

DISPOSITIVO PARALELO PARA REABILITAÇÃO DA MARCHA HUMANA COM ATUADORES LINEARES

Paulo Fernandes Dechichi, Faculdade de Engenharia Mecânica/UFU, paulo_fernands@yahoo.com.br

João Carlos Mendes Carvalho, Faculdade de Engenharia Mecânica/UFU, jcmendes@ufu.br

Rogério Sales Gonçalves, Faculdade de Engenharia Mecânica/UFU, rsgoncalves@ufu.br

Resumo. O objetivo deste trabalho é apresentar o estudo de um dispositivo com atuadores lineares paralelos, para auxiliar os profissionais da saúde na reabilitação da marcha humana. Será apresentado um breve resumo das principais estruturas robóticas existentes para a reabilitação da marcha humana, tão como as principais características da passada humana normal. Para o estudo do dispositivo, foi realizada a modelagem geométrica, sendo considerado o movimento da plataforma igual à passada humana de uma pessoa de estatura média brasileira. Assim, foi analisada a configuração de singularidades e a modelagem estática, verificando a viabilidade do dispositivo. Deste modo, foi desenvolvido um protótipo com boneco antropométrico em escala para verificar a sua funcionalidade cinemática. Finalmente, foi realizada a comparação dos resultados numéricos com os testes do protótipo em escala, verificando que o mecanismo com atuadores lineares paralelos pode ser viável para reabilitação da marcha humana.

Palavras chave: Reabilitação. Marcha humana. Robótica. Estrutura paralela plana.

1. INTRODUÇÃO

O trabalho dos profissionais da saúde durante as sessões de reabilitação de pacientes vítimas de lesões, oriundas de acidentes, queda, Acidente Vascular Encefálico (AVE) ou qualquer outro fator que comprometa a movimentação dos membros inferiores, é uma tarefa que demanda, geralmente, muito esforço físico para a realização da atividade e muitas vezes a necessidade de vários ajudantes para ser possível a simulação de uma caminhada, tornando uma tarefa muito complexa e cansativa (Behrman e Harkema, 2000).

Hidler (2008) fez uma revisão de dispositivos robóticos que utilizam tecnologia na reabilitação de pacientes com algum tipo de limitação de movimento e afirma que a utilização destes sistemas possui como vantagens uma maior segurança para o paciente e fisioterapeuta, a intensidade dos exercícios, longas durações e controle mais preciso. Porém estas estruturas apresentam como principais desvantagens o custo elevado, manutenção periodicamente e o dispositivo não possui a sensibilidade do fisioterapeuta.

Diversas estruturas robóticas para automatizar o trabalho dos profissionais de saúde na reabilitação da marcha humana estão em desenvolvimento e estas podem ser divididas em quatro grandes grupos: equipamentos que utilizam esteiras, robôs plataformas acoplados aos pés (*foot plate robots*), dispositivos com base móvel e dispositivos com base estacionária (Díaz *et al.*, 2011).

Dentre os dispositivos que utilizam esteiras, os principais são: o Lokomat®, que apresenta uma estrutura com exoesqueletos onde dois aparelhos ligados à perna permitem o paciente realizar a passada com o auxílio da esteira, com um suporte do peso corporal; MIT-Skywalker, inspirado em mecanismos passivos da caminhada com a utilização de esteiras basculantes, explorando a gravidade para assistir durante a fase de propulsão (Susko, 2015).

Para os mecanismos com robôs plataforma acoplados aos pés o principal é o G-EO system, que possui duas estruturas seriais que movimentam o elemento terminal para desenvolver o movimento desejado, simulando a marcha humana, subir e descer escadas, dentre outras (Reha Technology AG, Olten, Suíça). Outro dispositivo nesta classificação é o *Gait Trainer*, que se baseia em um sistema de manivela e engrenagens que gera o movimento de balanço e apoio na plataforma.

Já nos dispositivos com base móvel tem-se o Andago®, que permite a movimentação do paciente no chão com o auxílio de um sistema de suspensão do peso corporal, com o objetivo de simular a marcha humana de forma mais natural. Os dispositivos robóticos com base estacionária e exoesqueletos possibilitam a movimentação de articulações individuais ou conjunto de articulações do membro inferior visando à reabilitação, dentre os principais tem-se o Anklebot, utilizado para reabilitação do tornozelo.

2. CINESIOLOGIA E ANTROPOMETRIA DO MEMBRO INFERIOR

Neste artigo os termos utilizados serão os usuais no estudo do corpo humano, sendo as medidas antropométricas do membro inferior baseadas no trabalho de Iida (2005), que apresentou uma relação para obter 21 segmentos do corpo humano em pé, a partir da altura de uma pessoa. Sendo que para o membro inferior, dada a altura de uma pessoa como H , têm-se as relações apresentadas na Tab. (1). Tais comprimentos serão utilizados neste trabalho para as simulações computacionais da marcha humana. Considerando a altura média da população masculina brasileira 1,73m (IBGE, 2010), os comprimentos de cada membro que serão utilizados neste trabalho estão apresentados na Tab. (1).

Tabela 1. Relação entre o comprimento dos segmentos do membro inferior com a altura e os comprimentos para uma pessoa com altura média no Brasil.

Segmento	Comprimento em função de H	Comprimento média brasileira (m)
Coxa	0,245H	0,424
Perna	0,246H	0,426
Altura do tornozelo	0,039H	0,067
Pé	0,1552H	0,268

2.1. Marcha humana

O processo da marcha humana é caracterizado por uma sequência de múltiplos eventos rápidos e complexos, para mover o corpo para frente. No decorrer do deslocamento para frente, um membro serve como fonte móvel de apoio, enquanto o outro membro se locomove para a nova posição, invertendo seus papéis em seguida, obtendo assim o ciclo de marcha (Perry, 1992).

O período de apoio ocorre quando o pé está em contato com a superfície, tendo início com o primeiro contato do pé com a superfície, até o último momento em que ele mantém o contato. No intervalo onde o pé se encontra no ar, para o avanço do membro, até o calcanhar tocar a superfície, ocorre à fase do balanço, para então dar início a um novo ciclo da marcha. Estas fases, para os bípedes, podem ser observadas na Fig. (1).

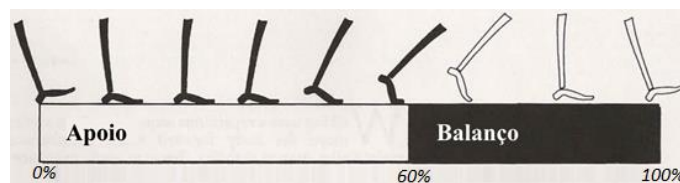


Figura 1. Representação das fases de apoio e balanço do ciclo da marcha (PERRY, 1992 - Adaptado).

Durante a execução da marcha pode-se observar a existência do passo e da passada. O passo representa o início de um evento por um membro até o início deste mesmo evento com o outro membro. A passada se refere a um ciclo por completo, equivale ao intervalo entre dois contatos iniciais sequenciais entre o membro e o solo, assim existem dois passos a cada passada.

A análise da marcha de uma pessoa por meio das fases identifica a importância funcional dos diferentes movimentos que ocorrem nas articulações individuais. Assim, a marcha só pode ser obtida através dos deslocamentos angulares dos vários segmentos do corpo humano em torno dos eixos localizados nas articulações. Então, a compreensão das variações angulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo são necessárias para entender o ciclo da marcha humana.

Para descrever o movimento do corpo e analisar a marcha humana, os segmentos corporais são considerados como corpos rígidos. Na maioria das vezes apenas os movimentos dos segmentos inferiores são considerados na análise da marcha humana, uma vez que, funcionalmente, os membros inferiores são os responsáveis pelo deslocamento do corpo, sendo considerado o sistema locomotor, enquanto os membros superiores são considerados passageiros (Perry, 1992).

Para a modelagem da marcha humana, inicialmente foi considerado o membro inferior de uma pessoa, de maneira simplificada, como um dispositivo robótico serial com 3 articulações de rotação com uma variação angular pré-estabelecida. Deste modo, o movimento da marcha humana fica restrito ao plano sagital, considerando somente os movimentos de flexão e extensão das articulações.

Foi obtida a variação angular das articulações do membro inferior de vários estudos (Perry, 1992; Vaughan et al. 1999; Whittle, 2008). Assim, através da variação de cada estudo conforme a porcentagem do ciclo da marcha humana, foi calculada a média da variação para cada articulação, obtendo o comportamento da variação angular média, conforme apresentado na Fig. (2).

Como a variação angular está em função da porcentagem do ciclo da passada, para o estudo das velocidades do pé durante a passada deve-se saber o tempo que este ciclo é realizado. Assim, foi considerada a média do tempo de ciclo de um homem normal, com idade entre 18 e 49 anos, conforme apresentado por Whittle (2008), de 1,32 segundos. Deste modo obtém-se as velocidades do centro do pé nestas condições, na direção horizontal, Fig. (3a), e vertical, Fig. (3b), no plano sagital.

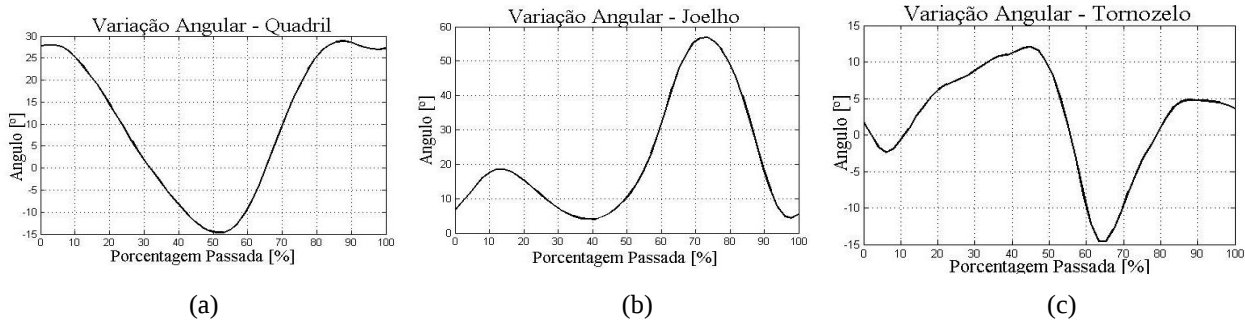


Figura 2. Representação das variações das angulações utilizadas na modelagem. Variação angular do (a) Quadril; (b) Joelho e (c) Tornozelo.

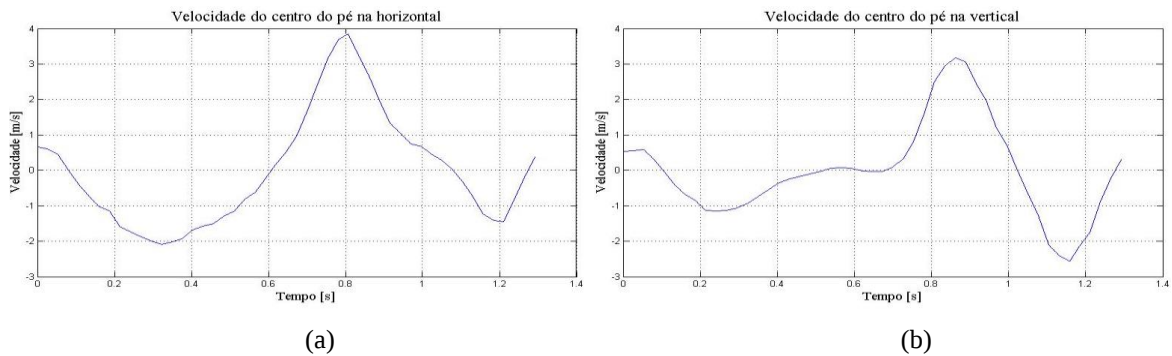


Figura 3. Velocidade linear do centro do pé. (a) na direção horizontal; (b) na direção vertical.

3. DISPOSITIVO MODIFICADO PARALELO COM ATUADORES LINEARES PARA REABILITAÇÃO DA MARCHA HUMANA

A estrutura paralela que será apresentada neste artigo foi adaptada da desenvolvida por Harada e Nagase (2009) e se baseia no controle de uma plataforma com múltiplos atuadores lineares, denominados *Multi Drive Linear Motors (MDLMs)*. A configuração do mecanismo com articulações paralelas, denominado *Parallel Link Mechanisms (PLMs)*, Fig. (4), possui 3 graus de liberdade, com a utilização de 4 atuadores, sendo assim um mecanismo redundante. Esta redundância não é somente para solucionar posições de singularidade, mas também para auxiliar na calibração e na modelagem direta (Harada e Nagase, 2009). Desta forma, esta estrutura permite os movimentos necessários para a reprodução da marcha humana.

A Figura (4a) apresenta os parâmetros para o estudo do modelo cinemático do dispositivo, que possui um referencial inercial fixo no ponto O_0 (X_0 , Y_0) e um referencial móvel fixo no centro da plataforma (X_1 , Y_1). O movimento da plataforma, definido pelo vetor p e orientação θ , é realizado pela variação dos atuadores pelas guias horizontais, sendo r_i a representação de seus vetores, mantendo constante a sua altura, que estão conectados à plataforma por barras rígidas de comprimento l_i , orientada pelo vetor unitário e_i , sendo $i = 1, 2, 3$ e 4. Para a análise vetorial foram obtidas as posições da articulação de conexão entre a plataforma e as barras, definida pelo vetor L_i . A diferença entre as alturas das guias é representada por h , enquanto que o comprimento da metade da plataforma é b . A angulação de cada barra (φ_i) depende da orientação e posição da plataforma e será calculada posteriormente.

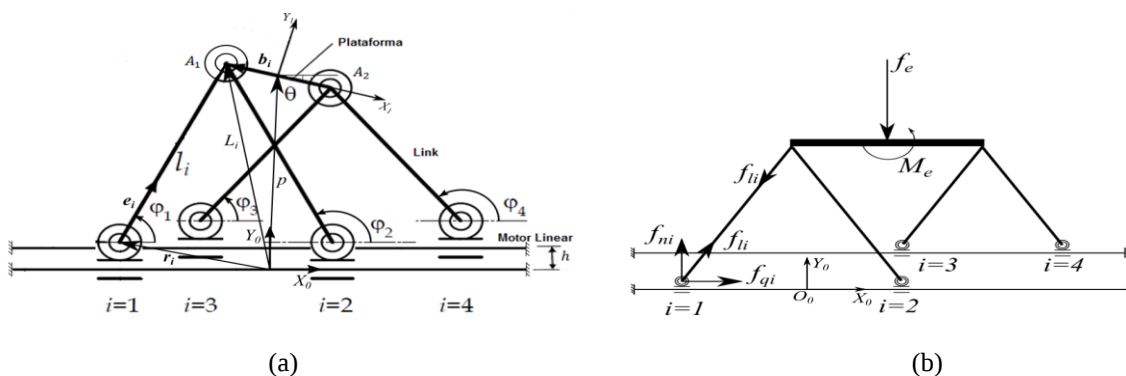


Figura 4. (a) Modelo cinemático do mecanismo adaptado. (b) Representação das forças internas e externas do dispositivo (adaptado de Harada e Nagase, 2009).

A plataforma móvel deve ser acoplada ao pé do paciente de modo a desenvolver o movimento da marcha humana para permitir sua reabilitação. Deste modo, é necessário verificar as angulações máximas necessárias para não haver a interferência entre as partes do mecanismo.

Considerando que já se conhece o movimento que será realizado pela plataforma, o qual será a simulação da marcha humana, é necessário o estudo da Modelagem Geométrica Inversa (MGI). Harada e Nagase (2009) apresentam este estudo realizando uma análise vetorial. Porém, para o dispositivo ser utilizado para a reabilitação da marcha humana é necessário que a largura do dispositivo seja a menor possível, pois cada plataforma realizará o movimento dos pés separadamente, sendo, os dispositivos, posicionados um ao lado do outro. Assim, os eixos são posicionados em níveis diferentes, Fig. 4(a), possibilitando maior aproximação entre as guias.

Deste modo, a partir da Fig. 4(a), pode-se fazer a seguinte análise vetorial:

$$\mathbf{p} + {}^0R_1\mathbf{b}_i = \mathbf{L}_i = \mathbf{r}_i + l_i\mathbf{e}_i \quad (i=1,2,3,4) \quad (1)$$

$$\mathbf{p} = [x, y]^T \quad (2)$$

$${}^1\mathbf{b}_1 = {}^1\mathbf{b}_2 = [-b, 0]^T, {}^1\mathbf{b}_3 = {}^1\mathbf{b}_4 = [b, 0]^T \quad (3)$$

$${}^0R_1 = \begin{bmatrix} c\theta & -s\theta \\ s\theta & c\theta \end{bmatrix} \quad (4)$$

Solucionando as equações para r_i obtém-se:

$$\mathbf{r}_i = \begin{pmatrix} L_{xi} \pm \sqrt{l_i^2 - (L_{yi} - h_i)^2} \\ h_i \end{pmatrix} \quad (i=1,2,3,4) \quad (5)$$

O sinal de mais ou menos obtido na equação se refere aos atuadores posicionados à esquerda e à direita, sendo assim para os atuadores 1 e 3 considera o sinal negativo e para os atuadores 2 e 4 o sinal positivo.

Considerando como parâmetros conhecidos a orientação e posição da plataforma, conforme a marcha humana, é possível obter as variações dos atuadores. Deste modo pode-se obter a orientação das barras, conforme o vetor unitário:

$$\mathbf{e}_i = \begin{pmatrix} e_{xi} \\ e_{yi} \end{pmatrix} = \frac{(L_i - q_i)}{l_i} \quad (i=1,2,3,4) \quad (6)$$

Harada e Nagase (2009) apresentam também o estudo da singularidade do mecanismo utilizando o método da manipulabilidade do dispositivo (Yoshikawa, 1985), que é utilizado em mecanismos com redundância, ou seja, que possui um número de atuadores maior que os de graus de liberdade. Para este método, encontram-se os Jacobianos direto e inverso da estrutura aplicando a derivada da Eq. (1):

$$\begin{bmatrix} e_{x1} & e_{y1} & \mathbf{e}_1^T(A^0R_1\mathbf{b}_1) \\ e_{x2} & e_{y2} & \mathbf{e}_2^T(A^0R_1\mathbf{b}_2) \\ e_{x3} & e_{y3} & \mathbf{e}_3^T(A^0R_1\mathbf{b}_3) \\ e_{x4} & e_{y4} & \mathbf{e}_4^T(A^0R_1\mathbf{b}_4) \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\theta} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{e}_1^T a_1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \mathbf{e}_2^T a_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \mathbf{e}_3^T a_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mathbf{e}_4^T a_4 \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} \dot{r}_1 \\ \dot{r}_2 \\ \dot{r}_3 \\ \dot{r}_4 \end{Bmatrix} \quad (7)$$

$$A = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$\mathbf{a}_i = \begin{pmatrix} 1 \\ h_i \end{pmatrix} \quad (i=1,2,3,4) \quad (9)$$

Assim, com a matriz Jacobiana direta e inversa do dispositivo, obtém-se:

$$\dot{\mathbf{q}} = J_q^{-1} J_x \dot{\mathbf{x}} = J_{qx} \dot{\mathbf{x}} \quad (10)$$

Para o método da manipulabilidade utiliza-se a matriz Jacobiana J_{qx} conforme a Eq. (11) (Yoshikawa, 1985):

$$w = \sqrt{\det(J_{qx}^T J_{qx})} \quad (11)$$

Para valores de manipulabilidade próximos à zero a estrutura apresenta uma configuração de singularidade (Yoshikawa, 1985). Harada e Nagase (2009) apresentam o estudo do dispositivo com três atuadores lineares paralelos, o qual apresenta singularidade nas posições de alinhamento das barras com a plataforma, assim, foi apresentado um modelo com atuador redundante. Após a seleção das dimensões do dispositivo, foram calculados os índices de manipulabilidade, durante o movimento da marcha humana, verificando a viabilidade para o dispositivo desenvolver o movimento desejado sem passar por pontos de singularidade.

Considerando o movimento de reabilitação com baixas variações de velocidade é necessário desenvolver a modelagem estática do dispositivo. Para obter a relação entre elas, utiliza-se o princípio do trabalho virtual, com a relação:

$$\mathbf{f}_q = (\mathbf{J}_{qx}^T)^{-1} \mathbf{f}_e \quad (12)$$

sendo $\mathbf{f}_e$ e $\mathbf{f}_q$ os vetores das forças externas atuadas na plataforma e as forças nos atuadores, respectivamente.

Para solucionar esta equação é preciso obter a pseudo-inversa da matriz Jacobiana não quadrada da Eq. (12), conforme a seguir:

$$\mathbf{f}_q = (\mathbf{J}_{qx}^T)^+ \mathbf{f}_e \quad (13)$$

A Equação (13) não considera as forças internas geradas no elemento terminal, que são orientadas na mesma direção da plataforma. A Figura (4b) apresenta a força e momento atuando no elemento terminal e as forças dos atuadores, sendo $\mathbf{f}_H$ a força que ocorre na haste; $\mathbf{f}_{Ht}$ e $\mathbf{f}_{qt}$ as forças nos atuadores.

O foco do dispositivo em questão são as forças dos atuadores ($\mathbf{f}_{qt}$). Assim, através destas é possível obter as forças dos motores para realizar o movimento, desprezando as forças internas atuando na plataforma. Foi considerada como força externa atuando na plataforma ($\mathbf{f}_e$), sempre na direção perpendicular à mesma, considerando o peso total do paciente, supondo uma situação crítica, devido à fase de apoio que o peso é suportado somente por um pé, e gerando um momento a uma distância de 0,1 m do centro da plataforma, devido à acomodação do pé na plataforma.

4. PROTÓTIPO EM ESCALA E PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

O protótipo em escala foi construído utilizando peças do kit Lego Mindstorms NXT®, materiais e ferramentas que estão disponíveis no Laboratório de Automação e Robótica (LAR) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU). Para o dimensionamento do protótipo, foi utilizada a escala considerando as dimensões de um manequim antropométrico também em escala. Sendo a altura do manequim de 300mm, foi utilizada uma escala de 1:6 para a construção do protótipo, Fig. 5(a).

Após verificar a movimentação do dispositivo para uma perna foi realizada a duplicação deste colocando um ao lado do outro, para as plataformas realizarem o movimento de cada pé independentemente, Fig. 5(b). Para movimentar cada atuador, de forma independente, foi desenvolvido um sistema com cabos de nylon, juntamente com servomotores do kit da Lego. Deste modo, foram utilizados os controladores do kit Lego Mindstorms NXT para controlar os servomotores. A Figura (5) mostra o protótipo em escala.

Os resultados experimentais, obtidos por filmagem, para uma passada foram obtidos e comparados com o modelo numérico. Assim, as imagens foram processadas em MatLab® para obter as variações angulares de cada articulação do membro inferior do boneco, através do uso de marcadores. Na Figura (6), são apresentadas as comparações dos dados experimentais e computacionais das articulações, durante uma passada com ciclo de 7 segundos, a diferença obtida entre os valores ocorreu devido às folgas existentes nas conexões das peças da lego, rigidez das articulações do boneco, elasticidade dos cabos e manter a posição fixa do quadril. Os vídeos dos testes experimentais podem ser acessados em: (<https://www.youtube.com/watch?v=f0ddWpztuGU&feature=youtu.be>).



Figura 5. (a) Apresentação do protótipo em escala – Vista lateral. (b) Vista tridimensional.

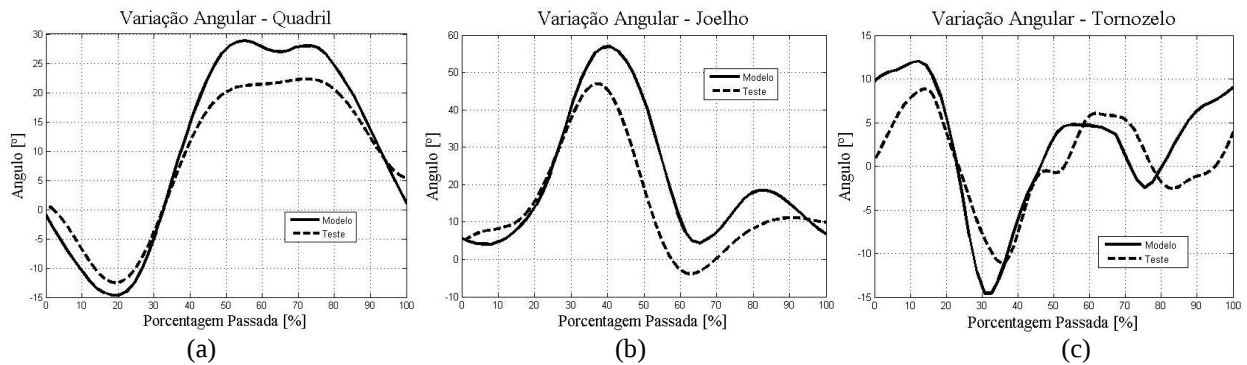


Figura 6. Comparação entre as variações angulares das articulações do membro inferior do modelo (linha contínua) e do teste (linha tracejada). (a) Quadril; (b) Joelho; (c) Tornozelo.

5. CONCLUSÕES

Através das análises matemáticas foi verificado que o dispositivo modificado proposto poderia replicar a marcha humana. Para isso foi apresentada a modelagem geométrica, análise das singularidades e modelagem estática.

Para testar fisicamente a viabilidade do mecanismo modificado proposto foi desenvolvido um protótipo em escala para serem realizados testes em um boneco antropométrico também em escala. O modelo foi construído com peças do kit Lego Mindstorms® e outros materiais. Assim, foi realizada uma análise entre as variações angulares das articulações do modelo e do boneco durante testes experimentais, verificando um comportamento muito semelhante. Também foram apresentados vídeos validando a funcionalidade cinemática do dispositivo, com o boneco desenvolvendo as angulações conforme a marcha humana.

6. REFERENCIAS

- BEHRMAN, A. L.; HARKEMA, S. J. **Locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies**. Physical therapy, v. 80, n. 7, p. 688–700, 2000.
- DÍAZ, I.; GIL, J. J.; SÁNCHEZ, E. **Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges**. Journal of Robotics, v. 2011, p. 1–11, 2011.
- HARADA, T.; NAGASE, M. **Configurations and mathematical models of parallel link mechanisms using multi drive linear motors**. Intelligent Robots and Systems, 2009. IROS 2009. IEEE/RSJ International Conference on. Anais...IEEE, 2009Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/5354422/>>. Acesso em: 8 jun. 2017
- HIDLER, J. **Automating activity-based interventions: The role of robotics**. The Journal of Rehabilitation Research and Development, v. 45, n. 2, p. 337–344, 1 dez. 2008.
- IIDA, I., **Ergonomia Projeto e Produção**, 2ª Edição Revista e Ampliada, Editora Edgard Blücher, 2005.
- PERRY, J. **Gait analysis: normal and pathological function**. Thorofare, NJ: SLACK, 1992.
- SUSKO T. G., **MIT Skywalker: a novel robot for gait rehabilitation of stroke and cerebral palsy patients**, Thesis, Massachusetts Institute of Technology, 2015.
- VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O'CONNOR, J. C. **Dynamics of human gait**. Howard Place: Kiboho Publishers, 1999.
- WHITTLE, M. W. **Gait analysis: an introduction**. 4th ed., reprinted ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, Elsevier, 2008.
- YOSHIKAWA, T. **Manipulability of robotic mechanisms**. The international journal of Robotics Research, v. 4, n. 2, p. 3–9, 1985.

7. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a UFU, FAPEMIG, CNPQ e CAPES pelo apoio financeiro parcial para realização deste trabalho.

8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.