

## **ESTABILIDADE DA MARCHA DE ADULTOS JOVENS EM DIFERENTES CONDIÇÕES VISUAIS: ESTUDO PILOTO**

Mateus Corrêa Silveira, Luiz Fernando Cuzzo Lemos, Gabriel Ivan Pranke, Carlos  
Bolli Mota

### **Resumo**

O sistema visual tem um papel fundamental no controle de estabilidade da marcha. Mudanças na condição visual, como a privação da visão e perturbações em ambientes de realidade virtual, podem alterar a caminhada para um padrão conservador e cuidadoso. Porém, em atividades diárias o indivíduo está submetido a diferentes níveis de claridade e não nas situações desafiadoras citadas. Aparentemente adultos dependem menos da visão que crianças e maiores níveis de controle motor indicam maior estabilidade para caminhar, tornando duvidosa a influência da visão na marcha de adultos. Portanto o foco do presente estudo foi analisar a estabilidade da marcha de adultos em diferentes condições visuais. Participaram do estudo 10 adultos jovens sem problemas de visão. Os indivíduos caminharam em condições de visão normal e de escurecimento da visão, através de máscaras envolvidas por insulfilm 50%, 20% e 5% (mais escuro). A caminhada foi realizada com velocidade autosselecionada e 30% mais rápida, avaliando os parâmetros espaço temporais e de estabilidade da marcha. Os parâmetros foram analisados nos eventos de toque do calcanhar e de saída do pé. Em ambas as velocidades não houve mudança significativa nos parâmetros da marcha devido à alteração da condição visual. A ausência de mudança nas variáveis espaço temporais pode ter ocasionado a manutenção dos níveis de estabilidade. Esse resultado sugere que adultos conseguem controlar a marcha mesmo em menores níveis de luz.

Palavras chave: estabilidade; marcha; visão; adultos.

## **ESTABILIDADE DA MARCHA DE ADULTOS JOVENS EM DIFERENTES CONDIÇÕES VISUAIS: ESTUDO PILOTO**

### **1. Introdução**

O estado de equilíbrio da caminhada é controlado a partir da relação entre variáveis como a base de suporte (BOS) e o centro de massa (COM) (1-3). Através de equações que descrevem as condições de estabilidade durante a caminhada e o controle postural (4, 5) é possível avaliar a estabilidade dinâmica com variáveis como a margem de estabilidade (MOS – distância entre a projeção do COM no solo e a BOS) e o tempo até o contato (TtC – tempo até o COM alcançar o limite da BOS) (6). A MOS e o TtC representam respectivamente a distância e o tempo necessários para executar um novo passo recuperando o equilíbrio. A estabilidade da marcha também tem relação com parâmetros como a velocidade da caminhada, comprimento de passo e cadência (7, 8).

O sistema visual exerce um papel fundamental no controle da estabilidade durante a caminhada, na orientação da locomoção e no planejamento de rota (9). A privação visual durante a caminhada de adultos induz a alteração dos padrões espaço temporais da marcha, com: diminuição da velocidade de caminhada, menor comprimento de passada e aumento da duração do apoio duplo (10-12). Essas mesmas adaptações na marcha podem ser vistas em crianças caminhando na escuridão (13) e em indivíduos caminhando em ambiente de realidade virtual, induzindo conflitos no sistema visual (14, 15). Aparentemente, esses padrões são adotados como estratégia para manter o COM próximo da BOS, mantendo uma caminhada mais cuidadosa como visto em situações sobre risco de escorregar (7) ou populações idosas com histórico de quedas (16, 17).

Entretanto, o nível de dependência das características de estabilidade da marcha pela visão não é claro. A maior parte das alterações é avaliada em situações com visão normal e sem visão, mas diariamente o indivíduo pode estar submetido em ambientes com diferentes intensidades de luz. Essas mudanças nos níveis de luz modificam características como o ângulo do foco visual em idosos (18). Adicionalmente, pessoas com problemas visuais apresentam um padrão mais cuidadoso de caminhada (12, 18, 19). Porém, adultos parecem depender menos da visão para manter as características da marcha e de controle da postura que outros grupos (10), sugerindo que adultos podem ter estabilidade durante a caminhada mesmo em menores níveis de luz.

Portanto, o objetivo do presente estudo é analisar a estabilidade da marcha de adultos jovens submetidos em diferentes condições visuais de níveis de luz. Temos a hipótese de que a estabilidade dinâmica diminuirá quando a visão tem redução parcial do nível de luz.

## 2. Materiais e métodos

### 2.1. Sujeitos

Dez adultos jovens (sete homens, três mulheres; média [desvio padrão]; idade: 25.6 [3.3] anos; estatura: 176.4 [8.2] cm; massa: 77.1 [18.6] kg) participaram voluntariamente do estudo. Todos os sujeitos responderam a um questionário indicando ausência de problemas vestibulares e de lesão musculoesquelética. Os participantes possuíam boa acuidade visual, equivalente a 20/20 no teste de Snellen realizado antes da coleta dos dados. Os indivíduos aceitaram participar da pesquisa assinando um termo de consentimento aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Santa Maria com número de protocolo 08437612.8.0000.5346.

### 2.2. Procedimentos

Todos os sujeitos caminharam descalços em um percurso sem obstáculos de cinco metros, em uma sala com iluminação padronizada. Os indivíduos foram instruídos a caminhar submetidos a quatro diferentes condições visuais: com visão normal (FV) e com uso de uma máscara envolvida por insulfilme (Figura 1), permitindo a passagem de 50% da luz (V50), de 20% de luz (V20) e de 5% da luz (V5). Para todas as condições foram realizadas: duas tentativas com velocidade autoselecionada ( $V_{\text{AUTO}}$ ) e duas tentativas 30% (margem  $\pm 10\%$ ) mais rápidas ( $V_{130\%}$ ). O número de tentativas da caminhada é considerado adequado para análise e foi escolhido baseado em estudo com caminhada em esteira (20). A ordem das condições visuais foi randomizada para cada indivíduo antes da coleta dos dados.



**Figura 1** – Máscara com insulfilme.

### 2.3. Processamento dos dados

Os dados de cinemática foram obtidos com o sistema Vicon 624 (*Vicon Motion Systems, Oxford, Reino Unido*), utilizando sete câmeras operando a 100 Hz. Para

captura do movimento foram fixados 39 marcadores reflexivos (14 mm de diâmetro) em pontos anatômicos do indivíduo (nos segmentos da cabeça, tronco, pelve, membros superiores e inferiores, mãos e pés). O posição do COM foi calculada por uma rotina do sistema VICON e as trajetórias foram filtradas com filtro passa baixas de quarta ordem Butterworth, zero lag, com frequência de corte de 8 Hz. Os eventos da marcha, retirada do pé (TO) e toque do calcanhar (HS), foram detectados através de duas plataformas de força *AMTI OR6-6 2000 (Advanced Mechanical Technologies, Inc.)*, com frequência de aquisição de 1000 Hz. Os instrumentos estavam sincronizados durante as coletas.

#### 2.4. Parâmetros espaço temporais e de estabilidade dinâmica

Foram avaliados os seguintes parâmetros espaço temporais da marcha: tempo de apoio simples e tempo de apoio duplo, comprimento do passo e velocidade média da marcha. O tempo de apoio simples foi o período entre a TO e o HS contralateral. O tempo de apoio duplo foi medido a partir de um HS até a TO contralateral. O comprimento de passo foi medido no HS, através da distância entre os marcadores de cada um dos calcanhares. A velocidade de caminhada foi medida através da razão entre a distância e o tempo (registrado por fotocélulas TRON) para atravessar o percurso.

Para avaliar a estabilidade dinâmica foi utilizado o conceito do centro de massa extrapolado (XCOM) formulado por Hof (3). Ao HS, quando o COM estava dentro da BOS, a menor distância entre o limite anterior da BOS (marcador do calcanhar) e o XCOM foi referida como margem de estabilidade (MOS). Ao TO, quando o COM estava fora da BOS, a distância entre o limite posterior da BOS (marcador do calcanhar) e o XCOM foi referida como separação do COM ( $COM_{SEP}$ ) (16). Ambas as variáveis foram determinadas apenas na direção anteroposterior, calculadas como

$$MOS = BOS_{MAX} - XCOM \quad COM_{SEP} = BOS_{MAX} - XCOM$$

onde a  $BOS_{MAX}$  é o limite da base de suporte e o XCOM é o centro de massa extrapolado na direção anteroposterior ( $XCOM = COM_{AP} + COM_{VEL}/\omega$ ).  $COM_{AP}$  é a componente (anteroposterior) horizontal da projeção do COM no chão,  $COM_{VEL}$  é a velocidade horizontal instantânea do COM e  $\omega$  é a frequência do pêndulo da caminhada, dependendo da aceleração da gravidade ( $g$ ) e da distância ( $l$ ) entre o COM e o centro da articulação do tornozelo do membro de apoio no plano sagital ( $\omega = \sqrt{g/l}$ ).

O tempo até o contato (TtC) também foi avaliado como parâmetro da estabilidade dinâmica (3, 6). O TtC foi calculado de duas formas: dividindo a MOS pela velocidade instantânea do COM (TtC<sub>XCM</sub>) e considerando a posição instantânea do COM (TtC<sub>VEL</sub>)

$$TtC_{XCM} = \left| \frac{MOS}{COM_{vel}} \right| \quad e \quad TtC_{VEL} = \left| \frac{BOS_{max} - COM_{ap}}{COM_{vel}} \right|$$

O TtC foi observado nos eventos de TO (TtC<sub>XCM</sub>TO e TtC<sub>VEL</sub>TO) e de HS (TtC<sub>XCM</sub>HS e TtC<sub>VEL</sub>HS).

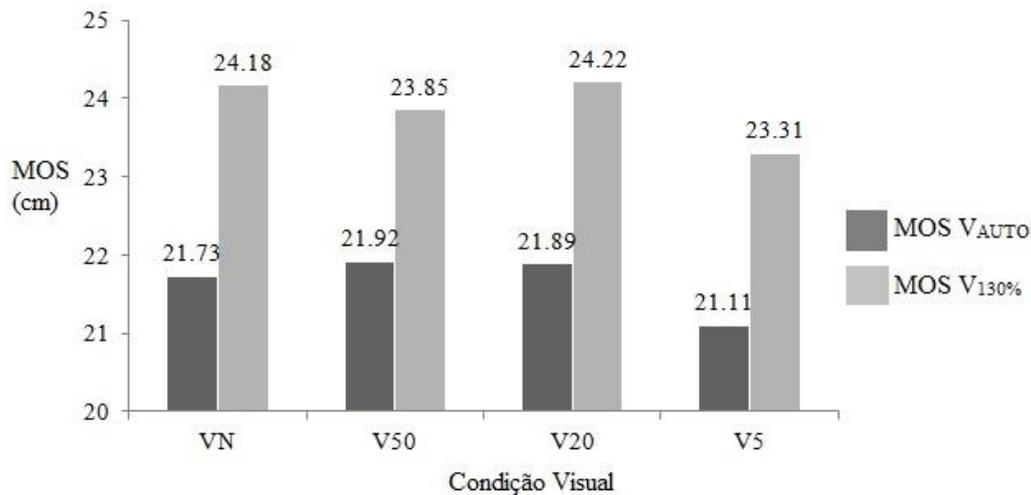
Ao HS, maiores os valores de MOS, TtC<sub>XCM</sub> e TtC<sub>VEL</sub> são indicadores de estabilidade. Ao TO, maiores valores de COM<sub>SEP</sub>, TtC<sub>XCM</sub> e TtC<sub>VEL</sub> podem indicar uma melhor capacidade de recuperar o COM localizado fora da BOS, apesar de indicar uma configuração instantânea menos estável.

### 2.5. Estatística

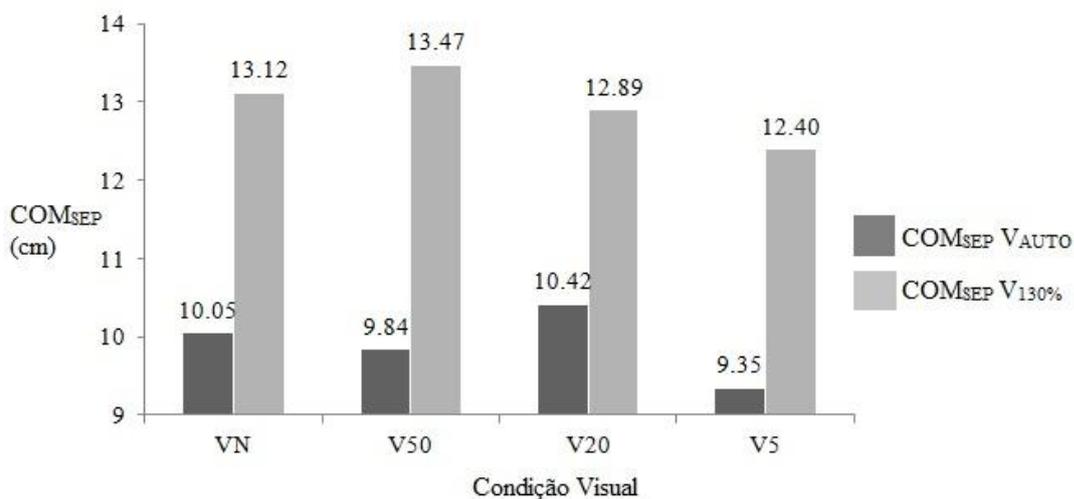
Foram utilizadas as médias das variáveis em cada velocidade e condição visual. A normalidade dos dados foi verificada através do teste de Shapiro-Wilk. Os dados foram paramétricos, com exceção do tempo de apoio duplo e do TtC que passaram por uma transformada logarítmica. As variáveis foram comparadas entre as condições visuais através de uma ANOVA para medidas repetidas. O teste de Mauchly indicou quando houve a necessidade do fator de correção Greenhouse-Geisser. O *post hoc* LSD identificou as diferenças entre variáveis nas diferentes condições visuais. O nível de significância adotado foi de  $\alpha = 0.05$  para todos os testes.

## 3. Resultados

Não foram observadas diferenças significativas na MOS (Gráfico 1) em V<sub>AUTO</sub> (F(3,27) = 1.939; p = .147) e V<sub>130%</sub> (F(3,27) = 2.078; p = .127) e na COM<sub>SEP</sub> (Gráfico 2) em V<sub>AUTO</sub> (F(3,27) = 1.652; p = .201) e V<sub>130%</sub> (F(3,27) = 1.403; p = .263) entre as diferentes condições visuais. Os parâmetros espaço temporais (Tabela 1) e o TtC (Tabela 2) também não mudaram entre as condições visuais para ambas as velocidades. As tabelas apresentam os valores reais das variáveis, mesmo para as transformadas logarítmicas (apoio duplo, TtC<sub>XCM</sub> e TtC<sub>VEL</sub>).



**Gráfico 1** – Margem de estabilidade (MOS) em cada condição visual na velocidade autosselcionada ( $V_{AUTO}$ ) e 30% mais rápida ( $V_{130\%}$ ).



**Gráfico 2** – Separação do centro de massa (COM<sub>SEP</sub>) em cada condição visual na velocidade autosselcionada ( $V_{AUTO}$ ) e 30% mais rápida ( $V_{130\%}$ ).

#### 4. Discussão

Neste estudo foi investigada a influência da condição visual na estabilidade da marcha de adultos jovens. Em atividades diárias, essa mudança de condição visual pode acontecer em situações de uso de óculos escuros ou desafiadoras como caminhar em ambientes menos iluminados. Porém, os resultados apontaram que não há alteração nos parâmetros espaço temporais e nem na estabilidade da marcha com a mudança de condição visual.

**Tabela 1** – ANOVA para medidas repetidas dos parâmetros espaço temporais. Média (desvio-padrão). V<sub>AUTO</sub>: velocidade autosselecionada; V<sub>130%</sub>: 130% da velocidade autosselecionada; FV: visão normal; V50, V20 e V5: máscara com insulfilm 50%, 20% e 5%; Vel. Média: velocidade média; Comp. passo: comprimento do passo.

	V <sub>AUTO</sub>				P	V <sub>130%</sub>				p
	FV	V50	V20	V5		FV	V50	V20	V5	
Vel. Média (m/s)	1.37 (0.20)	1.41 (0.27)	1.40 (0.21)	1.32 (0.15)	.16	1.78 (0.27)	1.83 (0.35)	1.83 (0.27)	1.71 (0.19)	.16
Comp. passo (cm)	72.11 (6.25)	72.64 (8.56)	72.98 (7.48)	70.83 (5.22)	.35	81.91 (6.97)	82.54 (8.07)	82.73 (8.04)	80.43 (7.51)	.49
Apoio simples (ms)	428 (36)	423 (44)	429 (32)	434 (25)	.54	397 (32)	398 (39)	396 (28)	404 (31)	.32
<sup>\$</sup> Apoio duplo (ms)	94 (18)	97 (31)	90 (22)	94 (19)	.69	70 (14)	66 (18)	70 (16)	70 (13)	.57

\* Significativo para  $p < .05$ .

<sup>\$</sup> uso da transformada logarítmica.

**Tabela 2** – ANOVA para medidas repetidas do tempo até o contato (TiC) ao toque do calcanhar (HS) e retirada do pé (TO). Média (desvio-padrão). V<sub>AUTO</sub>: velocidade autosselecionada; V<sub>130%</sub>: 130% da velocidade autosselecionada; FV: visão normal; V50, V20 e V5: máscara com insulfilm 50%, 20% e 5%; TiC<sub>XCM</sub> e TiC<sub>VEL</sub>: tempo até o contato do XCM e relativo a velocidade do COM.

	V <sub>AUTO</sub>				p	V <sub>130%</sub>				p
	FV	V50	V20	V5		FV	V50	V20	V5	
<sup>\$</sup> TiC <sub>XCM</sub> HS (ms)	158.72 (22.66)	159.76 (24.92)	156.77 (20.62)	159.08 (18.22)	.873	136.24 (19.84)	133.69 (23.54)	136.09 (20.46)	136.39 (15.42)	.640
<sup>\$</sup> TiC <sub>VEL</sub> HS (ms)	161.78 (22.68)	162.83 (24.92)	159.83 (20.63)	162.15 (18.26)	.873	139.31 (19.85)	136.76 (23.64)	139.16 (20.46)	139.47 (15.44)	.645
<sup>\$</sup> TiC <sub>XCM</sub> TO (ms)	67.83 (15.16)	63.81 (20.02)	68.78 (15.95)	64.71 (15.38)	.208 #	70.03 (12.66)	71.39 (12.86)	68.67 (12.95)	68.72 (12.31)	.391
<sup>\$</sup> TiC <sub>VEL</sub> TO (ms)	70.88 (15.17)	66.87 (20.04)	71.83 (15.96)	67.76 (15.39)	.209 #	73.08 (12.65)	74.45 (12.86)	71.71 (12.94)	71.77 (12.30)	.390

\* Significativo para  $p < .05$ .

<sup>\$</sup> uso da transformada logarítmica.

# uso do fator de correção Greenhouse Geisser.

A marcha instável está associada a caminhadas mais lentas (7, 16). A ausência de diferenças na estabilidade da caminhada pode estar justificada pela manutenção da velocidade da marcha. Talvez esse seja o resultado mais significativo do estudo, uma vez que a privação total da visão induz diminuição da velocidade autosselecionada da marcha (10, 12, 13). A privação da visão periférica também sugere decréscimo da velocidade da marcha (21) e risco de queda (22), porém no presente trabalho a privação parcial da visão em indivíduos com boa acuidade visual não induziu uma marcha mais lenta. A marcha mais lenta normalmente ocasiona diminuições no comprimento de passo, como forma de ajuste para evitar quedas (7). Entretanto, também não aconteceram alterações no comprimento de passo no presente estudo.

Ambientes de realidade virtual como corredores estreitos ou desafiadores causam perturbações no sistema visual, modificando a marcha de maneira similar a privação visual (14, 15). A diminuição da recepção da luz pelos artefatos utilizados não trouxe qualquer adaptação na marcha. Talvez caminhadas em ambientes virtuais sem perturbações visuais mantenham o padrão de marcha de cada indivíduo. É interessante observar que mudanças instantâneas nos níveis de luz causam poucas alterações nas características espaço temporais da marcha de idosos (18), enquanto crianças têm mudanças significativas no controle da caminhada (13). Isso pode sugerir que públicos com menor controle motor dependam mais do sistema visual para caminhar. Estudos já sugerem que exercícios de aprimoramento motor podem aumentar a estabilidade da marcha em idosos (23, 24).

As perturbações visuais não impõem mudanças na caminhada, apenas sugerem ajuste motor com respostas relativamente individuais para obter controle da marcha (15). Durante a privação visual, essas alterações de correção da caminhada são vistas em situações de ultrapassagem de obstáculos (21) e no controle de encerramento da caminhada (25). Portanto, possivelmente o nível de perturbação causado com o uso da máscara não foi suficiente para visualizar mudanças no padrão da marcha normal. Como a estabilidade da marcha pode ser obtida passo a passo ou rapidamente dentro do passo em um ciclo de caminhada (8), o controle de correção pode ter acontecido com ajustes na cinemática dos segmentos durante a caminhada. Assim, mesmo a marcha apresentando curtos períodos de instabilidade é possível observar estabilidade dinâmica (26).

A principal limitação do estudo foi o pequeno grupo analisado, que limita generalizar conclusões precisas sobre o grupo estudado. Adicionalmente, a determinação dos deslocamentos do COM usando cinemática é uma técnica confiável, mas pode assumir pequenas imprecisões de mensuração. Assim, a imprecisão do método de medida com a proximidade de valores entre as médias pode ter mascarado as diferenças. Contudo, os resultados do presente estudo podem questionar a influência da visão na estabilidade da caminhada de adultos. Próximos estudos devem procurar também diferenças nos parâmetros cinemáticos de ângulos de tronco e membros inferiores.

Portanto, concluímos que a mudança na condição visual não modificou a estabilidade da caminhada do grupo de adultos jovens. A tendência de padrão de caminhada mais cuidadoso quando adultos estão submetidos a uma condição visual mais escura não foi observada. Por fim, esse trabalho sugere comparações futuras com públicos de outras faixas etárias para investigar a influência do sistema visual no controle de estabilidade da marcha.

## 5. Referências

1. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 1995;3(4):193-214.
2. Pai Y-C, Patton J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics*. 1997;30(4):347-54.
3. Hof AL, Gazendam MGJ, Sinke WE. The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*. 2005;38(1):1-8.
4. Hof AL. The ‘extrapolated center of mass’ concept suggests a simple control of balance in walking. *Human Movement Science*. 2008;27(1):112-25.
5. Hof AL. The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance. *Journal of Biomechanics*. 2007;40(2):451-7.
6. Hasson CJ, Van Emmerik REA, Caldwell GE. Predicting dynamic postural instability using center of mass time-to-contact information. *Journal of Biomechanics*. 2008;41(10):2121-9.
7. Espy DD, Yang F, Bhatt T, Pai YC. Independent influence of gait speed and step length on stability and fall risk. *Gait & Posture*. 2010;32(3):378-82.
8. McAndrew Young PM, Dingwell JB. Voluntarily changing step length or step width affects dynamic stability of human walking. *Gait & Posture*. 2012;35(3):472-7.
9. Patla AE. Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. *Gait & Posture*. 1997;5(1):54-69.
10. Hallemans A, Beccu S, Van Loock K, Ortibus E, Truijen S, Aerts P. Visual deprivation leads to gait adaptations that are age- and context-specific: I. Step-time parameters. *Gait & Posture*. 2009;30(1):55-9.
11. Iosa M, Fusco A, Morone G, Paolucci S. Effects of Visual Deprivation on Gait Dynamic Stability. *The Scientific World Journal*. 2012;2012:7.

12. Hallemans A, Ortibus E, Meire F, Aerts P. Low vision affects dynamic stability of gait. *Gait & Posture*. 2010;32(4):547-51.
13. D'Hondt E, Segers V, Deforche B, Shultz SP, Tanghe A, Gentier I, et al. The role of vision in obese and normal-weight children's gait control. *Gait & Posture*. 2011;33(2):179-84.
14. Hollman JH, Brey RH, Robb RA, Bang TJ, Kaufman KR. Spatiotemporal gait deviations in a virtual reality environment. *Gait & Posture*. 2006;23(4):441-4.
15. Terry K, Sinitski EH, Dingwell JB, Wilken JM. Amplitude effects of medio-lateral mechanical and visual perturbations on gait. *Journal of Biomechanics*. 2012;45(11):1979-86.
16. Lugade V, Lin V, Chou L-S. Center of mass and base of support interaction during gait. *Gait & Posture*. 2011;33(3):406-11.
17. Arampatzis A, Karamanidis K, Mademli L. Deficits in the way to achieve balance related to mechanisms of dynamic stability control in the elderly. *Journal of Biomechanics*. 2008;41(8):1754-61.
18. Spaulding SJ, Patla AE, Flanagan J, Elliott DB, Rietdyk S, Brown KS. Waterloo Vision and Mobility Study: Normal gait characteristics during dark and light adaptation in individuals with age-related maculopathy. *Gait & Posture*. 1995;3(4):227-35.
19. Hallemans A, Ortibus E, Truijten S, Meire F. Development of independent locomotion in children with a severe visual impairment. *Research in Developmental Disabilities*. 2011;32(6):2069-74.
20. Süptitz F, Karamanidis K, Catalá MM, Brüggemann G-P. Symmetry and reproducibility of the components of dynamic stability in young adults at different walking velocities on the treadmill. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012;22(2):301-7.
21. Graci V, Elliott DB, Buckley JG. Peripheral visual cues affect minimum-foot-clearance during overground locomotion. *Gait & Posture*. 2009;30(3):370-4.
22. Harwood RH. Visual problems and falls. *Age and Ageing*. 2001;30(suppl 4):13-8.
23. Arampatzis A, Peper A, Bierbaum S. Exercise of mechanisms for dynamic stability control increases stability performance in the elderly. *Journal of Biomechanics*. 2011;44(1):52-8.
24. Aragão FA, Karamanidis K, Vaz MA, Arampatzis A. Mini-trampoline exercise related to mechanisms of dynamic stability improves the ability to regain balance in elderly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2011;21(3):512-8.
25. Perry SD, Santos LC, Patla AE. Contribution of vision and cutaneous sensation to the control of centre of mass (COM) during gait termination. *Brain Research*. 2001;913(1):27-34.
26. Dingwell JB, Kang HG. Differences Between Local and Orbital Dynamic Stability During Human Walking. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2007;129(4):586-93.