.</p>	<p>A perturbação visual provocou:</p> <p>↓ comprimento do passo</p> <p>↑ largura de passo</p> <p>↑ variabilidade de velocidade de passada</p> <p>↑ variabilidade de largura de passo</p>
<p>(O'CONNOR e KUO, 2009)</p>	<p>Avaliar a colocação do pé na caminhada de adultos durante perturbações visuais causadas em ambientes de realidade virtual.</p> <p><b>Condição:</b> ambiente virtual com perturbação visual.</p>	<p>Perturbação visual provocou:</p> <p>↑ variabilidade do comprimento de passo</p> <p>↑ variabilidade da largura de passo</p> <p>↑ variabilidade do deslocamento do COP</p>
<p>(SPAULDING <i>et al.</i>, 1995)</p>	<p>Analisar o efeito de luminosidades extremas nas características de caminhada de idosos com visão saudável e com problemas de visão.</p> <p><b>Condição:</b> menor luminosidade e alta luminosidade.</p>	<p>Menor luminosidade provocou:</p> <p>Foco visual voltado para o chão</p> <p>Maior luminosidade provocou:</p> <p>↑ distância entre pé e quadril nos idosos com problemas visuais. (representa distância entre COM e BOS<sub>LIM</sub>)</p>
<p>(GRACI <i>et al.</i>, 2009)</p>	<p>Determinar o quanto a altura de ultrapassagem de um obstáculo é afetada pela oclusão de alguma região visual.</p> <p><b>Condição:</b> oclusão visual.</p>	<p>Oclusão da visão periférica provocou:</p> <p>↑ distância entre pé e obstáculo</p> <p>↓ velocidade da marcha</p> <p>↓ comprimento do passo</p>

<p>(HALLEMANS <i>et al.</i>, 2011)</p>	<p>Verificar diferenças na marcha entre pessoas com visão saudável, com problemas visuais e com cegueira.</p> <p><b><u>Condição:</u></b> normal.</p>	<p>Em relação aos saudáveis</p> <p>Cegos apresentam:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>↓ velocidade da marcha</li> <li>↓ comprimento do passo</li> <li>↑ tempo de apoio simples</li> <li>↑ tempo de apoio duplo</li> </ul> <p>Problemas visuais apresentam:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>↓ comprimento do passo</li> <li>↑ tempo de apoio duplo</li> </ul>
<p>(PERRY <i>et al.</i>, 2001)</p>	<p>Verificar os efeitos das contribuições visuais e proprioceptivas na terminação da caminhada.</p> <p><b><u>Condição:</u></b> sem visão.</p>	<p>Privação visual provocou:</p> <p>Atraso no tempo de início para encerramento da marcha</p> <p>Privação visual e menor sensibilidade combinadas provocaram:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>↑ RMS do COM (menor estabilidade no encerramento da marcha)</li> </ul>
<p>(D'HONDT <i>et al.</i>, 2011)</p>	<p>Investigar o efeito de diferentes luminosidades nas características da marcha de crianças normais e obesas.</p> <p><b><u>Condição:</u></b> menor luminosidade.</p>	<p>Menor luminosidade provocou:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>↓ velocidade da marcha</li> <li>↓ cadência</li> <li>↓ comprimento do passo</li> <li>↓ largura do passo</li> <li>↑ tempo de apoio</li> <li>↑ tempo de apoio duplo</li> <li>↑ tempo de balanço</li> <li>↑ extensão do tronco</li> </ul>

(MOCHIZUKI <i>et al.</i> , 2006)	<p>Analisar o efeito de restrições sensoriais no controle muscular durante uma tarefa motora em diferentes alturas do chão.</p> <p><b>Condição:</b> sem visão.</p>	<p>Privação visual resultou:</p> <p>↑ resíduo RMS do sinal EMG no ajuste postural compensatório (não voluntário).</p> <p>(↓ da atividade voluntária para diminuir perturbações).</p>
(VITÓRIO <i>et al.</i> , 2012)	<p>Verificar o efeito da manipulação visual na caminhada de adultos e pessoas com Parkinson.</p> <p><b>Condição:</b> sem visão e com curtos instantes de informação.</p>	<p>Privação visual resultou:</p> <p>↑ fase de apoio</p> <p>↑ tempo de apoio duplo</p> <p>↑ tempo de passada</p> <p>↓ velocidade de passada</p> <p>↓ cadência</p> <p>↓ comprimento da passada</p>
(PÉRICO <i>et al.</i> , 2013)	<p>Analisar a locomoção de adultos com visão saudável em uma trave de equilíbrio com cão guia.</p> <p><b>Condição:</b> sem visão.</p>	<p>Privação visual resultou:</p> <p>↓ velocidade da marcha</p> <p>↓ comprimento da passada</p> <p>↓ velocidade da passada</p> <p>↑ fase de balanço</p> <p>↑ tempo de apoio duplo</p> <p>↑ tempo de passada</p>
(TIMMIS e BUCKLEY, 2012)	<p>Verificar o efeito da oclusão do campo visual inferior na transposição de objetos.</p> <p><b>Condição:</b> oclusão da visão inferior.</p>	<p>Oclusão da visão inferior provocou:</p> <p>↑ distância do pé de arrasto (ultrapassa depois) até o obstáculo</p> <p>↑ altura de ultrapassagem do pé líder (ultrapassa primeiro) de ultrapassagem</p>

Legenda: ↓: diminuição; ↑: aumento; COP: centro de pressão; ROM: amplitude de movimento; COM: centro de massa; BOS<sub>LIM</sub>: limite da base de suporte; RMS: *root mean square*; EMG: eletromiografia.

Os estudos apontam que a privação visual resulta em um padrão de caminhada mais cuidadoso. As principais características observadas na caminhada em função da supressão visual (Tabela 1) são relacionadas a padrões mais instáveis de andar (ESPY *et*

*al.*, 2010a). Aparentemente o objetivo primário deste padrão precavido de caminhar, com diminuição de velocidade e de comprimento de passo, é manter a projeção do COM próxima da BOS assim como visto em idosos (LUGADE *et al.*, 2011, SPAULDING *et al.*, 1995). A diminuição da amplitude de movimento da pelve pode ser a responsável por estas alterações no comprimento de passo (HALLEMANS *et al.*, 2009b, HALLEMANS *et al.*, 2010), induzindo adicionalmente a uma velocidade de caminhada mais lenta. O aumento da duração do apoio duplo, também verificado em muitos desses estudos, pode ser justificado pela estabilidade fornecida por: uma maior BOS e maior ação de forças que estabilizam o COP e o COM dentro da BOS nesta situação (DUCLOS *et al.*, 2009, PERRY *et al.*, 2001).

Deve-se destacar que no equilíbrio postural estático a privação visual já é capaz de provocar maiores oscilações no COP e diminuição das respostas antecipatórias (voluntárias) (HALLEMANS *et al.*, 2009a, MOCHIZUKI *et al.*, 2006), sugerindo assim que esta condição claramente representa desafio para manter a estabilidade. A privação visual induz mudanças na caminhada menos perceptíveis que perturbações mecânicas. Porém, mesmo perturbações mecânicas quando aplicadas repetidamente, permitem observar diminuição na diferença relativa à caminhada normal ao longo do experimento (BIERBAUM *et al.*, 2010, 2011). Logo, como o sistema visual também possui capacidade de adaptação, pode-se levantar a hipótese de que após o indivíduo permanecer algum tempo em diferentes intensidades de luz (claridade/escuridão), as características da marcha possam apresentar o padrão visto na condição de luminosidade normal.

Características semelhantes de caminhada são observadas quando não há supressão da visão, mas sim uma mudança no cenário visual através de ambientes dinâmicos de realidade virtual (HOLLMAN *et al.*, 2006, TERRY *et al.*, 2012) ou uma variação brusca (claro para escuro ou vice e versa) e repentina dos níveis de luz (D'HONDT *et al.*, 2011, SPAULDING *et al.*, 1995). Ao andar em situações mais complexas, como durante a ultrapassagem de obstáculos ou durante a terminação da marcha, a perturbação visual modifica as características relativas aos padrões normais de maneira ainda mais evidente (GRACI *et al.*, 2009, TIMMIS e BUCKLEY, 2012).

Como mostra a Tabela 1, a mudança na condição visual é responsável por induzir diferentes alterações nas características da marcha. Porém, estas modificações na caminhada apresentam grande variabilidade de respostas, sendo distintas principalmente em função do tipo de cenário visual imposto ao indivíduo. Diferente de



perturbações mecânicas, que provocam perturbações no andar para simular desafios reais como escorregões (ESPY *et al.*, 2010a) e tropeços (BIERBAUM *et al.*, 2010), as perturbações visuais apenas indicam a necessidade de correção quando são “sentidas” pelo indivíduo a ponto de requerer alguma resposta. O que pode diferir as pessoas que respondem ou não a estas perturbações está possivelmente ligado ao nível de dependência do sistema visual (TERRY *et al.*, 2012). A magnitude de alterações observadas na marcha já apresenta fortes indícios de relação com: a faixa etária (crianças e idosos mais dependentes do sistema visual do que adultos), com a condição de saúde da visão e com o grau de mobilidade dos indivíduos (obesos com mais dependência da visão) (D’HONDT *et al.*, 2011, HALLEMANS *et al.*, 2009a, HALLEMANS *et al.*, 2011, SPAULDING *et al.*, 1995).

### 3. ARTIGO I

## ESTABILIDADE DA MARCHA DE ADULTOS EM DIFERENTES CONDIÇÕES VISUAIS

### 3.1. Introdução

O sistema visual exerce um papel fundamental durante a caminhada, guiando a locomoção e controlando a postura corporal para manter a estabilidade (PATLA, 1997). A estabilidade da marcha pode ser definida como a capacidade do indivíduo andar sem cair, mantendo estratégias de controle ao longo do percurso sem permitir grandes variações no curso adotado e nas características do passo (BRUIJN *et al.*, 2013, HOF, 2008). Ela pode ser quantificada através da relação entre variáveis como o deslocamento do centro de massa (COM) e as mudanças dinâmicas da base de suporte (BOS) ou do centro de pressão (COP) (HOF *et al.*, 2005, PAI e PATTON, 1997, WINTER, 1995).

Ao contrário de perturbações mecânicas, que provocam alterações no padrão de caminhada, as perturbações sensoriais induzem mudanças apenas quando as mesmas são “percebidas e sentidas” pelo sistema nervoso, sugerindo adaptações do movimento para controlar a marcha (HOLLMAN *et al.*, 2006, TERRY *et al.*, 2012). Quando em privação visual, adultos com visão saudável apresentam alguns ajustes no seu padrão de caminhada, como: diminuição no comprimento de passo/passada, diminuição na velocidade autosselecionada de caminhada e diminuição da cadência (HALLEMANS *et al.*, 2009a, HALLEMANS *et al.*, 2010, HALLEMANS *et al.*, 2011, IOSA *et al.*, 2012). Adicionalmente, a privação visual total ou parcial induz alterações na cinemática dos segmentos do tronco – maior extensão – e da pelve – menor amplitude de movimento, além de mudanças nos picos de flexão do joelho e do tornozelo (D’HONDT *et al.*, 2011, HALLEMANS *et al.*, 2009b) em adultos e crianças. Todas essas modificações são indicativas de um padrão cuidadoso de caminhada, similar aos encontrados em idosos (LUGADE *et al.*, 2011) ou em situações de risco como pisos escorregadios (ESPY *et al.*, 2010a).

Porém, apesar da privação visual modificar o padrão de caminhada de adultos, o efeito “sem visão” é menor comparado ao visto em crianças (HALLEMANS *et al.*, 2009a). Adicionalmente, a diminuição do nível de luz é capaz apenas de induzir poucas

mudanças perceptíveis na caminhada de idosos saudáveis e com problemas de visão (SPAULDING *et al.*, 1995). Estas situações de menor nível de luminosidade são mais comuns na vida diária, mas com as evidências anteriores, não fica claro o efeito do nível de luz na estabilidade de adultos. A medição dessa luminosidade, no entanto, é de difícil controle. Uma alternativa para isso é a manipulação através de artefatos que diminuam a passagem de luz até o olho.

No intuito de verificar as respostas posturais em função de alterações sensoriais (visão), o objetivo do presente estudo é comparar a estabilidade da marcha de adultos entre diferentes condições visuais. Para isso foram utilizadas máscaras com películas reduzindo percentualmente o nível de luz que chega até o olho. Nossas hipóteses são (a) que os parâmetros espaço temporais irão ser afetados pela condição visual e (b) que a estabilidade da marcha irá decrescer caminhando em menores níveis de luz.

## **3.2. Métodos**

### *3.2.1. Amostra*

Participaram voluntariamente do estudo 37 adultos (valores em média  $\pm$  desvio-padrão; idade:  $23,1 \pm 3,1$  anos; estatura:  $169,6 \pm 8,9$  cm; massa:  $69,7 \pm 13,5$  kg). A amostra foi determinada a partir de um estudo piloto previamente realizado. Todos os indivíduos deveriam ter idade entre 18 e 30 anos e boa acuidade visual (20/20 no teste de SNELLEN), dando consentimento de participação no estudo assinando um termo de esclarecimento sobre os procedimentos. A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética Local com número de protocolo 08437612.8.0000.5346. Os participantes informaram também ausência de lesões musculoesqueléticas e de distúrbios vestibulares prejudiciais à marcha (ANEXO 2).

### *3.2.2. Procedimentos*

Os participantes foram orientados a caminhar em linha reta na velocidade preferida em um ambiente de laboratório (5 m) livre de qualquer tipo de obstáculos. O nível de luz ambiente foi padronizado para todos os sujeitos, variando entre 200 e 600 lux (luxímetro digital 1011 Minipa) ao longo do percurso devido à disposição das luminárias no espaço. Os participantes caminharam em quatro diferentes condições de níveis de luz: visão total (VT), visão 50% (V50), visão 20% (V20) e visão 5% (V5, mais escuro). Nas tentativas com redução do nível de luz o participante caminhou

usando máscaras envolvidas por película automotiva (Figura 4), com cada percentual representando o nível de luz passando pela máscara até o olho. Para cada indivíduo foi fornecido um período de familiarização antes do início das tentativas de caminhada (menor que um minuto). Os participantes caminharam duas tentativas para cada condição visual, com a ordem sendo randomizada para cada indivíduo antes do procedimento.



**Figura 4.** Máscara com película automotiva para redução do nível de luz.

### 3.2.3. Coleta e processamento dos dados

Os dados cinemáticos foram obtidos utilizando sete câmeras infravermelhas (sistema VICON, Oxford, UK) com frequência de aquisição ajustada em 200 Hz. 39 marcadores reflexivos (14 mm de diâmetro) foram colocados em pontos anatômicos de referência (cabeça, tronco, quadril, membros superiores e inferiores) em cada indivíduo para o cálculo do COM. Os momentos de toque do calcanhar (TC) e de saída do pé (SP) foram adquiridos por duas plataformas de força (AMTI OR6-6 2000, Watertown, MA) com frequência de amostragem em 1000 Hz. Os dados cinemáticos passaram por um filtro passa baixas Butterworth de 4ª ordem, com frequência de corte ajustada em 8 Hz.

Para quantificar a estabilidade foi utilizado o conceito do centro de massa extrapolado (XCOM) proposto por Hof *et al.* (2005), apenas no eixo anteroposterior (AP) de movimento. O XCOM depende: da posição ( $COM_{AP}$ ) e da velocidade instantânea ( $COM_{VEL}$ ) do COM, da aceleração da gravidade ( $g$ ) e da distância entre o

COM e o centro da articulação do tornozelo no plano sagital ( $l$ ). O XCOM foi calculado através da Equação 1:

$$\text{Equação 1} \quad XCOM = COM_{AP} + \frac{COM_{VEL}}{\sqrt{g/l}}$$

As variáveis margem de estabilidade (MOS) e tempo até o contato ( $TtC_{XCOM}$ ) na direção AP foram utilizadas como critério para determinar o nível de estabilidade dinâmica nos instantes TC e SP. A MOS (Equação 2) e o  $TtC_{XCOM}$  (Equação 3) representam, respectivamente, a distância e o tempo necessários para o XCOM atingir o limite da base de suporte ( $BOS_{LIM}$ ). Maiores valores dessas variáveis indicam maior margem distância e de tempo para o XCOM atingir  $BOS_{LIM}$ , representando maior estabilidade (BRUIJN *et al.*, 2013, HASSON *et al.*, 2008).

$$\text{Equação 2} \quad MOS = BOS_{LIM} - XCOM$$

$$\text{Equação 3} \quad TtC_{XCOM} = |MOS| / COM_{VEL}$$

Para calcular a MOS no TC ( $MOS_{TC}$ ), o  $BOS_{LIM}$  adotado foi a posição AP do marcador no calcanhar do pé que atingiu o solo. No instante SP ( $MOS_{SP}$ ), a posição AP do marcador na articulação metatarso-falangeal do pé de apoio forneceu o  $BOS_{LIM}$ .

Os parâmetros espaço temporais quantificados foram: o comprimento de passo ( $C_{PASSO}$ ) – distância AP entre os marcadores do calcanhar no TC, os tempos de apoio simples ( $TA_{SIMPLES}$ ) e duplo ( $TA_{DUPLA}$ ). Adicionalmente, os picos de flexão ( $Tronco_{FLEX}$ ) e extensão do tronco ( $Tronco_{EXT}$ ) foram obtidos pegando os máximos valores de cada uma ao longo da tentativa.

#### 3.2.4. Estatística

Foi realizada uma média das variáveis dentro de cada tentativa, exceto para  $Tronco_{FLEX}$  e  $Tronco_{EXT}$  (maior valor observado), realizando posteriormente a média das tentativas em cada condição visual. O teste de Shapiro-Wilk verificou a normalidade dos dados em cada condição visual. As variáveis com distribuição paramétrica ( $MOS_{TC}$ ,

MOS<sub>SP</sub>, C<sub>PASSO</sub>, TA<sub>SIMPLES</sub>, COM<sub>VEL</sub> ao TC e SP, TtC<sub>XCOM</sub> ao TC, Tronco<sub>FLEX</sub> e Tronco<sub>EXT</sub>) foram comparadas entre as condições visuais por uma análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas, com comparações *post hoc* de Bonferroni. O uso do fator Greenhouse Geisser de correção foi apontado para algumas variáveis (MOS<sub>TC</sub>, MOS<sub>SP</sub>) pelo teste de esfericidade de Mauchly. As variáveis com distribuição não paramétrica (TtC<sub>XCOM</sub> na SP e TA<sub>DUPL</sub>) foram comparadas entre condições através de uma ANOVA de Friedman, com testes *post hoc* de Wilcoxon. O nível de significância adotado em todos os testes foi de  $\alpha = 0,05$ .

### 3.3. Resultados

Os resultados não apresentaram diferenças entre as condições visuais para as variáveis de estabilidade, tanto no instante de TC (Tabela 2) quanto de SP (Tabela 3). As variáveis de estabilidade paramétricas MOS<sub>TC</sub> ( $F_{(2,252; 81,071)} = 1,848$ ;  $p = 0,16$ ), MOS<sub>SP</sub> ( $F_{(2,300; 82,782)} = 1,387$ ;  $p = 0,26$ ), TtC<sub>XCOM</sub> no TC ( $F_{(3; 108)} = 2,315$ ;  $p = 0,08$ ) e COM<sub>VEL</sub> no TC ( $F_{(3; 108)} = 1,544$ ;  $p = 0,21$ ) e na SP ( $F_{(3; 108)} = 1,592$ ;  $p = 0,20$ ) não diminuíram mesmo com a redução do nível de luz. A variável de estabilidade não paramétrica TtC<sub>XCOM</sub> na SP também não apresentou diminuição ( $p = 0,55$ ) em função da redução do nível de luz.

**Tabela 2.** Valores (média  $\pm$  desvio padrão) das variáveis de estabilidade ao toque do calcanhar (TC).

	V5	V20	V50	VT	p
MOS <sub>TC</sub> (cm)	20,52 $\pm$ 4,92	20,54 $\pm$ 5,11	20,53 $\pm$ 4,98	21,70 $\pm$ 4,93	0,14
TtC <sub>XCOM</sub> (s)	0,14 $\pm$ 0,02	0,14 $\pm$ 0,02	0,14 $\pm$ 0,02	0,15 $\pm$ 0,02	0,08
COM <sub>VEL</sub> (m/s)	1,37 $\pm$ 0,20	1,38 $\pm$ 0,20	1,39 $\pm$ 0,20	1,43 $\pm$ 0,20	0,21

V5/V20/V50: máscara com 5%, 20% e 50% de nível de luz, VT: visão total, MOS: margem de estabilidade, TtC<sub>XCOM</sub>: tempo até o contato relativo ao XCOM, COM<sub>VEL</sub>: velocidade instantânea do COM, p: nível de significância do *post hoc* de Bonferroni.

Os parâmetros espaço temporais também não sofreram mudança entre as condições visuais. As variáveis paramétricas passo ( $F_{(3; 108)} = 0,734$ ;  $p = 0,53$ ) e apoio unipodal ( $F_{(3; 108)} = 0,568$ ;  $p = 0,64$ ) não sofreram alteração em função da redução do

nível de luz. O tempo de apoio bipodal, não paramétrico, também permaneceu constante entre as condições visuais ( $p = 0,22$ ).

Entretanto a condição VT apresentou maior pico de flexão ( $F_{(3; 108)} = 7,204$ ;  $p < 0,01$ ) em relação a V50 e V20 e menor pico extensão ( $F_{(3; 108)} = 6,067$ ;  $p < 0,01$ ) de tronco em relação a todas as demais condições (Tabela 4).

**Tabela 3.** Valores (média  $\pm$  desvio padrão) das variáveis de estabilidade na saída do pé do solo (SP).

	V5	V20	V50	VT	p
MOS <sub>SP</sub> (cm)	15,85 $\pm$ 4,44	15,89 $\pm$ 4,35	15,58 $\pm$ 4,34	16,62 $\pm$ 4,28	0,26
TtC <sub>XCOM</sub> (s)	0,11 $\pm$ 0,20	0,11 $\pm$ 0,21	0,10 $\pm$ 0,20	0,11 $\pm$ 0,20	0,55
COM <sub>VEL</sub> (m/s)	1,46 $\pm$ 0,20	1,47 $\pm$ 0,21	1,47 $\pm$ 0,20	1,51 $\pm$ 0,20	0,20

V5/V20/V50: máscara com 5%, 20% e 50% de nível de luz, VT: visão total, MOS: margem de estabilidade, TtC<sub>XCOM</sub>: tempo até o contato relativo ao XCOM, COM<sub>VEL</sub>: velocidade instantânea do COM, p: nível de significância do *post hoc* de Bonferroni.

**Tabela 4.** Valores (média  $\pm$  desvio padrão) dos parâmetros espaço temporais e de cinemática do tronco.

	V5	V20	V50	VT
C <sub>PASSO</sub> (cm)	66,67 $\pm$ 5,76	70,37 $\pm$ 6,37	70,18 $\pm$ 6,40	70,92 $\pm$ 6,16
TA <sub>SIMPLES</sub> (s)	0,41 $\pm$ 0,02	0,41 $\pm$ 0,02	0,41 $\pm$ 0,02	0,40 $\pm$ 0,02
TA <sub>DUPLO</sub> (s)	0,10 $\pm$ 0,02	0,10 $\pm$ 0,02	0,10 $\pm$ 0,02	0,09 $\pm$ 0,02
Tronco <sub>FLEX</sub> (°)	4,03 $\pm$ 4,61	3,77 $\pm$ 4,44**	3,76 $\pm$ 4,39**	4,76 $\pm$ 4,50
Tronco <sub>EXT</sub> (°)	1,02 $\pm$ 4,77*	1,22 $\pm$ 4,86**	1,02 $\pm$ 4,82*	0,41 $\pm$ 4,73

V5/V20/V50: máscara com 5%, 20% e 50% de nível de luz, VT: visão total, C<sub>PASSO</sub>: comprimento de passo, TA<sub>SIMPLES</sub>: tempo de apoio simples, TA<sub>DUPLO</sub>: tempo de apoio duplo, Tronco<sub>FLEX</sub>: pico de flexão de tronco, Tronco<sub>EXT</sub>: pico de extensão de tronco.

\* difere de VT com  $p < 0,05$  e \*\* difere de VT com  $p < 0,01$ .

### 3.4. Discussão

Os resultados apresentaram que diferentes condições visuais de luz não alteraram as características espaço temporais e os parâmetros de estabilidade dos

participantes. Entretanto, os ângulos do tronco indicaram um padrão postural mais cuidadoso dos indivíduos durante a marcha, com os participantes caminhando com o tronco mais ereto. Isto pode sugerir que mudanças no nível de luz do ambiente induzem poucas correções na marcha e não representam riscos significativos de quedas em adultos sem problemas visuais.

A primeira hipótese de que os parâmetros espaço temporais sofreriam alteração com a mudança do nível de luz não foi confirmada. Talvez este seja o resultado mais importante deste estudo, uma vez que a privação total da visão é responsável por aumentar o tempo de apoio duplo (HALLEMANS *et al.*, 2009a) e diminuir a velocidade de caminhada e o comprimento de passo (HALLEMANS *et al.*, 2010, IOSA *et al.*, 2012). Outras perturbações visuais, como a caminhada em ambiente virtual com uma situação desafiadora, também induzem mudanças aumentando a variabilidade de alguns parâmetros espaço temporais de adultos (HOLLMAN *et al.*, 2006, O'CONNOR e KUO, 2009). Nesse sentido, é necessário entender que perturbações visuais provocam respostas individualizadas, com o nível de dependência da visão diferenciando aqueles que respondem ou não a estas perturbações (TERRY *et al.*, 2012). Possivelmente a diminuição no nível de luz não foi suficiente para trazer perturbações à visão para induzir mudanças na marcha de adultos com visão saudável.

A ausência de diferenças nos valores de MOS e TtC também contrariou a hipótese inicial de que menores níveis de luz iriam diminuir a estabilidade da caminhada. Estudos anteriores verificaram que menores valores de MOS e TtC estão associados a idosos com histórico de quedas (LUGADE *et al.*, 2011) e em situações de risco de queda (ARAMPATZIS *et al.*, 2008, BIERBAUM *et al.*, 2011, HASSON *et al.*, 2008). Entretanto, mesmo caminhando com perturbações mecânicas inesperadas foi possível observar que tanto idosos quanto adultos possuem capacidade de controlar a posição do COM em relação à BOS após algum período de adaptação (BIERBAUM *et al.*, 2011). Sendo assim, como o sistema visual também possui habilidade de adaptação (PATLA, 1997), é possível que o curto período de familiarização somado ao período de testes tenha fornecido tempo suficiente para ambientação aos diferentes níveis de luz impostos. Mesmo em condições de privação total, é possível observar que o fornecimento de informações visuais de curta duração pode ser suficiente para adultos controlarem a marcha (VITÓRIO *et al.*, 2012).

A relação entre os parâmetros de estabilidade e espaço temporais também pode explicar a manutenção da estabilidade. A velocidade da marcha possui uma forte



correlação com a  $COM_{VEL}$  (ESPY *et al.*, 2010b) e, juntamente com o comprimento de passo, está proximamente relacionada no controle estável da caminhada (ESPY *et al.*, 2010a). Uma vez que os parâmetros espaço temporais não foram alterados entre condições visuais de nível de luz, as variáveis de MOS e TtC (dependentes de  $COM_{VEL}$ ) também podem ter mantido seu padrão. Adicionalmente, a relação entre  $COM_{VEL}$  e  $BOS_{LIM}$  é um fator fundamental na análise do movimento (HOF *et al.*, 2005, PAI e PATTON, 1997). Como nos instantes analisados (TC e SP) não foram detectadas diferenças na  $COM_{VEL}$ , as variáveis MOS e TtC permaneceram inalteradas nos menores níveis de luz. Mesmo com a análise apenas em TC e SP, os parâmetros de estabilidade nestes instantes podem indicar quanto a marcha pode ser controlada (i.e. interrompida ou modificada) dentro de um passo (BRUIJN *et al.*, 2013).

A cinemática do tronco apresentou diferenças entre as condições visuais, com menores picos de flexão e maiores picos de extensão nas condições com menores níveis de luz. Esse padrão é similarmente observado em adultos caminhando com privação total de visão (HALLEMANS *et al.*, 2009b, HALLEMANS *et al.*, 2010), sendo sugerido como um padrão mais cuidadoso de marcha e como uma possível forma de tentar evitar colisões na cabeça. Deve se observar ainda que a interação entre a cinemática do tronco e comprimento de passo tem forte relação com a posição do  $COM_{AP}$  (ESPY *et al.*, 2010b), então é um importante fator no cálculo dos parâmetros de estabilidade (MOS e TtC). Entretanto, a mudança dos picos de flexão e extensão deve ter acontecido em momentos críticos para controlar a caminhada, não interferindo nos parâmetros de estabilidade nos instantes analisados.

Em resumo, pode-se concluir que adultos com visão saudável não modificam suas características de estabilidade durante a caminhada em condições visuais com menores níveis luz. Adicionalmente, esta estabilidade parece permanecer em instantes críticos da caminhada mesmo com adaptações no posicionamento do tronco durante a caminhada.

## 4. ARTIGO II

### EFEITO DA VELOCIDADE NA ESTABILIDADE DE ADULTOS CAMINHANDO EM DIFERENTES CONDIÇÕES VISUAIS

#### 4.1. Introdução

O sistema visual é importante na orientação espacial durante a caminhada e, em situações desafiadoras, ele pode controlar características como a velocidade da marcha e o comprimento do passo para evitar quedas (PATLA, 1997). Quando o cenário visual é modificado, algumas adaptações ocorrem alterando o padrão normal de caminhada. A privação total ou parcial da visão induz a diminuição da velocidade da marcha e do comprimento de passo (GRACI *et al.*, 2009, HALLEMANS *et al.*, 2009a, HALLEMANS *et al.*, 2010, IOSA *et al.*, 2012, PÉRICO *et al.*, 2013), características fortemente ligadas a um padrão de caminhada instável (ESPY *et al.*, 2010a, LUGADE *et al.*, 2011).

A estabilidade da marcha também apresenta relações com estes parâmetros espaço temporais. A velocidade da marcha e o comprimento de passo estão fortemente associados aos deslocamentos do centro de massa (COM) relativos à base de suporte (BOS) (ESPY *et al.*, 2010a, ESPY *et al.*, 2010b), que são frequentemente utilizados para quantificar a estabilidade (HOF *et al.*, 2005, PAI e PATTON, 1997, WINTER, 1995). Caminhando na velocidade preferida, as forças atuando na BOS do indivíduo parecem fornecer estabilidade para controlar a caminhada. Entretanto, em maiores velocidades as forças necessárias para manter uma marcha estável precisam ser relativamente maiores (DUCLOS *et al.*, 2009), indicando assim uma situação de instabilidade.

Na redução do comprimento de passo vista durante a caminhada em privação visual, a velocidade da marcha acompanha esta adaptação se tornando mais lenta (IOSA *et al.*, 2012). Isto ocorre pelo fato da proporção entre a velocidade e o comprimento de passo ser fundamental para manter o movimento estável do COM dentro dos limites da BOS (ESPY *et al.*, 2010b). Em experimento manipulando estas variáveis, Espy *et al.* (2010a) verificou que provocando escorregões durante a caminhada, o padrão mais instável foi observado quando o comprimento de passo não estava adequado à velocidade da marcha.

Logo, a imposição de uma caminhada em velocidade elevada sob o efeito de condições visuais desafiadoras poderia desencadear efeitos significativos na estabilidade, uma vez que as adaptações induzidas em perturbação da visão são as reduções da própria velocidade da marcha (GRACI *et al.*, 2009, HALLEMANS *et al.*, 2009a) e do comprimento de passo (HALLEMANS *et al.*, 2010, HOLLMAN *et al.*, 2006, IOSA *et al.*, 2012). Assim, o indivíduo estaria sendo induzido a caminhar fora dos seus padrões preferidos e poderia gerar desproporção entre esses dois parâmetros (comprimento de passo e velocidade de caminhada), resultando em instabilidade. Portanto, o objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito de duas velocidades de marcha na estabilidade de adultos caminhando em diferentes condições visuais. Para isso, a condição da visão foi manipulada através de máscaras com película reduzindo os níveis de passagem de luz até o olho, simulando diferentes luminosidades para caminhar.

## **4.2. Métodos**

### *4.2.1. Amostra*

37 adultos participaram voluntariamente do estudo (valores em média  $\pm$  desvio-padrão; idade:  $23,1 \pm 3,1$  anos; estatura:  $169,6 \pm 8,9$  cm; massa:  $69,7 \pm 13,5$  kg). A amostra foi determinada por cálculo baseado em um estudo piloto previamente realizado. Todos os sujeitos deveriam possuir boa acuidade visual (20/20 no teste de SNELLEN) e ter idade entre 18 e 30 anos. Adicionalmente, como critério de exclusão nenhum indivíduo poderia possuir lesões musculoesqueléticas ou distúrbios vestibulares. Antes da coleta de dados, cada indivíduo deu consentimento para participação na pesquisa assinando um termo de esclarecimento, aprovado pelo Comitê de Ética Local com número de protocolo 08437612.8.0000.5346.

### *4.2.2. Procedimentos*

Cada indivíduo foi orientado a caminhar em linha reta (5 m) em quatro diferentes condições visuais: visão total (VT), visão 50% (V50), visão 20% (V20) e visão 5% (V5, mais escura), randomizadas previamente ao experimento. Nas tentativas com redução da visão o participante caminhou usando máscaras envolvidas por película automotiva, com cada percentual representando o nível de luz passando pela máscara até o olho. Os participantes caminharam quatro tentativas para cada nível de luz, em

duas diferentes velocidades controladas por fotocélulas: duas em velocidade autosseleccionada ( $V_{\text{AUTO}}$ ); e duas tentativas seguintes aumentando em 30% ( $\pm 10\%$  de margem de erro) a  $V_{\text{AUTO}}$  registrada ( $V_{130\%}$ ). Após registrar a  $V_{\text{AUTO}}$ , foi dado um *feedback* verbal para que o indivíduo atingisse a velocidade 30% mais rápida. A tarefa foi realizada em ambiente de laboratório livre de qualquer tipo de obstáculos e com luminosidade padrão para todos os indivíduos, variando entre 200 e 600 lux ao longo do percurso devido à disposição das lâmpadas. Para cada participante foi fornecido um curto período de familiarização antes do início das tentativas de caminhada (menor que um minuto).

#### 4.2.3. Coleta e processamento dos dados

Os dados cinemáticos foram obtidos utilizando sete câmeras infravermelhas (sistema VICON, Oxford, UK) com frequência de aquisição ajustada em 200 Hz. 39 marcadores reflexivos (14 mm de diâmetro) foram colocados em pontos anatômicos de referência (cabeça, tronco, quadril, membros superiores e inferiores) em cada indivíduo para o cálculo do COM. Os momentos de toque do calcanhar (TC) e de saída do pé (SP) foram adquiridos por duas plataformas de força (AMTI OR6-6 2000, Watertown, MA) operando a 1000 Hz. Os dados cinemáticos passaram por um filtro passa baixas Butterworth de 4ª ordem, com frequência de corte ajustada em 8 Hz.

Para quantificar a estabilidade foi utilizado o conceito do centro de massa extrapolado (XCOM) proposto por Hof *et al.* (2005), apenas no eixo anteroposterior (AP) de movimento (Equação 1). As variáveis margem de estabilidade (MOS) e tempo até o contato ( $TtC_{\text{XCOM}}$ ) na direção AP foram utilizadas como critério para determinar o nível de estabilidade dinâmica nos instantes TC e SP. A MOS representa a distância AP entre o XCOM e o limite da base de suporte ( $BOS_{\text{LIM}}$ ), enquanto o  $TtC_{\text{XCOM}}$  é o tempo necessário para o XCOM alcançar o  $BOS_{\text{LIM}}$ , ambas nos instantes de TC e SP. Maiores valores de MOS (Equação 2) e  $TtC_{\text{XCOM}}$  (Equação 3) indicam maiores margens espaciais e temporais até o  $BOS_{\text{LIM}}$ , indicando maior estabilidade (BRUIJN *et al.*, 2013, HASSON *et al.*, 2008).

No cálculo da MOS no TC ( $MOS_{\text{TC}}$ ), o  $BOS_{\text{LIM}}$  adotado foi a posição AP do marcador do calcanhar que atingiu o solo, enquanto na SP ( $MOS_{\text{SP}}$ ) foi adotada a posição AP do marcador da articulação metatarso-falangeal do pé de apoio.

$$\text{Equação 1} \quad XCOM = COM_{AP} + \frac{COM_{VEL}}{\sqrt{g/l}}$$

XCOM: centro de massa extrapolado,  $COM_{AP}$ : posição do anteroposterior do COM,  $COM_{VEL}$ : velocidade instantânea do COM,  $g$ : aceleração da gravidade,  $l$ : distância entre o COM e o centro da articulação do tornozelo no plano sagital.

$$\text{Equação 2} \quad MOS = BOS_{LIM} - XCOM$$

$$\text{Equação 3} \quad TtC_{XCOM} = |MOS| / COM_{VEL}$$

Adicionalmente, os parâmetros espaço temporais analisados durante a caminhada foram: o comprimento de passo ( $C_{PASSO}$ ) – distância AP entre os marcadores do calcanhar no TC, os tempos de apoio simples ( $TA_{SIMPLES}$ ) e duplo ( $TA_{DUPLA}$ ). Os picos de flexão ( $Tronco_{FLEX}$ ) e extensão do tronco ( $Tronco_{EXT}$ ) durante a caminhada também foram analisados.

#### 4.2.4. Estatística

Foi realizada uma média dos parâmetros dentro de cada tentativa de caminhada, exceto para  $Tronco_{FLEX}$  e  $Tronco_{EXT}$  que tiveram o maior valor registrado. Após obter um único valor de todas as variáveis para cada tentativa, foi feita uma média dos parâmetros em cada condição visual para cada velocidade. Uma múltipla análise de variância (MANOVA) para medidas repetidas, com *post hoc* de Bonferroni, verificou os efeitos da velocidade de caminhada, da condição visual e da interação de ambos os fatores nos parâmetros da marcha. O uso do fator Greenhouse Geisser de correção foi apontado para algumas variáveis ( $MOS_{TC}$ ,  $MOS_{SP}$ ,  $TtC_{XCOM}$  na SP,  $Tronco_{FLEX}$ ) pelo teste de esfericidade de Mauchly. O nível de significância adotado para todos os testes foi de  $\alpha = 0,05$ .

### 4.3. Resultados

A velocidade da marcha foi responsável por alterar as características de todas as variáveis de estabilidade e espaço temporais ( $p < 0,01$ ). Entretanto, as diferentes

condições visuais não apresentaram diferenças significativas nos parâmetros espaço temporais (Tabela 5) e de estabilidade no TC (Tabela 6) e na SP (Tabela 7).

**Tabela 5.** MANOVA para medidas repetidas dos parâmetros espaço temporais. Valores apresentados em média  $\pm$  desvio padrão.

		C <sub>PASSO</sub> (cm)*	TA <sub>SIMPLES</sub> (s)*	TA <sub>DUPLO</sub> (s)*
V <sub>AUTO</sub>	V5	69,67 $\pm$ 5,76	0,41 $\pm$ 0,02	0,10 $\pm$ 0,02
	V20	70,37 $\pm$ 6,37	0,41 $\pm$ 0,02	0,10 $\pm$ 0,02
	V50	70,18 $\pm$ 6,40	0,41 $\pm$ 0,02	0,10 $\pm$ 0,02
	VT	70,92 $\pm$ 6,16	0,40 $\pm$ 0,02	0,09 $\pm$ 0,02
V <sub>130%</sub>	V5	79,82 $\pm$ 6,82	0,38 $\pm$ 0,02	0,07 $\pm$ 0,02
	V20	79,68 $\pm$ 6,56	0,38 $\pm$ 0,02	0,07 $\pm$ 0,02
	V50	79,87 $\pm$ 6,42	0,37 $\pm$ 0,02	0,07 $\pm$ 0,02
	VT	80,63 $\pm$ 6,78	0,37 $\pm$ 0,02	0,07 $\pm$ 0,02

VT: visão total, V5/V20/V50: máscaras reduzindo 5%, 20% e 50% do nível de luz, V<sub>AUTO</sub>: velocidade autosselecionada, V<sub>130%</sub>: velocidade 30% mais veloz que V<sub>AUTO</sub>, C<sub>PASSO</sub>: comprimento de passo, TA<sub>SIMPLES</sub>: tempo de apoio simples, TA<sub>DUPLO</sub>: tempo de apoio duplo.

\* indica diferença significativa entre velocidades com  $p < 0,01$ .

As variáveis espaço temporais C<sub>PASSO</sub> ( $F_{(3; 108)} = 0,868$ ;  $p = 0,46$ ), TA<sub>SIMPLES</sub> ( $F_{(3; 108)} = 1,116$ ;  $p = 0,35$ ) e TA<sub>DUPLO</sub> ( $F_{(3; 108)} = 2,068$ ;  $p = 0,11$ ) não sofreram modificações com a redução do nível de luz. Da mesma forma, não houve alteração da estabilidade MOS<sub>TC</sub> ( $F_{(2,326; 83,750)} = 1,096$ ;  $p = 0,35$ ), MOS<sub>SP</sub> ( $F_{(2,260; 81,364)} = 0,781$ ;  $p = 0,48$ ), TtC<sub>XCOM</sub> no TC ( $F_{(3; 108)} = 1,349$ ;  $p = 0,26$ ), TtC<sub>XCOM</sub> na SP ( $F_{(2,347; 84,494)} = 0,65$ ;  $p = 0,55$ ), e COM<sub>VEL</sub> no TC ( $F_{(3; 108)} = 1,178$ ;  $p = 0,32$ ) e na SP ( $F_{(3; 108)} = 1,431$ ;  $p = 0,24$ ) em função da redução do nível de luz. Adicionalmente, a interação entre velocidade e

condição visual não apresentou efeito em nenhuma variável espaço temporal ( $p > 0,05$ ) ou de estabilidade ( $p > 0,05$ ).

**Tabela 6.** MANOVA para medidas repetidas das variáveis de estabilidade no toque do calcanhar (TC). Valores apresentados em média  $\pm$  desvio padrão.

		MOS <sub>TC</sub> (cm)*	TtC <sub>XCOM</sub> (ms)*	COM <sub>VEL</sub> (m/s)*
V <sub>AUTO</sub>	V5	20,52 $\pm$ 4,92	147,65 $\pm$ 18,73	1,37 $\pm$ 0,20
	V20	20,54 $\pm$ 5,12	146,84 $\pm$ 18,73	1,38 $\pm$ 0,20
	V50	20,53 $\pm$ 4,98	146,89 $\pm$ 19,15	1,39 $\pm$ 0,20
	VT	21,71 $\pm$ 4,93	150,89 $\pm$ 17,89	1,43 $\pm$ 0,20
V <sub>130%</sub>	V5	30,79 $\pm$ 6,24	170,68 $\pm$ 16,42	1,79 $\pm$ 0,22
	V20	31,14 $\pm$ 6,40	171,43 $\pm$ 16,94	1,80 $\pm$ 0,23
	V50	30,79 $\pm$ 6,31	170,73 $\pm$ 17,43	1,79 $\pm$ 0,22
	VT	31,47 $\pm$ 6,40	171,78 $\pm$ 15,77	1,82 $\pm$ 0,23

VT: visão total, V5/V20/V50: máscaras reduzindo 5%, 20% e 50% do nível de luz, V<sub>AUTO</sub>: velocidade autosselecionada, V<sub>130%</sub>: velocidade 30% mais veloz que V<sub>AUTO</sub>, MOS<sub>TC</sub>: margem de estabilidade, TtC<sub>XCOM</sub>: tempo até o contato, COM<sub>VEL</sub>: velocidade instantânea do COM.

\* indica diferença significativa entre velocidades com  $p < 0,01$ .

A velocidade trouxe um aumento significativo de flexão do tronco ( $p < 0,01$ ), mas não alterou a extensão ( $p = 0,76$ ). Porém, tanto a flexão ( $F_{(2,068; 74,440)} = 2,215$ ;  $p = 0,12$ ) quanto a extensão ( $F_{(3; 108)} = 2,668$ ;  $p = 0,06$ ) de tronco não apresentaram diferenças entre as condições visuais impostas (Figura 5). Por fim, não houve interação entre velocidade e condição visual na cinemática do tronco, tanto para flexão ( $p > 0,05$ ) quanto para extensão ( $p > 0,05$ ).

**Tabela 7.** MANOVA para medidas repetidas das variáveis de estabilidade na saída do pé (SP). Valores apresentados em média  $\pm$  desvio padrão.

		MOS <sub>SP</sub> (cm)*	TtC <sub>XCOM</sub> (ms)*	COM <sub>VEL</sub> (m/s)*
<b>V<sub>AUTO</sub></b>	V5	15,75 $\pm$ 4,44	106,08 $\pm$ 20,80	1,46 $\pm$ 0,20
	V20	15,89 $\pm$ 4,35	106,51 $\pm$ 17,21	1,47 $\pm$ 0,21
	V50	15,58 $\pm$ 4,34	104,86 $\pm$ 20,81	1,47 $\pm$ 0,20
	VT	16,63 $\pm$ 4,28	108,84 $\pm$ 17,68	1,51 $\pm$ 0,20
<b>V<sub>130%</sub></b>	V5	24,88 $\pm$ 5,44	131,51 $\pm$ 16,36	1,86 $\pm$ 0,24
	V20	25,00 $\pm$ 5,65	131,54 $\pm$ 17,53	1,88 $\pm$ 0,22
	V50	25,01 $\pm$ 5,46	132,24 $\pm$ 16,20	1,88 $\pm$ 0,22
	VT	25,41 $\pm$ 5,58	132,46 $\pm$ 15,54	1,91 $\pm$ 0,23

VT: visão total, V5/V20/V50: máscaras reduzindo 5%, 20% e 50% do nível de luz, V<sub>AUTO</sub>: velocidade autosselecionada, V<sub>130%</sub>: velocidade 30% mais veloz que V<sub>AUTO</sub>, MOS<sub>SP</sub>: margem de estabilidade, TtC<sub>XCOM</sub>: tempo até o contato, COM<sub>VEL</sub>: velocidade instantânea do COM.

\* indica diferença significativa entre velocidades com  $p < 0,01$ .

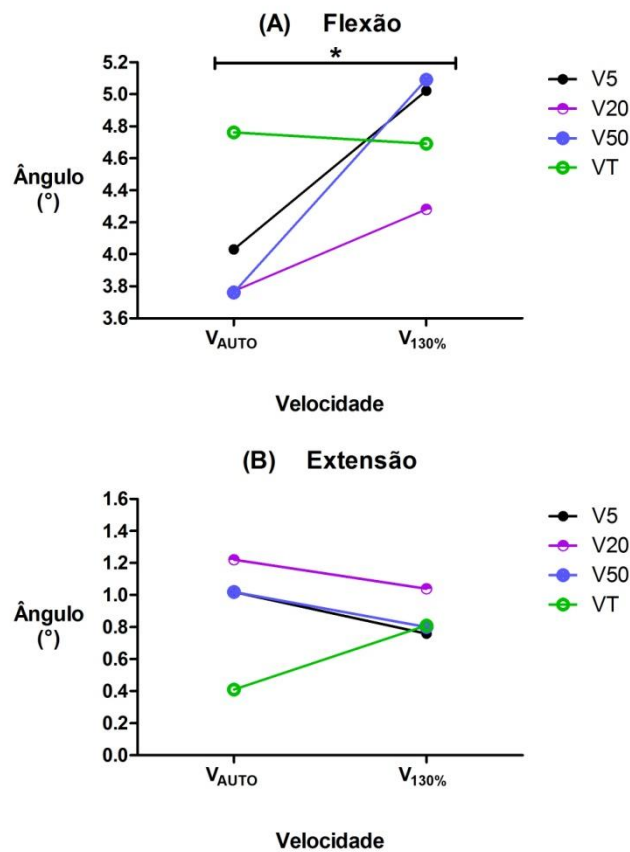
#### 4.4. Discussão

Os resultados revelaram efeito da velocidade nos parâmetros de estabilidade, espaço temporais e de flexão do tronco. Porém, a mudança de condição visual não apresentou efeitos nos parâmetros da marcha, nem de forma isolada nem através de sua interação com as velocidades de caminhada. Então, é possível que adultos consigam manter a estabilidade e o padrão da marcha em diferentes condições visuais independente da velocidade adotada.

Além de menores velocidades estarem relacionadas a um maior nível de instabilidade (ESPY *et al.*, 2010a, LUGADE *et al.*, 2011), a ausência de um equilíbrio



com o comprimento de passo também parece aumentar os riscos de queda (ESPY *et al.*, 2010b). Caminhando com a velocidade sendo manipulada, o comprimento de passo sofreu adaptação (aumento) devido ao acréscimo de velocidade mesmo quando submetido a piores condições visuais. Este provavelmente é o resultado mais importante do estudo, uma vez que o comprimento de passo reduzido é uma das características mais comuns na privação da visão (GRACI *et al.*, 2009, HALLEMANS *et al.*, 2009a, IOSA *et al.*, 2012, PÉRICO *et al.*, 2013, VITÓRIO *et al.*, 2012), na diminuição em grande magnitude dos níveis de luz ambiente (D'HONDT *et al.*, 2011) ou em públicos com problemas visuais (HALLEMANS *et al.*, 2010, HALLEMANS *et al.*, 2011). Sendo assim, pode ser que o nível de desafio imposto pelas condições visuais deste estudo não tenham sido suficientes para resultar em mudanças no comprimento de passo.



**Figura 5.** Ângulos de flexão e extensão de tronco.  $V_{AUTO}$ : velocidade autosselecionada;  $V_{130\%}$ : velocidade 30% mais veloz que  $V_{AUTO}$ ; VT: visão total, V5/V20/V50: máscaras reduzindo 5%, 20% e 50% do nível de luz.

\* indica diferença significativa entre velocidades com  $p < 0,01$ .

Devido à variação na velocidade da marcha, as diferenças observadas na  $COM_{VEL}$  eram esperadas. Como  $COM_{VEL}$  possui forte relação com a velocidade do deslocamento (ESPY *et al.*, 2010b), tanto no TC quanto na SP houve variações. Esses acréscimos de velocidade necessitam de uma mudança na colocação do pé ( $BOS_{LIM}$ ) para controlar o avanço do COM de maneira estável (HOF, 2008), então o aumento do comprimento do passo foi a forma de correção adotada na caminhada. A ausência de diferenças da  $COM_{VEL}$  entre condições visuais possivelmente ocorreu devido ao mesmo comportamento visto no comprimento de passo entre as situações, uma vez que estas variáveis estão proximamente relacionadas (ESPY *et al.*, 2010a). Adicionalmente, todos os parâmetros de estabilidade calculados a partir do  $COM_{VEL}$  sofreram ajuste como efeito do aumento dessa variável.

A mudança de condição visual não resultou em alteração nas características cinemáticas do tronco. Isso contraria os resultados encontrados durante a privação da visão ou diminuição dos níveis de luz, que apontam aumento da extensão e redução da flexão do tronco nas piores condições de visão (D'HONDT *et al.*, 2011, HALLEMANS *et al.*, 2009a, IOSA *et al.*, 2012). Possivelmente o fator velocidade foi responsável por atenuar os efeitos do fator visão na cinemática do tronco, uma vez que a  $V_{130\%}$  induziu um padrão flexionado de tronco idêntico entre as condições visuais para caminhar (Figura 5). Espy *et al.* (2010b) também encontraram flexões de tronco aumentadas em caminhadas com maiores valores de velocidade e de comprimento de passo. Isso confirma que o posicionamento do tronco durante a marcha possui relação com ambas as variáveis.

É importante destacar ainda que a interação entre comprimento de passo e ângulo de tronco tem grande poder de predição sobre a posição do  $COM_{AP}$  (ESPY *et al.*, 2010b), muito devido à grande quantidade de massa envolvida no tronco (WINTER, 1995). Logo, é possível que a ausência de alterações no comportamento do tronco e no comprimento do passo entre condições visuais, observadas no presente estudo, também tenha mantido o  $COM_{AP}$  nas mesmas distâncias do  $BOS_{LIM}$ . Conseqüentemente, os valores das variáveis de estabilidade MOS e  $TtC_{XCOM}$  também permaneceram semelhantes mesmo com a redução dos níveis de luz.

Em conclusão, o estudo sugere que adultos não sofrem os efeitos de condições visuais mais escuras para caminhar. A modificação da marcha apenas foi observada devido à mudança de velocidade, sem apresentar interação com a condição visual.

## 5. CONCLUSÕES FINAIS

Menores níveis de luz não representaram alterações na estabilidade de adultos com visão saudável. Apenas o acréscimo na velocidade da marcha induziu aumento nos valores das variáveis de estabilidade, como uma forma de manter proporcionalidade com os demais parâmetros da caminhada. Adicionalmente, a interação entre visão e velocidade de caminhada não apresentou mudanças nos parâmetros de estabilidade analisados entre as diferentes condições visuais.

As alterações esperadas nas variáveis espaço temporais também não foram visualizadas entre as diferentes condições visuais. Adicionalmente, não foi observada interação entre condição visual e velocidades de caminhada nesses parâmetros. Todas as variáveis sofreram alteração apenas devido ao aumento da velocidade, independentemente da condição visual em que os indivíduos estavam sendo submetidos.

A cinemática do tronco sofreu alterações entre as diferentes condições visuais. Os menores níveis de luz induziram os adultos do presente estudo a caminharem com menor pico de flexão e maior pico de extensão do tronco na velocidade autosselecionada. Porém, com a adoção de uma velocidade 30% mais rápida, o efeito da condição visual foi anulado, uma vez que a maior velocidade induziu em todas as condições visuais a adoção de um padrão mais flexionado de tronco. A interação entre condição visual e velocidade de caminhada também não produziu efeito na cinemática do tronco.

Caminhar em menores níveis de luz não diminuiu a estabilidade da caminhada dos adultos jovens analisados no presente estudo. Independente da velocidade de caminhada adotada, o grupo não apresentou mudanças dos parâmetros de estabilidade entre condições visuais. As justificativas para a manutenção de uma caminhada estável entre condições visuais são: a ausência de diferenças no comprimento de passo e na velocidade do centro de massa, além do padrão levemente modificado na cinemática de tronco, que possuem relação com as variáveis de estabilidade analisadas.

## 6. LIMITAÇÕES DO ESTUDO E PERSPECTIVAS FUTURAS

Mesmo com o objetivo de buscar as respostas controlando os métodos e procedimentos adotados, o presente estudo apresenta limitações e lacunas que devem ser ressaltadas a fim de orientar futuros estudos. Primeiramente, deve-se ressaltar que a principal limitação do estudo remete ao protocolo utilizado para redução dos níveis de luz chegando até o olho. Nas diversas buscas feitas na literatura investigando perturbações ao sistema visual, não foram encontradas referências utilizando tanto as máscaras projetadas quanto o material de redução do nível de luz. É necessário ainda destacar que os padrões fisiológicos de adaptação do sistema visual, tal como a dilatação da pupila, não possuíam ferramentas para a avaliação do nível de desafio realmente imposto ao tentar reduzir a recepção de luz. Estas limitações dificultam parcialmente a discussão e, conseqüentemente, a compreensão de parte dos resultados quanto ao significado da ausência de alterações no comportamento de estabilidade.

O Artigo I e o Artigo II tiveram diferentes objetivos e, sendo assim, tiveram algumas limitações distintas. No Artigo I, o problema reside na adoção da velocidade autosselecionada. Não foi fornecido um período de teste para assegurar que a velocidade autosselecionada adotada era de fato a preferida de cada indivíduo. Então é possível que o tempo de adaptação fornecido não tenha sido suficiente nas primeiras condições, com o participante modificando a percepção da sua velocidade preferida ao longo do teste. Outro problema se encontra na análise dos dados absolutos. Ao permitir a execução da caminhada em uma velocidade autosselecionada, presumiu-se a obtenção de uma velocidade relativa confortável para cada indivíduo. Como tanto a velocidade de caminhada quanto as outras variáveis espaço temporais possuem relação com os parâmetros corporais, como o comprimento de membro inferior, isto resultou na aquisição de padrões individualizados das variáveis. Sendo assim, análises normalizadas dos parâmetros de estabilidade e espaço temporais poderiam trazer respostas complementares aos resultados obtidos.

No Artigo II, além da reincidência de algumas das limitações relativas ao Artigo I, outra das limitações se deve ao fato da velocidade 30% mais rápida ter recebido *feedback* verbal apenas após a tentativa. Com isso, houve a necessidade de repetição de tentativas até alcançar a faixa de velocidade pré-estipulada. Assim, o número mínimo necessário de tentativas com velocidade mais rápida para cada condição visual foi diferente entre indivíduos, fator que pode ter levado a uma mudança no padrão da

marcha do participante no intuito de completar a tarefa. Outro problema esteve situado novamente na velocidade autosselecionada de cada indivíduo. Os participantes que tinham maiores velocidades autosselecionadas, caminharam as tentativas 30% mais rápidas próximos do limite mínimo exigido de 20% (margem de 10%). Já os participantes mais lentos na sua velocidade preferida caminharam as tentativas 30% mais rápidas próximos do limite máximo de 40% mais rápidos (margem de 10%), sugerindo que possam ter acontecido diferentes níveis de exigência entre indivíduos nesta situação. Este pode ter sido um fator que contradisse os resultados encontrados no Artigo I e no Artigo II referentes aos picos angulares do tronco durante a caminhada. Sendo assim, é possível levantar a hipótese de que houve efeito da velocidade da marcha sobre a posição do tronco.

Como possibilidades futuras, as análises devem abranger o eixo mediolateral do movimento. Nesta direção também é possível verificar uma forte influência da condição visual nos padrões espaço temporais da marcha, como por exemplo, na largura do passo. Quanto à análise dos parâmetros de estabilidade durante a caminhada, próximos estudos devem incluir o centro de pressão para verificar suas interações com o centro de massa, permitindo observar as estratégias utilizadas para correção da trajetória do centro de massa em relação à base de suporte. Por fim, outras possibilidades para averiguar a importância da condição visual na caminhada seriam avaliar o efeito de diferentes condições de visão em públicos de diferentes faixas etárias, ou até mesmo durante a execução de tarefas mais desafiadoras como durante a ultrapassagem de obstáculos.

## REFERÊNCIAS

- ARAGÃO, F. A. *et al.* Mini-trampoline exercise related to mechanisms of dynamic stability improves the ability to regain balance in elderly. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, n. 3, p. 512-518, 2011.
- ARAMPATZIS, A. *et al.* Deficits in the way to achieve balance related to mechanisms of dynamic stability control in the elderly. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 8, p. 1754-1761, 2008.
- ARAMPATZIS, A. *et al.* Exercise of mechanisms for dynamic stability control increases stability performance in the elderly. **Journal of Biomechanics**, v. 44, n. 1, p. 52-58, 2011.
- BICAS, H. E. A. Morfologia do sistema visual. **Simpósio de Oftalmologia para o Clínico, Ribeirão Preto**, v. 30, n. p. 7-15, 1997.
- BIERBAUM, S. *et al.* Adaptational responses in dynamic stability during disturbed walking in the elderly. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 12, p. 2362-2368, 2010.
- BIERBAUM, S. *et al.* Adaptive feedback potential in dynamic stability during disturbed walking in the elderly. **Journal of Biomechanics**, v. 44, n. 10, p. 1921-1926, 2011.
- BRUIJN, S. M. *et al.* Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. **Journal of The Royal Society Interface**, v. 10, n. 83, p. 1-23, 2013.
- D'HONDT, E. *et al.* The role of vision in obese and normal-weight children's gait control. **Gait & Posture**, v. 33, n. 2, p. 179-184, 2011.
- DUARTE, M. e FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. p. 183-192, 2010.
- DUCLOS, C. *et al.* Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 3, p. 379-382, 2009.
- ESPY, D. D. *et al.* Independent influence of gait speed and step length on stability and fall risk. **Gait & Posture**, v. 32, n. 3, p. 378-382, 2010a.
- ESPY, D. D. *et al.* Control of center of mass motion state through cuing and decoupling of spontaneous gait parameters in level walking. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 13, p. 2548-2553, 2010b.
- GRACI, V. *et al.* Peripheral visual cues affect minimum-foot-clearance during overground locomotion. **Gait & Posture**, v. 30, n. 3, p. 370-374, 2009.
- HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. 6ª Edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013.

HALLEMANS, A. *et al.* Visual deprivation leads to gait adaptations that are age- and context-specific: I. Step-time parameters. **Gait & Posture**, v. 30, n. 1, p. 55-59, 2009a.

HALLEMANS, A. *et al.* Visual deprivation leads to gait adaptations that are age- and context-specific: II. Kinematic parameters. **Gait & Posture**, v. 30, n. 3, p. 307-311, 2009b.

HALLEMANS, A. *et al.* Low vision affects dynamic stability of gait. **Gait & Posture**, v. 32, n. 4, p. 547-551, 2010.

HALLEMANS, A. *et al.* Development of independent locomotion in children with a severe visual impairment. **Research in Developmental Disabilities**, v. 32, n. 6, p. 2069-2074, 2011.

HAMACHER, D. *et al.* Evaluation of a visual feedback system in gait retraining: A pilot study. **Gait & Posture**, v. 36, n. 2, p. 182-186, 2012.

HAMILL, J. e KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 3ª edição. Barueri: Manole, 2012.

HARWOOD, R. H. Visual problems and falls. **Age and Ageing**, v. 30, n. suppl 4, p. 13-18, 2001.

HASSON, C. J. *et al.* Predicting dynamic postural instability using center of mass time-to-contact information. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 10, p. 2121-2129, 2008.

HOF, A. L. Scaling gait data to body size. **Gait & Posture**, v. 4, n. 3, p. 222-223, 1996.

HOF, A. L. *et al.* The condition for dynamic stability. **Journal of Biomechanics**, v. 38, n. 1, p. 1-8, 2005.

HOF, A. L. The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 2, p. 451-457, 2007.

HOF, A. L. The 'extrapolated center of mass' concept suggests a simple control of balance in walking. **Human Movement Science**, v. 27, n. 1, p. 112-125, 2008.

HOLLMAN, J. H. *et al.* Spatiotemporal gait deviations in a virtual reality environment. **Gait & Posture**, v. 23, n. 4, p. 441-444, 2006.

HRELJAC, A. e MARSHALL, R. N. Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data. **Journal of Biomechanics**, v. 33, n. 6, p. 783-786, 2000.

IOSA, M. *et al.* Effects of Visual Deprivation on Gait Dynamic Stability. **The Scientific World Journal**, v. 2012, n. p. 1-7, 2012.

LUGADE, V. *et al.* Center of mass and base of support interaction during gait. **Gait & Posture**, v. 33, n. 3, p. 406-411, 2011.

- MCANDREW YOUNG, P. M. e DINGWELL, J. B. Voluntarily changing step length or step width affects dynamic stability of human walking. **Gait & Posture**, v. 35, n. 3, p. 472-477, 2012.
- MOCHIZUKI, L. e AMADIO, A. C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 3, n. 3, p. 77-83, 2003.
- MOCHIZUKI, L. e AMADIO, A. C. As informações sensoriais para o controle postural. **Fisioterapia em Movimento**, v. 19, n. 2, p. 11-18, 2006.
- MOCHIZUKI, L. *et al.* Coordenação motora e Controle postural por meio de análise multivariada. **Motriz: Revista de Educação Física**, v. 12, n. 1, p. 65-72, 2006.
- O'CONNOR, S. M. e KUO, A. D. Direction-Dependent Control of Balance During Walking and Standing. **Journal of Neurophysiology**, v. 102, n. 3, p. 1411-1419, 2009.
- O'CONNOR, C. M. *et al.* Automatic detection of gait events using kinematic data. **Gait & Posture**, v. 25, n. 3, p. 469-474, 2007.
- Organização Mundial da Saúde. Visual impairment and blindness. OMS, disponível em <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs282/en/index.html>, acessado 03 de outubro, 2013.
- PAI, Y.-C. e PATTON, J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. **Journal of Biomechanics**, v. 30, n. 4, p. 347-354, 1997.
- PATLA, A. E. Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. **Gait & Posture**, v. 5, n. 1, p. 54-69, 1997.
- PÉRICO, B. C. *et al.* Estabilidade locomotora durante a condução de um cão. **Motriz: Revista de Educação Física**, v. 19, n. p. 57-67, 2013.
- PERRY, J. **Análise da marcha: Sistemas de análise da marcha**. São Paulo: Manole, 2005a.
- PERRY, J. **Análise da marcha: Marcha normal**. São Paulo: Manole, 2005b.
- PERRY, S. D. *et al.* Contribution of vision and cutaneous sensation to the control of centre of mass (COM) during gait termination. **Brain Research**, v. 913, n. 1, p. 27-34, 2001.
- POWERS, M. K. Paper tools for assessing visual function. **Optometry & Vision Science**, v. 86, n. 6, p. 613-618, 2009.
- SILVEIRA, M. C. *et al.* Correlações entre centro de massa e centro de pressão. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 21, n. 1, p. 36-40, 2013.



- SPAULDING, S. J. *et al.* Waterloo Vision and Mobility Study: Normal gait characteristics during dark and light adaptation in individuals with age-related maculopathy. **Gait & Posture**, v. 3, n. 4, p. 227-235, 1995.
- TERRY, K. *et al.* Amplitude effects of medio-lateral mechanical and visual perturbations on gait. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 11, p. 1979-1986, 2012.
- TIMMIS, M. A. e BUCKLEY, J. G. Obstacle crossing during locomotion: Visual exproprioceptive information is used in an online mode to update foot placement before the obstacle but not swing trajectory over it. **Gait & Posture**, v. 36, n. 1, p. 160-162, 2012.
- VAUGHAN, C. L. *et al.* **Dynamics of human gait**. 2ª edição. Cape Town: 1999.
- VITÓRIO, R. *et al.* The role of vision in Parkinson's disease locomotion control: Free walking task. **Gait & Posture**, v. 35, n. 2, p. 175-179, 2012.
- WALSH, M. *et al.* Effects of submaximal fatiguing contractions on the components of dynamic stability control after forward falls. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, n. 2, p. 270-275, 2011.
- WHITTLE, M. W. **Gait analysis an introduction**. 4ª edição. Philadelphia: Elsevier Ltd, 2007.
- WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & Posture**, v. 3, n. 4, p. 193-214, 1995.

## **ANEXOS**

## **ANEXO 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Ministério da Educação

Universidade Federal do Rio Grande do Sul/ Universidade Federal de Santa Maria

Centro de Educação Física e Desportos

Prof. Dr. Carlos Bolli Mota. Telefone: 55 3220 8027

Prezado Sr(a):

O presente termo tem por objetivo esclarecer e solicitar seu consentimento para a participação no projeto de pesquisa intitulado: “ANÁLISE DA ESTABILIDADE DA MARCHA DE ADULTOS JOVENS EM DIFERENTES CONDIÇÕES VISUAIS”, desenvolvido por Mateus Corrêa Silveira, mestrando pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul, orientado pelo Dr. Carlos Bolli Mota – Laboratório de Biomecânica (LABIOMECC) do Centro de Educação Física e Desportos (CEFD) da UFSM.

O objetivo deste estudo será verificar o comportamento da estabilidade humana durante a caminhada em diferentes condições visuais. Tem-se por meta identificar as variáveis importantes para manter a estabilidade durante o andar em situação de escurecimento da visão. Na avaliação serão utilizadas duas plataformas de força (placa metálica com dispositivos que medem a força, ambas colocadas no mesmo nível do solo) além de câmeras com sinal infravermelho para filmagem do movimento. Também serão medidas variáveis corporais, como a estatura e o peso corporal. Todos os testes serão realizados no LABIOMECC da UFSM, sala 1007 do CEFD.

Os indivíduos serão submetidos à atividade de andar repetidas vezes com acompanhamento por uma pequena distância, em um curto período de tempo e em diferentes condições visuais. As coletas apresentam os seguintes riscos aos participantes: para a filmagem da caminhada serão colocados marcadores no indivíduo com fitas adesivas e a sua retirada pode causar desconforto, devido ao fato de estar anexada diretamente na pele. As atividades serão sigilosas, porém filmadas, com possibilidade de registros fotográficos para ilustração do procedimento, podendo oferecer constrangimento do indivíduo. A caminhada será executada em condições de escurecimento visual, o que pode representar risco de queda durante a atividade. Os benefícios ao se realizar esta pesquisa estão relacionados à identificação de problemáticas inerentes a caminhada com escurecimento da visão e suas relações com a estabilidade do corpo. O indivíduo também será beneficiado com uma pequena

avaliação da sua condição visual atual. **Os dados ficarão sobre sigilo e responsabilidade no LABIOMECC.**

**Assim, declaro que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e que todos os dados a meu respeito serão confidenciais e poderão ser utilizados para fins acadêmicos. Compreendo que, neste estudo, medições e procedimentos serão feitos em mim com métodos não invasivos e que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento sem alguma restrição. Maiores informações pelo telefone (55) 9657 1713.**

Declaro que estou ciente das informações contidas no presente termo, e concordo com minha participação neste projeto.

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

Assinatura: \_\_\_\_\_

Assinatura do professor responsável (Carlos Bolli Mota):

\_\_\_\_\_  
Santa Maria, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 201\_\_.

Documento baseado na resolução 196/1996 do Conselho Nacional da Saúde, do Ministério da Saúde, publicado no Diário Oficial 201, 16/9

Pesquisador responsável:

Carlos Bolli Mota

Telefone: 55 3220 8027

email: [bollimota@gmail.com](mailto:bollimota@gmail.com)

Pesquisador executor:

Mateus Corrêa Silveira

Telefone: 55 9657 1713

email: [mm.biomec@gmail.com](mailto:mm.biomec@gmail.com)

## ANEXO 2 – ANAMNESE E MEDIDAS PARA COLETA.

Nome:

Idade:

Sexo: ( ) Masculino ( ) Feminino

Tonturas, diabetes ou lesões músculo articulares: ( ) Não

( ) Sim.

Qual tipo de lesão? Há quanto tempo?

Problema visual?

Se **NÃO**: fim do questionário.

Se **SIM**: Qual?

Tipo de artefato de correção utilizado:

Medidas antropométricas VICON:

<b>Massa</b>	kg	
<b>Estatura</b>	mm	
	<b>ESQUERDO</b>	<b>DIREITO</b>
Comprimento dos membros inferiores	mm	mm
Espessura do joelho	mm	mm
Espessura do tornozelo	mm	mm
Medida articular do ombro	mm	mm
Espessura do cotovelo	mm	mm
Espessura do punho	mm	mm
Espessura da mão	mm	mm

## **ANEXO 3 – PROTOCOLO DE DEMARCAÇÃO DOS PONTOS.**

**R = Right / Lado direito**

**L = Left / Lado esquerdo**

### CABEÇA

**Cabeça anterior – RFHD e LFHD** – Têmporas.

**Cabeça posterior – RBHD e LBHD** – Parte posterior da cabeça (define o plano transversal junto com os marcadores frontais).

### TRONCO

**Sétima vértebra cervical – C7** – Sobre o processo espinhoso da sétima vértebra cervical.

**Décima vértebra torácica – T10** – Sobre o processo espinhoso da décima vértebra torácica (contar a partir da C7).

**Clavícula – CLAV** – Sobre a fúrcula do esterno, onde a clavícula encontra o esterno.

**Esterno – STRN** – Sobre o processo xifóide do esterno.

**Costas direita – RBAK** – Ponto sobre a escápula direita (Sem equivalente no lado esquerdo. A assimetria ajuda a rotina automática a determinar o lado esquerdo e o direito do sujeito. A colocação não é crítica para cálculos do modelo *Plug-In-Gait*).

**#Indica que:**

**→R = pontos serão colocados no terço proximal do segmento.**

**→L = pontos serão colocados no terço distal do segmento.**

### MEMBROS SUPERIORES

**#Ombro – RSHO e LSHO** – Sobre a junção acrômio-clavicular.

**#Braço – RUPA e LUPA** – Sobre a superfície lateral do braço.

**Cotovelo – RELB e LELB** – Sobre o epicôndilo lateral.

**#Antebraço – RFRM e LFRM** – Sobre a superfície lateral do antebraço.

**Punho A – RWRA e LWRA** – Mais próximo possível do centro da articulação do punho na parte radial.

**Punho B – RWRB e LWRB** – Mais próximo possível do centro da articulação do punho na parte da ulna.

**Dedo – RFIN e LFIN** – Falange do dedo do meio na mão.

*PELVE*

**Espinha sacroilíaca anterior – RASI e LASI** – Espinhas ilíacas.

**Espinha sacroilíaca posterior – RPSI e LPSI** – Imediatamente abaixo da articulação sacroilíaca, no ponto onde a espinha encontra a pelve.

*MEMBROS INFERIORES*

**#Coxa – RTHI e LTHI** – Sobre a superfície lateral da coxa.

**Joelho – RKNE e LKNE** – No eixo de flexão-extensão do joelho.

**#Tíbia – RTIB e LTIB** – Sobre a superfície lateral da canela.

**Tornozelo – RANK e LANK** – Nos maléolos laterais ao longo uma linha imaginária que passa pelo eixo intermaleolar.

**Calcânhar – RHEE e LHEE** – No calcâneo acima da superfície plantar do pé, na mesma altura do marcador do dedo do pé.

**Dedo – RTOE e LTOE** – Sobre a cabeça do segundo metatarso, entre o antepé e o médio pé.