

Análise das variáveis espaços temporais e angulares da marcha em indivíduos cegos

Analysis of the spatial-temporal and angular variables of gait of blind individuals

¹Caroline Cunha do Espírito Santo, ²Graziela Morgana Silva Tavares, ¹Thiele de Cássia Libardoni, ¹Larissa Sinhorm, ³Gilmar Moraes Santos

RESUMO

Analisar e descrever as variáveis espaços temporais e angulares da marcha de indivíduos cegos totais. **Método:** Estudo foi composto por 19 indivíduos com idade média de 28±6 anos, sendo estes divididos em dois grupos, o primeiro composto por oito indivíduos cegos totais (GCT), e o segundo grupo por 11 indivíduos com visão normal (GVN). As variáveis foram coletadas pelo sistema Peak Motus e analisadas no software Ariel Performance Analysis System. Os indivíduos caminharam em um trajeto com sete metros de extensão, livre de obstáculos, em velocidade auto selecionada, até que seis passadas fossem consideradas válidas. Para o tratamento estatístico dos dados utilizou-se o Teste t de student, com nível de significância de p≤0,05. **Resultados:** Os sujeitos do GCT apresentaram redução significativa da velocidade da marcha, cadência, comprimento da passada, fase de balanço e do ângulo máximo de flexão do joelho, bem como aumento da fase de apoio e do período de duplo apoio, quando comparados com os sujeitos no GVN. Não foi encontrada diferença significativa para ângulo máximo de extensão do quadril entre os grupos pesquisados. **Conclusão:** Os achados deste estudo mostraram que a ausência da informação visual induz nos sujeitos cegos uma marcha mais lenta, com redução do comprimento da passada, ângulo de flexão do joelho e fase de balanço, e, aumento da fase de apoio e do período de duplo apoio, quando comparados a sujeitos de visão normal.

Palavras-chave: Pessoas com Deficiência Visual, Fenômenos Biomecânicos, Marcha

ABSTRACT

Analyze and describe the spatial-temporal and angular variables of gait of total blind individuals. **Method:** The present study included 19 individuals with a mean age of 28±6 years, who were divided into two groups, the first composed of eight blinded individuals, and the second group of 11 individuals with normal vision. The variables were collected by the Peak Motus system and were analyzed with the Ariel Performance Analysis System Software. The subjects walked at a self-selected speed on a seven-meter long, obstacle-free route, until reaching six valid strides. For statistical analysis, the Student t test was applied, with significance level of p≤0.05. **Results:** The blind individuals showed a significant reduction of gait velocity, cadence, stride length, swing phase and maximum angle of knee flexion, as well as increased support phase and double-support period, compared to the subjects with normal vision. No significant difference was found for maximum hip extension angle between the groups. **Conclusion:** The findings of this study showed that the absence of visual information associated with postural and balance changes induce the blind subjects to have slower gait, with reduced stride length, angle of knee flexion and swing phase, and increased support phase and period of double-support, when compared to subjects with normal vision.

Keywords: Visually Impaired Persons, Biomechanical Phenomena, Gait

¹ Mestre em Fisioterapia pela Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC.

² Professora Adjunta, Curso de Fisioterapia, Universidade Federal do Pampa – UNIPAMPA.

³ 3 Professor Associado, Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC.

Endereço para correspondência:
Universidade Federal do Pampa – UNIPAMPA
Graziela Morgana Silva Tavares
BR 472 - Km 585 -
CEP 97501-970. Caixa postal - 118
Uruguaiana – RS
E-mail: grazielatavares@unipampa.edu.br

Recebido em 09 de Janeiro de 2018.

Aceito em 28 Março de 2018.

DOI: 10.5935/0104-7795.20170025

INTRODUÇÃO

Atualmente estima-se que existam 45 milhões de deficientes visuais no mundo, com um a dois milhões de novos casos a cada ano.¹ No Brasil, a deficiência visual é o tipo de deficiência mais comum, atingindo cerca de 7,2 milhões, dentre esses aproximadamente 582 mil são cegos.²

A deficiência visual é definida como o estado de diminuição irreversível da resposta visual mesmo após tratamento clínico e/ou cirúrgico e por lentes corretivas convencionais, devida a causas congênitas ou adquiridas.^{3,4} A perda da resposta visual escalonada em leve, moderada, severa e profunda refere-se aos indivíduos portadores de baixa visão ou visão subnormal e a ausência completa dessa resposta caracteriza os indivíduos cegos.⁴

De acordo com o Conselho Brasileiro de Oftalmologia (CBO),⁵ o termo cegueira é utilizado para classificar o grau de limitação visual do indivíduo após a visão corrigida do melhor dos seus olhos. Esta pode ser denominada de cegueira parcial ou legal, na qual o indivíduo mesmo após a correção visual apresenta de acordo com a escala visual 20 graus de arco ou menos. Já o termo cegueira total ou amaurose, é utilizado para classificar indivíduos com perda completa de visão, isto é, ausência de percepção luminosa.⁵

A diferenciação entre cegueira congênita e adquirida é estabelecida pelo exato momento da perda visual, portanto, é considerado cego congênito aquele que nasce sem visão ou a perde até os três anos e cego adquirido aquele que apresenta perda visual após essa idade.³

A visão, parte integrante do sistema de controle postural, está incumbida de fornecer informações precisas a respeito da estrutura física do ambiente, da presença de objetos ou superfícies irregulares, além de ser responsável por permitir uma ação antecipatória dos eventos que se aproximam, proporcionando segurança pelo planejamento da rota, evitando por consequência, choques, ferimentos e/ou quedas.^{6,7}

Além da visão, o sistema de controle postural necessita da informação oriunda do sistema proprioceptivo e vestibular. Sendo assim, a ausência total ou parcial da visão, acarreta compensação automática dos demais constituintes do sistema de controle postural.⁸ Tal compensação objetiva manter o controle motor dos deficientes visuais semelhantes aos dos indivíduos com visão normal, contudo observa-se que parte da população cega não se movimenta harmonicamente.³

Segundo Mosquera et al.³ o déficit no sistema visual desencadeia um declínio na marcha tornando-a insegura, instável, além de dificultar a orientação e mobilidade forçando o indivíduo a desenvolver um mapa mental do ambiente físico.

Portadores de deficiência visual apresentam alterações, tais como diminuição da velocidade da marcha,⁸⁻¹⁰ do comprimento de passo,^{8,11} da cadência,¹⁰ da fase de balanço¹⁰ e do ângulo de extensão do quadril durante a fase de impulso,^{11,12} bem como aumento da duração da fase de apoio,⁸ ausência do contato inicial com o calcanhar no solo, sendo substituído por toda planta do pé,^{11,13} e acentuação da rotação externa do quadril.¹³

Embora já existam algumas evidências relacionadas à diferença entre a marcha de portadores de deficiência visual e indivíduos de visão normal, poucos estudos Nakamura et al.⁸ referentes ao assunto são encontrados na literatura, principalmente na população de cegos do Brasil. Dessa forma, a mensuração da marcha em indivíduos cegos, poderia auxiliar na caracterização deste movimento e consequentemente no desenvolvimento de estratégias para a prevenção de possíveis alterações, ou para promoção da reabilitação da marcha nessa população.

OBJETIVO

Analisar e descrever as variáveis, espaços temporais e angulares da marcha de indivíduos cegos, e comparar com indivíduos estas com variáveis de indivíduos com visão normal.

MÉTODOS

A pesquisa é caracterizada como descritiva, comparativa e transversal,¹⁴ foi realizada de acordo com as orientações da Resolução 466/12 do Ministério da Saúde sobre pesquisa envolvendo seres humanos, sendo aprovada pelo comitê de ética da UDESC (protocolo 19/2008).

Todos os sujeitos receberam informações para a participação do estudo e assinaram o termo de autorização para fotografias e filmagens, bem como o termo de consentimento livre e esclarecido, concordando em participar da pesquisa de forma voluntária.

PARTICIPANTES

Foram selecionados 19 indivíduos com média de idade de 28±6 anos, os quais foram divididos em dois grupos, sendo o primeiro grupo constituído por 11 indivíduos com visão normal (GVN) e o segundo grupo composto por oito indivíduos com cegueira total (GCT), os quais todos participavam de um centro de reabilitação para pessoas cegas. O tempo de perda visual dos dois indivíduos cegos adquiridos foi de 8 anos e 10 anos. Dos 19 participantes 12 eram do gênero feminino (28±7 anos) e sete do gênero masculino (29±4 anos). Os dados antropométricos e o tipo de deficiência visual estão dispostos na Tabela 1.

Para participar do GCT os indivíduos deveriam utilizar bengala longa durante a marcha e apresentar diagnóstico de cegueira total, no prontuário pertencente à instituição na qual estavam devidamente vinculados. No GVN, foram incluídos aqueles que não apresentaram diagnóstico de problema visual autor relatado.

Neste estudo foram adotados os seguintes critérios de exclusão para ambos os grupos: indivíduos com distúrbios neurológicos, musculoesquelético, labirínticos, auditivos, amputados, gestantes, diabéticos, portadores de baixa visão, ou que tenham sido submetidos à cirurgia para correção visual.

Apenas um indivíduo cego foi excluído do estudo por apresentar distúrbios auditivos diagnosticado clinicamente.

Instrumentos

Os dados antropométricos foram obtidos por uma balança eletrônica marca Filizola® escalando em quilos e intervalos de 50 gramas e um estadiômetro pertencente à balança utilizada, escalando em centímetros e intervalos de um milímetro.

Para aquisição dos dados cinemáticos da marcha no plano sagital (lado dominante) foi utilizado o sistema de aquisição de imagens Peak Motus por meio de uma câmera de vídeo com taxas de aquisição de 60 Hz, o qual estava fixado a um tripé nivelado com 1,03 metros de altura. Esta câmera foi ligada a um videocassete SVHS AG-5700 (Panasonic), que permitiu o registro de imagens em fitas de vídeo VHS. O tempo de caminhada foi medido pelo

Tabela 1. Dados antropométricos e tipo de deficiência visual

Sujeitos	Idade	Altura (m)	Massa (kg)	Tipo de deficiência visual
GCT	31±7	1,59±0,07	64,5±14,5	6 (75%) congênito e 2 (25%) adquirido
GVN	27±5	1,66±0,06	64,7±12,5	---

Legenda: GCT= Grupo cegos totais; GVN= Grupo visão normal

cronômetro ligado à quatro fotocélulas fixadas na parede com distância de 4 metros entre si.

Para calibração deste, fez-se uso de um calibrador com quatro pontos, de dimensões 1.2 x 1.2 x 1.2 x 1.2 metros e um ponto fixo colocado na parte superior da parede a aproximadamente 3,5 metros do marco inicial da aquisição da imagem.

Coleta de dados

A coleta de dados ocorreu no Laboratório de Biomecânica do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte da Universidade do Estado de Santa Catarina. Essa foi dividida em duas etapas, sendo a primeira caracterizada por reconhecimento tátil prévio do espaço físico para os sujeitos do GCT antes do início da coleta, bem como preenchimento da ficha de identificação individual contendo os dados antropométricos e tipo de deficiência visual.

Na segunda etapa foi realizada a identificação dos pontos anatômicos: acrômio, trocânter maior do fêmur, epicôndilo lateral do fêmur, maléolo fibular, calcâneo e cabeça do quinto metatarso, proposto por Perry,¹⁵ seguido da fixação de marcadores refletivos nos mesmos, e posterior registro de imagem do hemitórax correspondente a preferência lateral (membro dominante) de cada indivíduo, considerando para os indivíduos GCT o lado do uso da bengala longa. Para facilitar a visualização dos pontos anatômicos, durante a coleta foi estabelecido o uso de traje de banho e pés descalços.

Foi solicitado que o indivíduo caminhasse num trajeto livre de obstáculos, em velocidade auto selecionada, com extensão de sete metros, até que seis passadas fossem consideradas válidas. Foram consideradas inválidas todas as passagens em que houve queda de pontos refletivos, com trajetória diagonal e aquelas em que não houve horizontalização do olhar no caso dos indivíduos do GVN. Um máximo de 10 passagens foi permitido durante a coleta de dados para cada sujeito, sendo excluídos automaticamente do estudo aqueles que não alcançaram um número mínimo de cinco passadas válidas, dentro do número total de chances preestabelecidas.

A análise dos dados foi realizada no software Ariel Performance Analysis System (APAS), obedecendo a seguinte ordem: seleção de cinco passagens válidas, corte de um ciclo de marcha para cada passagem, considerado nesse estudo como dois contatos sequenciais do mesmo pé contra o solo.¹⁶ Como a velocidade da marcha foi calculada primariamente e independente do APAS, como critério de seleção para as cinco passagens utilizou-se

as cinco velocidades mais próximas entre si, de um total de 6 passagens filmadas.

Após o corte, o ciclo da marcha foi dividido em duas fases para a análise, apoio e balanço. Para cada uma das fases um marco inicial e um final foram previamente estabelecidos (Quadro 1).

O período decorrido do contato inicial com o membro dominante até a fase de pré-balanço do membro contralateral, caracterizado como duplo apoio (fase de apoio) também foi analisado neste estudo.

Como os resultados das variáveis angulares foram obtidos pelo APAS torna-se importante esclarecer que o ângulo negativo da extensão do quadril, refere-se ao período de extensão dessa articulação durante a marcha.

Tratamento dos dados

Os dados foram primeiramente tabulados no programa Microsoft Excel® 2007 e posteriormente tratados no programa SPSS® versão 15.0. Para testar a normalidade empregou-se o teste de Shapiro Wilk. Nos dados descritivos da amostra foram utilizados a média, desvio padrão e frequência. Para comparar a diferença na média das variáveis espaço temporais e angulares do grupo CT com o grupo VN, utilizou-se no tratamento dos dados, o teste t de student com nível de significância de $p \leq 0,05$.

RESULTADOS

Os resultados das variáveis espaços temporais e das angulares na fase de apoio e balanço entre os GCT e GVN são apresentados na Tabela 2.

DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo evidenciaram uma redução significativa da velocidade da marcha, cadência, comprimento da passada, duração da fase de balanço e do ângulo máximo de flexão do joelho, bem como prolongamento da fase de apoio e período de duplo apoio no grupo de cegos totais em relação ao grupo de visão normal. Estes dados vão ao encontro do estudo de Ribeiro et al.¹⁷ os quais observaram uma redução no comprimento do passo, da passada e na velocidade da marcha de sujeitos com deficiência visual comparados a sujeitos normo-visuais.

Entretanto, foi observada similaridade no ângulo de extensão máxima do quadril, ocorrido na fase de apoio, entre indivíduos cegos (11,5°) e de visão normal (12,5°). Para Perry¹⁵ e Nordin e Franquel¹⁸ estes valores estão dentro do padrão de normalidade (10°-15°) deste ângulo. Adicionalmente, corroborando com os resultados desta pesquisa, Hallemans e Aerts,¹² ao analisar a marcha de indivíduos adultos jovens privados da visão, também encontraram valores similares, ou seja, média de 11,2° para o pico de extensão do quadril.

Para Perry,¹⁵ a preservação da extensão do quadril num ângulo de 10° durante a fase de apoio (pré-balanço), é capaz de hiperestender a cápsula articular e ativar a contração protetora do músculo ilíaco, o que induz por consequência a rápida reversão da posição de extensão para flexão do quadril, favorecendo o avanço do membro e otimizando a fase de balanço.¹⁹ No entanto, é sabido que fatores como a redução do pico de flexão do joelho pode interferir diretamente na eficiência da fase de balanço.

Quadro 1. Marcos referenciais para seleção das fases da marcha¹⁵

Fases	Marco Inicial	Marco final
Fase de apoio	Primeiro contato com o pé do membro dominante contra o solo	Desprendimento dos dedos do membro dominante do solo
Fase de balanço	Elevação do membro dominante do solo	Último contato do membro dominante no solo

Tabela 2. Média e desvio padrão dos resultados das variáveis espaço-temporais e angulares

	$\bar{X}_{GCT} (\pm s)^*$	$\bar{X}_{GVN} (\pm s)^*$	p
Velocidade da marcha (m/s).	0,65±0,18	1,32±0,19	0,01*
Cadência (p/m).	135±0,27	169,2±0,18	0,01*
Comprimento da passada (m).	0,83±0,16	1,32±0,12	0,01*
Fase de apoio (%)	65,7±1,08	61,0±1,87	0,01*
Período de duplo apoio (%).	14,0±1,08	10±1,87	0,01*
Fase de balanço (%).	34,3±2,25	39,0±1,36	0,01*
AMFJ-CM (°)	50,93±9,12	64,83±5,83	0,01*
AMEQ- CM (°)	-11,57±3,28	-12,55±10,89	0,81

Legenda: GCT= grupo cego total; GVN= grupo visão normal; p/m= passos por minuto; AMFJ-CM= ângulo máximo de flexão de joelho no ciclo da marcha; AMEQ-CM= ângulo máximo de extensão do quadril no ciclo da marcha.

Perry¹⁵ e Norkin,²⁰ afirmam que durante um ciclo da marcha o pico máximo de flexão do joelho oscila entre 60° e 65°, ocorrendo geralmente na fase de balanço (balanço inicial ou médio). Neste estudo, os indivíduos com visão normal apresentaram um pico de flexão do joelho de 64,83° se enquadrando no padrão de normalidade, segundo as literaturas supracitadas. Por outro lado, os sujeitos cegos apresentaram uma redução desse mesmo ângulo, alcançando uma média de 51°.

Este resultado corrobora com os encontrados por Hallemans e Aerts,¹² que ao analisarem a marcha de indivíduos adultos jovens saudáveis privados da visão, chegaram a valores médios de 55° para a flexão do joelho, mostrando que perturbações visuais são capazes de influenciar tanto na trajetória do membro durante a fase de balanço como no posicionamento do pé.

Lord et al.²¹ evidenciaram a relação entre o sistema visual e os sistemas que controlam e coordenam o equilíbrio e a marcha, nos vários graus de perda de visão, incluindo a cegueira total. A dificuldade dos cegos em flexionar o joelho, na fase de balanço, dificultaria o desprendimento dos dedos do solo¹⁵ e consequentemente aumentaria o risco de quedas nesta população, uma vez que a probabilidade de chocar o pé com algum obstáculo cresce à medida que a distância entre o pé e o solo diminui.²² Assim, acredita-se que orientações nos aspectos funcionais e de reabilitação, com ênfase na maior flexão do joelho durante a fase de balanço, deveriam ser um dos focos em estratégias de atenção a sujeitos deficientes visuais a fim de prevenir quedas nesta população.

É a integridade do sistema visual que permite aos músculos, responsáveis pela fase de balanço, antecipar sua ação de acordo com a situação subsequente, previamente visualizada.²³ Desta forma, verifica-se que o comprometimento visual severo é capaz de interferir negativamente na ação antecipatória muscular, uma vez que impossibilitará obtenção de informações relacionadas ao meio externo,^{8,24} bem como promoverá o declínio da função de percepção e controle do movimento.⁸

Além disso, alguns autores afirmam que a redução da amplitude angular do joelho e sua persistência no decorrer da fase de balanço impedem o avanço do membro, tornando o passo mais curto.²⁵ Essa relação feita pelos autores supracitados, não pôde ser confirmada no presente estudo em virtude da ausência da mensuração do comprimento do passo. Contudo a redução do comprimento do passo foi citada por Winnick,¹¹ como uma das alterações encontradas na marcha de indivíduos cegos.

Em termos conceituais, o comprimento da passada é equivalente ao comprimento de dois passos sequenciais num ciclo de marcha e, portanto tem seu valor aumentado ou diminuído de acordo com a extensão de cada passo.¹⁵ Sendo assim supõe-se que exista uma correlação entre o comprimento do passo e da passada.

Sugere-se, portanto que o comprimento da passada reduzido nos sujeitos cegos (0,83 metros) em comparação com os indivíduos de visão normal (1,23 metros) encontrado nesse estudo, esteja associado a uma possível redução do comprimento do passo.

Como os sujeitos cegos estavam familiarizados com trajeto a ser percorrido e utilizavam um dispositivo de mobilidade durante a análise da marcha, acredita-se que a diminuição da passada e consequente diminuição do passo, esteja relacionado com o déficit de equilíbrio dinâmico durante a marcha, já descrito por Nakamura⁸ e Hallemans e Aerts,¹² especialmente pela observação de uma postura inclinada do tronco para trás.²⁶

Supõe-se que esta inclinação compensaria a posição de flexão da cabeça, permitiria que o centro de gravidade (CG) ficasse dentro ou mais próximo possível da base de suporte - calcanhar, bem como diminuiria a oscilação para cima e para frente do CG, o que tornaria a marcha mais estável, pois permitiria que o pé tocasse o solo mais rapidamente, substituindo desta forma o estímulo visual no início da fase de apoio (toque do calcanhar/pé no solo).

Embora haja necessidade de maiores investigações para esclarecer as hipóteses geradas, estudiosos afirmam que a diminuição do comprimento do passo/passada implica numa redução da velocidade da marcha nos indivíduos deficientes visuais,^{8,12,27} sendo a afirmação inversa verdadeira para os indivíduos de visão normal.^{17,28}

Os resultados do presente estudo corroboram com a condição supracitada uma vez que os indivíduos de visão normal obtiveram uma média de 1,32 m/s e os sujeitos cegos totais uma média de 0,65 m/s. Nakamura⁸, ao comparar os parâmetros da marcha entre e indivíduos adultos com visão preservada e cegos, obtiveram valores de 1,50 m/s e 0,86 m/s para velocidade da marcha, respectivamente, sugerindo que a redução da velocidade é provavelmente uma adaptação a um equilíbrio dinâmico reduzido.

A diferença de velocidade para ambos os grupos se justifica, quando se tem claro que a visão permite adaptações súbitas de atitude corporal ao perceber obstáculos durante o trajeto a ser percorrido, bem como diante situações adversas, o que não é possível para indivíduos portadores de cegueira total^{10,29} que se adaptam ao ambiente de locomoção com cau-

tela, assumindo posturas que podem resultar em alterações dos parâmetros da marcha.⁸

A bengala longa é o dispositivo assistido mais utilizado para a locomoção dos indivíduos com déficit visual, apesar de ser incapaz de igualar a velocidade da marcha do deficiente visual com a do vidente.¹ Contudo, estudos Clark-Carter,⁹ mostraram que indivíduos cegos que combinam a bengala longa com um dispositivo sonoro adotam uma velocidade de marcha 18% maior em comparação com a velocidade adotada quando a inspeção previa é fornecida pura e simplesmente pela bengala longa.

A redução da velocidade da marcha implica num prolongamento da fase de apoio e consequentemente numa redução da fase de balanço.¹⁹ Para Perry,¹⁵ a fase de apoio corresponde a aproximadamente 60% do ciclo da marcha normal, sendo o restante (40%) considerado fase de balanço para uma marcha saudável e velocidade auto selecionada, dados que acabam concordando com os resultados deste estudo, quando se trata de indivíduos com visão normal cujos valores obtidos foram de 61% e 39%, respectivamente.

Para os indivíduos cegos totais valores de 65,7% e 34,3% foram encontrados nesse estudo para as fases de apoio e balanço, respectivamente. Esses resultados vão de encontro aos de Nakamura⁸ e Hallemans e Aerts,¹² que verificaram um prolongamento na fase de apoio de indivíduos cegos e em sujeitos adultos privados do sentido visual.

O prejuízo visual é um fator de impacto para a estabilidade dinâmica³⁰ durante a marcha,¹² o que justificaria um maior tempo na fase de apoio observada nos indivíduos cegos. Complementando, Ramsey,²⁹ sugerem em seus estudos que possivelmente os sujeitos deficientes visuais apressam a fase de balanço a fim de alcançar a estabilização promovida pela fase de duplo apoio.

A eficiência da fase de apoio depende da capacidade do membro inferior em suportar o peso do corpo e da capacidade deste em se equilibrar sobre uma das pernas.³¹ Da porcentagem total da fase de apoio, 40% é considerado apoio simples, onde apenas o pé direito ou esquerdo está em contato com o solo e 20% é considerado duplo apoio, onde tanto o pé direito como o esquerdo tocam o solo simultaneamente para a transferência de peso corporal.^{15,20}

Ramsey et al.²⁹ afirmam que o aumento da duração da fase de duplo apoio é a primeira indicação de que o equilíbrio durante a marcha está afetado, no entanto observou-se neste estudo que a porcentagem da fase de duplo apoio para cegos e indivíduos de visão normal estão diferentes, porém dentro do padrão de normalidade, estando em 14,0% para o primeiro e 10,1% para o segundo grupo pesquisado, respectiva-

mente. Sugere-se, portanto, que o aumento da fase de apoio em indivíduos cegos seja uma adaptação associada à redução da velocidade da marcha que proporciona maior tempo de contato com o pé no solo facilitando a exploração sensorial quando a visão está ausente.³²

As mudanças de velocidade podem influenciar todos os parâmetros da marcha,²⁹ como comprimento do passo e por consequência na frequência do mesmo. Em seus estudos com adultos jovens, Hallemans e Aerts,¹² verificaram que a tríade velocidade da marcha, comprimento do passo e cadência, tiveram seus valores reduzidos após a privação do sentido visual. No estudo em questão foi observada diferença significativa entre a cadência de ambos os grupos (135 passos por minuto para os GCT e 169,2 para os GVN).

Devido à ampla variação relacionada a valores de cadência para sujeitos de visão normal,³³⁻³⁵ não foi possível estabelecer um valor para referência. No entanto, foram observados que os resultados do presente estudo estão acima dos encontrados na literatura, o que permite supor que a falta da informação visual reduz a cadência, porém não a ponto de torná-la deficiente para a locomoção.

CONCLUSÃO

Os achados deste estudo mostraram que a ausência da informação visual induz nos sujeitos cegos uma marcha mais lenta, quando comparados a sujeitos de visão normal. Assim, acredita-se que orientações nos aspectos funcionais e de reabilitação, como reeducação da marcha e do equilíbrio, deveriam ser estratégias de atenção a sujeitos deficientes visuais a fim de prevenir quedas nesta população.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos a CAPES pelo suporte financeiro. Declaramos não possuir nenhum tipo de conflito de interesse em relação ao presente artigo.

REFERÊNCIAS

- West S, Sommer A. Prevention of blindness and priorities for the future. *Bull World Health Organ.* 2001;79(3):244-8.
- Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. PNS 2013: Em dois anos, mais da metade dos nascimentos ocorreram por cesariana [texto na Internet]. Brasília: IBGE [citado 2017 Mar 03]. Disponível em: <http://saladeimprensa.ibge.gov.br/noticias?view=noticia&id=1&busca=1&idnoticia=2965>
- Mosquera C. Educação física para deficientes visuais. Rio de Janeiro: Sprint; 2000.
- Barbosa AMF. A educação especial para portadores de necessidades visuais: a difícil tarefa da inclusão [Monografia] Rio de Janeiro: Universidade Candido Mendes; 2004.
- Taleb A, Faria MAR, Ávila M, Mello PAA. As condições de saúde ocular no Brasil: 2012. São Paulo: Conselho Brasileiro de Oftalmologia; 2012.
- Ramos BMB. Influências de um programa de atividade física no controle do equilíbrio de idosos [Monografia]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2003.
- Feitosa EA. Controle postural e locomoção em terrenos irregulares de crianças de 1 a 6 anos [Dissertação]. Rio Claro: Universidade Estadual Paulista; 2002.
- Nakamura T. Quantitative analysis of gait in the visually impaired. *Disabil Rehabil.* 1997;19(5):194-7. DOI: <http://dx.doi.org/10.3109/09638289709166526>
- Clark-Carter DD, Heyes AD, Howarth CI. The effect of non-visual preview upon the walking speed of visually impaired people. *Ergonomics.* 1986;29(12):1575-81. DOI: <http://dx.doi.org/10.1080/00140138608967270>
- Johnson JT, Johnson BF, Blasch BB, de l'Aune WD. Gait and long cane kinematics: a comparison of sighted and visually impaired subjects. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;27(2):162-6. DOI: <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.1998.27.2.162>
- Winnick J. Educação física e esportes adaptados. 3 ed. Barueri: Manole; 2004.
- Hallemans A, Aerts P. In known contexts walking is not controlled by vision [abstract]. In: Congress International Society of Posture and Gait Research; 2007 July 14-18; Vermont, USA. Available from: https://www.ispgr.org/download/eJwFwYsJgDAMBcCNkpQYi27z%40KFobTEBwem92yPayOzHdXrgCXIIFHz1xus018Im6JEmmOog2ZJmkdzZ5m3ZfqX3E9I%3D/Vermont%202007_%20Abstracts.pdf
- Poggrund RL, Rosen SJ. The preschool blind child can be a cane user. *J Vis Impair Blind.* 1989;83(9):431-9.
- Rudio FV. Introdução ao projeto de pesquisa científica. Petrópolis: Vozes; 2010.
- Perry J. Análise de marcha. Barueri: Manole; 2005. v. 3.
- Yang JF, Winter DA. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil.* 1984;65(9):517-21.
- Ribeiro SB, Santos LTA, Maciel SS, Santos HH. Características da marcha em sujeitos com deficiência visual. *Ter Man.* 2010;8(35):27-32.
- Nordin M, Frankel VH. Biomecânica básica do sistema musculoesquelético. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2014.
- Carr J, Shepherd R. Reabilitação neurológica: otimizando o desempenho motor. Barueri: Manole; 2008.
- Norkin C. Análise da marcha: In: O'Sullivan SB, Schmitz TJ. Fisioterapia: avaliação e tratamento. 2 ed. São Paulo: Manole; 1993. p. 225-69.
- Lord SR, Smith ST, Menant JC. Vision and falls in older people: risk factors and intervention strategies. *Clin Geriatr Med.* 2010;26(4):569-81. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.cger.2010.06.002>
- Quevedo AAF. Avaliação cinésiofisiológica de baixo custo aplicada à reabilitação da locomoção. *Motriz.* 1999;5(1): 28-35.
- Viel E. A marcha humana, a corrida e o salto: biomecânica, investigações, normas e disfunções. São Paulo: Manole; 2001.
- Patla AE. Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. *Gait Posture.* 1997;5(1):54-69. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01109-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01109-5)
- Blair I, Durward B, Baer G, Rowe P. Movimento funcional humano: mensuração e análise. São Paulo: Manole; 2001.
- Blasch BB, Wiener WR, Welsh RL. Foundations of orientation and mobility. 2 ed. New York: AFB; 1997.
- Hallemans A, Aerts P. The importance of vision in the control of walking in children [text on the Internet]. Amsterdam: European Workshop on Movement Science [cited 2009 Apr 24]. Available from: <http://uuhost.uantwerpen.be/funmorph/ann/EWOMSpoter2007.pdf> DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-009-1937-8>
- Mashimo AM, Caromano FA. A marcha em idosos saudáveis. *Arq Ciênc Saúde Unipar.* 2002; 6 (2):117-21.
- Ramsey VK, Blasch BB, Kita A, Johnson BF. A biomechanical evaluation of visually impaired persons' gait and long-cane mechanics. *J Rehabil Res Dev.* 1999;36(4):323-32.
- Rutkowska I, Bednarczuk G, Molik B, Morgulec-Adamowicz N, Marszałek J, Kaźmierska-Kowalewska K, et al. Balance Functional Assessment in People with Visual Impairment. *J Hum Kinet.* 2015;48:99-109. DOI: <http://dx.doi.org/10.1515/hukin-2015-0096>
- Magee DJ. Avaliação musculoesquelética. Barueri: Manole; 2010.
- Patla AE, Davies TC, Niechwiej E. Obstacle avoidance during locomotion using haptic information in normally sighted humans. *Exp Brain Res.* 2004;155(2):173-85. DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-003-1714-z>
- Chung TM. Avaliação cinética e cinemática da marcha de adultos do sexo masculino. *Acta Fisiatr.* 2000;7(2):61-7.
- Estrázulas JA, Pires R, Santos DM, Stolt LRG, Melo SIL. Características biomecânicas da marcha em crianças, adultos e idosos. *Lec Edu Fis Deport.* 2005;10(88). Disponível em: <http://www.efdeportes.com/efd88/biom.htm>.
- Mendes EF. Comparação de parâmetros cinemáticos da marcha entre indivíduos jovens e idosos em tarefas de alteração do comprimento preferido do passo [Dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Escola de Educação física e Esporte; 2005.