

Tecnologias acessíveis para análise cinética e cinemática da pessoa com deficiência: uma revisão da literatura

Meyer, Ivo Z. L.^{*1}; Nascimento, Diego H. A.²; Martins, Jordana S. R.^{*3}; Menin, Isabella S. D.⁴; Sabino, George⁵; Vieira, Welbert L.⁶; Gomes, Nathália A.⁷; Vimieiro, Claysson, B. S.⁸

1 – Departamento de Engenharia Mecânica, UFMG, ivozatti@gmail.com

2 – Departamento de Engenharia Mecânica, UFMG, engdiegohenrique@ufmg.br

3 – Departamento de Engenharia Mecânica, PUC-Minas, martinsjsr@gmail.com

4 – Departamento de Engenharia Mecânica, UFMG, doumithreabily@hotmail.com

5 – Departamento de Fisioterapia, Propulsão, george@propulsao.com.br

6 – Departamento de Engenharia Mecânica, UFMG, welbert.vieira@gmail.com

7 – Departamento de Engenharia Mecânica, PUC-Minas, nathaliaassisgomes@gmail.com

8 – Departamento de Engenharia Mecânica, UFMG e PUC-Minas, claysson@pucminas.br

* – Rua Orlando Moretzhon, 63, 101, Buritis, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil, 30575-300

RESUMO

O caminhar é uma das formas de locomoção que mais chama a atenção dos pesquisadores. O objetivo desse trabalho é realizar uma revisão para desenvolvimento de uma esteira instrumentada de baixo custo que possa auxiliar na reabilitação, tratamento e acompanhamento de pacientes com AVE. Como metodologia, foram feitas pesquisas na base Capes para encontrar informações acerca do assunto. Os resultados obtidos foram satisfatórios e possibilitaram a criação de uma boa base de dados. Foi possível concluir que há uma diversidade de recursos existentes e que cabe ao profissional direcionar a sua escolha para o que o atenda melhor.

Palavras-chave: esteira instrumentada, reabilitação, acidente vascular encefálico, marcha humana.

ABSTRACT

Walking is the form of locomotion that attract more attention from researches. The objective of this work is to perform a review for the development of a low cost instrumented treadmill that can aid in the rehabilitation, treatment and follow-up of stroke patients. As a methodology, research was done at the Capes database to find information about the subject. The results obtained were satisfactory and made possible to create a good database. And as a conclusion it was possible to see the

diversity of existing resources and that it is up to the professional to direct their choice to the one that suits them best.

Keywords: *instrumented treadmill, rehabilitation, stroke, human gait.*

1. INTRODUÇÃO

O deslocamento humano apresenta complexa possibilidade de movimentos dependente de vários parâmetros: faixa etária, condicionamento físico, saúde mental e física, entre outros (TOSO e GOMES, 2016). Dentre tais movimentos, destaca-se a marcha que consiste em uma sucessão de movimentos rítmicos e alternados dos membros inferiores, do tronco e dos membros inferiores que provocam uma translação anterior do centro de gravidade do corpo. Um dos reguladores do controle de equilíbrio postural está relacionado com o posicionamento do centro de gravidade.

As forças internas (como as forças produzidas pela atividade muscular) interagem com forças externas (como as forças de reação do solo), promovendo o deslocamento harmônico no centro de massa do corpo. O equilíbrio dinâmico da marcha humana é dado pela variação angular dos eixos articulares dos membros inferiores junto às articulações dos membros superiores.

Todavia, para que esse deslocamento seja apropriado, há uma necessidade dessa série de interações, que podem ser significativamente alteradas quando ocorre uma disfunção, como um acidente vascular encefálico. Segundo GONÇALVES (2013), no Brasil, em 2008, foram registradas cerca de 200 mil internações, das quais 33 mil evoluíram para óbito, e, os que sobreviveram apresentaram uma série de déficits, tais como: alterações no nível de consciência, comprometimento dos sentidos, motricidade, cognição, percepção e linguagem. Em relação à função motora observa-se a paralisia ou paresia dos músculos do lado do corpo contralaterais à lesão cerebral, destacando a hemiplegia.

A hemiplegia irá afetar os movimentos e, de forma expressiva, a marcha, promovendo uma forma de caminhar que pode ser denotada como marcha hemiplégica. A marcha hemiplégica é descrita por MIZRAHI et al. (1982), como sendo lenta, abrupta e laboriosa, devido aos vários prejuízos na percepção-cognição, mobilidade articular, força, controle motor, tônus e equilíbrio.

Particularmente, na área da saúde ou reabilitação, a tecnologia assistiva vem para suportar ou combater as restrições e limitações que as deficiências podem acarretar. Abrange dispositivos, técnicas e processos que podem prover assistência para melhorar a qualidade de vida de pessoas com deficiência (FERREIRA et al., 2017). Para se entender e intervir sobre esses indivíduos o primeiro passo é a análise de sua condição.

Ao analisar a marcha humana, dois requisitos devem ser observados: a força contínua de reação do solo que apóia o corpo e os movimentos que, em conjunto

compreendem a análise cinética e cinemática da biomecânica.

Esse trabalho tem como objetivo fazer uma revisão na literatura das tecnologias que estão sendo desenvolvidas para análise cinemática e cinética da marcha humana para auxiliar na avaliação e tratamento de indivíduos que sofreram um AVE.

2. DESENVOLVIMENTO E DISCUSSÕES

As esteiras instrumentadas permitem a análise da locomoção em espaços confinados, com velocidade de progressão controlada. Visto que a mobilidade dos pacientes neurológicos é restrita e o ambiente clínico limitado, a esteira pode ser adaptada e permite análises de forças de reação do solo a longo tempo em conjunto com outras tecnologias de coletas de dados (WILLEMS et al., 2013).

Estudos comparativos da marcha em esteira e solo apresentam equivalência de movimentos. Contudo, tanto para jovens, quanto para idosos, observou-se maior cadência, menor comprimento e menos tempo de passada durante a caminhada nas esteiras. Tais mudanças podem ser positivas na atividade, pois uma maior cadência, com um menor comprimento do passo podem reduzir as forças de impacto durante o deslocamento. Todavia essa premissa deve ser investigada para cada indivíduo.

Para idosos, ainda foram encontrados redução nos ângulos das articulações e, conseqüentemente, uma redução na amplitude de movimentos na esteira em relação ao solo, que podem ser justificados pelo tempo de adaptação da caminhada de idosos na esteira. Sugere-se, em ensaios envolvendo idosos e pacientes com baixa mobilidade, como nos hemiplégicos, um tempo de adaptação na esteira de 4 a 5 minutos antes de iniciar a coleta de dados para uma pesquisa, por exemplo (EDGINTON et al., 2007; RILEY et al., 2008; WATT et al., 2010).

2.1. Metodologia da Revisão

Para a elaboração desta revisão foram pesquisados artigos na base Capes e patentes no Google Patents, no período do primeiro semestre de 2018.

Os critérios de inclusão utilizados basearam-se em relevância do tema, conteúdo e atualidade da informação.

As pesquisas foram realizadas por engenheiros e fisioterapeutas, visando uma interdisciplinaridade das ciências.

2.2. Adaptação da Esteira e Plataforma de Força

Dentre as aplicações das plataformas de forças, nas diversas áreas de pesquisa em saúde e reabilitação, destacam-se: medição da força durante o andar e o correr, estudo de postura ereta estática, reabilitação de pacientes pós-AVE, estudo do equilíbrio de idosos, estudo de crianças no processo de crescimento, entre outros

(ALBUQUERQUE, 2015).

A Plataforma de força é uma superfície plana apoiada sobre sensores de cargas. Sabendo-se a intensidade da força em cada sensor é possível determinar a força resultante sobre a plataforma. À medida que o corpo do paciente oscila sobre a plataforma de força durante o equilíbrio estático, a intensidade da força aplicada a cada célula de carga é alterada, contudo, o somatório das forças permanece constante (RODOWANSKI, 2011).

Segundo EDGINTON et al. (2007) existem dois tipos de sensores principais para captura de carga: células de carga do tipo strain-gage e células de cargas piezelétricas. As células do tipo strain-gage têm maior precisão quando comparadas às piezelétricas, pois apresentam menor rigidez. A plataforma de força piezelétrica é mais indicada para ensaios dinâmicos, como corridas e saltos (RODOWANSKI, 2011).

Quanto ao posicionamento das plataformas de força, EDGINTON et al. (2007), apresenta três casos comuns: uma plataforma de força única na esteira, duas plataformas de força posicionadas lado-a-lado (em paralelo) e duas plataformas de forças posicionadas em série. O uso de duas plataformas beneficia a coleta dos dados de força de reação do solo de cada pé independentemente; as plataformas de força lado-a-lado são usadas com maior frequência em análises de forças externas durante a marcha humana (RILEY et al., 2008; WATT et al., 2010; EDGINTON et al., 2007).

LIU et al. (2012), apresentam uma plataforma de força móvel, composta por três pequenos sensores de força tri-axiais, fixados em duas placas de alumínio, instalados sob a sola de sapatos específicos, nos principais pontos de pressão. Nessa plataforma, cada sensor apresenta um resumo das coordenadas locais, nas três dimensões, das forças de reação do solo.

Além da fixação da plataforma de força em uma esteira ou da possibilidade do uso desta em palmilhas, a plataforma poderia ser fixada no solo. EDGINTON et al. (2007) aponta elevado custo relacionado com a instalação e implementação de plataformas de força no solo, devido a necessidade de obras de nivelamento da plataforma com o solo e necessidade de salas amplas para realização dos teste. Isso, como previamente citado, é minimizado quando se realiza testes em esteiras instrumentadas, uma vez que essas são móveis e se adequam em clínicas e consultórios médicos. Entretanto, a vibração induzida pelo tapete rolante nos sensores e o atrito elevado da manta da esteira com a plataforma de força podem provocar ruídos significativos na medição de picos de forças, que devem ser tratados e minimizados através de aplicação de filtros (WILLEMS et al., 2013; EDGINTON et al., 2007).

WILLEMS et al. (2013) apontam os questionamentos encontrados em reuniões e congressos que abordam o tema: A fricção entre a correia e a superfície do piso é somada ou subtraída ao componente anterior-posterior das forças aplicadas pelos pés na esteira, logo, a força medida não corresponde fielmente à força

aplicada; não é possível identificar as forças da esteira, seja pela aceleração da manta ou deflexão de chapas que tendem a modificar a força exercida pelos pés durante a caminhada. Todavia, apesar dessas limitações a captação das forças pela plataforma traz informações muito mais precisas que a análise visual subjetiva e inferências abstratas sobre essa variável.

2.3. Captação de Movimento

A captura de movimento (Motion Capture) consiste na captura de objetos reais em movimento e na inserção destes movimentos em um modelo computacional tridimensional (ZOHAR et al., 2011). Os principais sistemas aplicados são: Sistemas Ópticos e Sistemas Inerciais.

2.4. Sistemas Ópticos

Os sistemas ópticos utilizam câmeras de vídeo de alta velocidade, referenciados por marcadores para registrar, em tempo real, o movimento de um indivíduo. Estes marcadores são responsáveis por definir a posição e orientação de cada segmento do corpo (PINHEIRO et al., 2013) e são capturados e analisados por um software que converte dados 2D em coordenadas 3D ao cruzar as informações de diferentes planos (SILVA, 2009). Nesse sistema as câmeras ficam dispostas em volta do indivíduo com o objetivo de triangular a posição de cada marcador estabelecido conforme Figura 1.

Figura 01: Exemplo de Figuras que podem ser apresentadas no artigo



Uma limitação operacional desse sistema é a fixação dos marcadores. Tais aparatos devem ser fixados precisamente sobre referências anatômicas sob o risco de perder a precisão de todos os dados. A diferença de milímetros no posicionamento do marcador pode afetar, significativamente, o ângulo articular registrado pelo sistema. Além disto, os sistemas ópticos, por exigirem o uso de câmeras e softwares de alta tecnologia, para o tratamento dos dados obtidos, apresentam um elevado custo (FLORES et al., 2014). Outra desvantagem desse tipo de sistema é a possível oclusão dos marcadores que gera a perda de dados. Uma forma de resolver este problema é com a utilização de um número maior câmeras e consequente custo maior do instrumento (ARAUJO, 2015).

Em alguns casos onde o sistema óptico é utilizado, os dados 2D convertidos em 3D apresentam pequenos ruídos e erros de precisão, fazendo-se necessária a prévia filtragem dos dados para uma captura de movimento mais próxima da realidade (SILVA, 2009; ARAUJO, 2015).

Os sistemas ópticos podem ser classificados de acordo com o tipo de marcadores utilizados. Os tipos mais comuns de marcadores são passivos, ativos e imperceptíveis semi-passivos (SULINO, 2014). Em alguns casos ainda é possível dispensar o uso de marcadores.

Em sistemas ópticos passivos não é necessário o uso de fios e equipamentos eletrônicos pelo ator (ARAUJO, 2015), uma vez que, as câmeras de vídeo responsáveis pela captura do movimento nestes sistemas, emitem uma luz infravermelha que é refletida, com baixa dispersão e alta eficiência, pelos marcadores. (PINHEIRO et al., 2013; SULINO, 2014).

Assim, como a luz é apenas refletida pelos marcadores, as câmeras conseguem distinguir o que é marcador e o que é pele e tecido, ignorando estes últimos no tratamento dos dados pelo software. Para calibragem das câmeras é necessário fixar um marcador em uma posição conhecida, e compará-la com a posição obtida após o rastreamento (ARAUJO, 2015).

O marcador ativo é um Light Emitting Diode (LED) capaz de emitir luz própria. Ele, como os outros marcadores, também é disposto nas principais articulações do corpo do ator, rastreado pelas câmeras e identificado pelos softwares.

Os marcadores imperceptíveis semi-passivos são marcadores fotossensíveis, eles conseguem tanto calcular a posição de cada ponto quanto à iluminação incidente e a taxa de luz refletida (ARAUJO, 2015).

Os sistemas óticos sem marcadores são mais baratos, uma vez que, necessitam de poucos equipamentos como uma câmera ou sensor de profundidade (ARAUJO, 2015). Além disso, eles não restringem os movimentos do ator. Como ainda não existem estes tipos de sistemas no mercado, o sensor Kinect da Microsoft consegue equiparar-se a estes sistemas, principalmente para aplicações clínicas como avaliação de postura e pisada (SULINO, 2014).

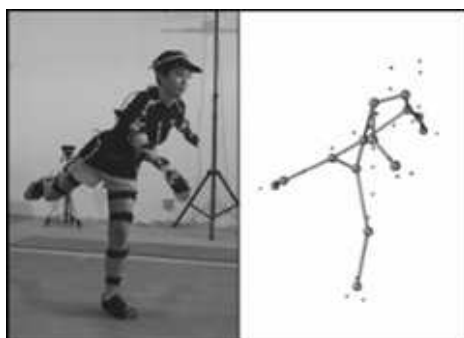
O Kinect é constituído por um conjunto de sensores capazes de capturar o movimento do corpo humano, sem o uso de marcadores (BORENSTEIN et al., 2012; SULINO, 2014). Ele é constituído por uma câmera Red Green Blue (RGB), uma câmera infravermelha e uma fonte emissora de raios infravermelhos. Essa fonte é responsável por emitir um feixe de laser que cria um padrão de pontos projetados no ambiente (FREEDMAN et al., 2012; SULINO, 2014). Estes pontos são rastreados pela câmera de infravermelho e convertidos em coordenadas tridimensionais (KHOSHELHAM e ELBERINK, 2012; SULINO, 2014). Apesar de sua grande eficiência, o Kinect apresenta uma resolução espacial e temporal limitada, e não consegue rastrear perfeitamente movimentos muito rápidos (SULINO, 2014). Sua frequência de aquisição é de pouco mais de 60 frames por segundo, sendo que para algumas atividades humanas, frequências superiores a essas são necessárias.

Um exemplo de pesquisa com o sistema ótico foi realizado por BRASILEIRO (2011), onde são verificados os efeitos imediatos do biofeedback auditivo e visual, associados ao treino da marcha em esteira com suporte parcial de peso (SPP) em relação à marcha de sujeitos hemiparéticos.

2.5. Sistemas Inerciais

Os sistemas inerciais utilizam acelerômetros e giroscópios presos junto ao segmento do corpo a ser rastreado virtualmente, conforme Figura 2.

Figura 02: Sistema de captação inercial



Esse sistema não necessita da utilização de vários sensores, uma vez que cada sensor é capaz de definir a posição do segmento em que ele está anexado. A frequência de medição, por sua vez, é limitada pela capacidade de processamento da informação variando de um sistema para outro.

Os sistemas inerciais, por não exigirem o uso de câmeras e softwares de alta tecnologia para o tratamento dos dados obtidos, apresentam um menor custo em relação ao sistema óptico. Uma desvantagem desse tipo de sistema pode ser a dificuldade em manter o sensor na mesma posição durante a avaliação.

O sistema inercial pode sofrer interferências eletromagnéticas do ambiente, o que ocasiona a propagação de ruídos de medição. Para resolver esses ruídos, é comum a utilização do filtro de Kalman (SABATINI et al., 2006) que corrige a leitura com base em previsões estatísticas do próximo valor medido.

3. CONCLUSÕES

Há uma série de recursos disponíveis para a análise cinética e cinemática do movimento humano que permitem seu uso na tecnologia assistiva. A compreensão de cada um desses recursos e o entendimento de suas vantagens e limitações

aproxima o seu emprego nos pacientes, favorecendo o entendimento de sua condição e a tomada de decisão terapêutica. Dentre os recursos disponíveis para análise de cada variável (cinética ou cinemática), cada um tem alguma vantagem ou limitação para seu emprego. O profissional, com base nas informações expostas, deve direcionar a sua escolha para o que melhor o atenda.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos ao Fundo de Incentivo à Pesquisa da PUC Minas (FIP/PUC MINAS, PUC 2017), CAPES e a FAPEMIG pelo suporte estrutural e financeiro.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALBUQUERQUE, C. A.; BESSA, Y. S. **Desenvolvimento de uma plataforma de força para o estudo do equilíbrio humano**. Brasília, 2015.
- ARAÚJO, P. D. A. **Analisando técnicas de captura de movimento**, 2015.
- BORENSTEIN, G.; ODEWAHN, A.; JEPSON, B. **Making things see: 3D vision with Kinect, Processing, Arduino, and MakerBot**. O'Reilly Media, 2012.
- BRASILEIRO, A. C. A. L. **Influência do biofeedback no treino de marcha de sujeitos hemiparéticos: ensaio clínico randomizado**. 2011. 74 folhas. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia), Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2011.
- EDGINTON, K. A.; GÜLER, H. C.; OBER, J. J.; BERME, N. **Instrumented Treadmills: Reducing the need for gait labs**. CMBES Proceedings, v. 30, 2007.
- FERREIRA, R. S. et al. Tecnologia assistiva e suas relações com a qualidade de vida. **Revista Terapia Ocupacional Universidade de São Paulo**, v. 28, n. 1, p. 54-62, 2017.
- FLORES, F.; ANDRADE, S.; FERREIRA, A. B.; CANÁRIO, J. P. S.; NETO, L. S. R. **Uma ferramenta opensource de motion capture utilizando marcações**, 2008.
- FREEDMAN, B.; SHPUNT, A.; MACHLINE, M.; ARIELI, Y. **Depth mapping using projected patterns**. Google Patents, 2012.
- GONÇALVES, A. C. B. F.; SIQUEIRA, A. A. G. **Estado da arte em reabilitação robótica de membros inferiores de pessoas com AVE**. Ensaio e ciências: ciências biológicas, agrárias e saúde, Anhanguera Educacional Ltda., 2013.
- KHOSHELHAM, K.; ELBERINK, S. O. **Accuracy and resolution of Kinect depth data for indoor mapping applications**. Sensors, v. 12, n. 2, p. 1437-1454, 2012.
- LIU, T.; INOUE Y.; SHIBATA, K.; SHIOJIMA, K. **A Mobile Force Plate and Three-Dimensional Motion Analysis System for Three-Dimensional Gait Assessment**. IEEE Sensor Journal, v. 12, 1461, 2012.
- MIZRAHI, J.; SUSAK, Z.; HELLER, L.; NAJENSON, T. Variation of time distance parameters of the stride as related to clinical gait improvement in hemiplegics. **Scandinavian Journal Rehabilitation Medical**, v. 14, p. 133-140, 1982.
- PINHEIRO, A. P.; SANTOS, S. S.; PEREIRA, A. A.; ANDRADE, A. O. Sistema óptico-eletrônico para reconstrução tridimensional do movimento humano e quantificação de sua cinemática articular. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 14, n. 27, 2013.

- RILEY, P. O.; DICHARRY, J.; FRANZ, J.; CROCE, U. D.; WILDER, R. P.; KERRIGAN D. C. **A Kinematics and Kinetic Comparison of Over ground and Treadmill Running.** Official Journal of the American College of Sports Medicine, p. 1093 -1100, 2013.
- RODOWANSKI, I. J. **Plataforma de força instrumentada: uma ferramenta aplicada a estudos de posturologia.** Salvador, 2011.
- SABATINI, A. M. **Quaternion-based extended Kalman filter for determining orientation by inertial and magnetic sensing.** IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 53, p. 1346-1356, 2006.
- SILVA, C. B. **Criação de um sistema ótico de captura de movimento 3D em tempo real,** 2009.
- SULINO, R. M. **Avaliação automatizada de uma habilidade motora fundamental com Kinect.** 2014.
- TOSO, M. A.; GOMES, H. M. **Utilização de uma plataforma de forças para avaliação de parâmetros cinéticos e cinemáticos da caminhada humana.** Congresso Nacional de Engenharia Mecânica (CONEM). Fortaleza, 2016.
- WATT, J. R.; FRANZ, J. R.; JACKSON, K.; DICHARRY, J.; RILEY, P. O.; WILLEMS, P. A.; GOSSEYE, T. P. **Does an instrumented treadmill correctly measure the ground reaction forces?** Biology Open 2, 1421-1424, 2013.
- ZOHAR, et al. **Method for real time interactive visualization of muscle forces and joint torques in the human body.** US 7, 931, 604 B2. Estados Unidos, 2011. Google Patents.