

ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA DE UM INDIVÍDUO AMPUTADO TRANSTIBIAL UNILATERAL PARA O DESENVOLVIMENTO DE UM PÉ PROTÉTICO

Renata de Souza Nascimento, EEIMVR, renata.izabella@gmail.com

Caroline Cristine Duarte da Silva, EEIMVR, carol.c.duarte@hotmail.com

Jayme Pereira de Gouvêa, EEIMVR, jpg@metal.eeimvr.uff.br

Resumo. *O presente trabalho descreve uma metodologia para analisar os dados obtidos na cinemetria da marcha de um indivíduo amputado transtibial unilateral para a identificação das características do movimento em um terreno plano. São determinadas forças de reação do solo, além de identificar os períodos, fases e percentuais do ciclo da marcha, oferecendo informações necessárias para um novo modelo de pé protético pela Linha de Pesquisa do Laboratório de Biomecânica da Escola de Engenharia Metalúrgica da Universidade Federal Fluminense de Volta Redonda.*

Palavras chave: *Cinemetria. Amputado. Ciclo da marcha. Pé protético.*

1. INTRODUÇÃO

A análise cinemática da marcha humana consiste em uma importante medida quantitativa de mobilidade. Caminhar é um movimento natural e um dos mais comuns do ser humano, utilizado como meio de deslocamento seguro e eficaz entre um lugar e outro. Sua versatilidade funcional permite uma acomodação do corpo com relação à mudança de superfícies, degraus e obstáculos. A marcha no plano já está bem caracterizada e apresenta parâmetros confiáveis para comparação com outras condições, como subir e descer escadas e rampa (Perry, 2005). A interpretação da marcha de um indivíduo amputado possibilita a identificação da biomecânica do movimento em uma condição diferente do padrão observado em pessoas que apresentam os membros inferiores íntegros. Este estudo apresenta-se como parte de um projeto para o desenvolvimento de um pé protético que se assemelha as características deste segmento corporal, em relação à estabilidade e funcionalidade. O desenvolvimento de uma metodologia para captação e análise dos dados da cinemetria da marcha faz-se necessária para a criação do dispositivo, definição dos elementos funcionais e de suas propriedades mecânicas. Busca-se promover melhor adaptação, favorecendo a reabilitação da função comprometida pela perda do membro e reduzindo a possibilidade de disfunções músculo-esqueléticas relacionadas ao processo de protetização do amputado.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O ciclo de marcha é um padrão repetitivo, em que é possível reconhecer duas grandes fases: período de apoio e balanço. O período de apoio ocupa 60% do ciclo de marcha (50% em apoio só numa perna e 10% em duplo apoio), enquanto o período de balanço ocupa apenas 40% do mesmo (Perry, 2005). Na fase de apoio, o peso corporal atua sobre o pé de suporte, que gera forças verticais, horizontais e rotatórias de reação do solo (Muniz, 2008). A análise do padrão de marcha de uma pessoa por meio de fases identifica mais diretamente a importância funcional dos diferentes movimentos que ocorrem nas articulações individuais. A combinação sequencial das fases também possibilita ao membro realizar as três tarefas básicas. São elas: aceitação de peso, que inicia o período de apoio e utiliza as duas primeiras fases da marcha (contato inicial e resposta à carga). O apoio simples do membro dá continuidade ao apoio com as próximas duas fases da marcha (apoio médio e apoio terminal). O avanço do membro começa na fase final do apoio (pré-balanço) e então continua através das três fases do balanço (balanço inicial, médio e terminal). Considera-se passada um intervalo de tempo entre a ocorrência de um determinado evento de um membro inferior até a sua repetição. Por convenção, o evento selecionado para delimitar o início de um ciclo da marcha é o primeiro contato do calcanhar com o solo (Perry, 2005). Se selecionado o pé direito, o ciclo irá prosseguir até o próximo contato do calcanhar direito no solo.

Durante a marcha pode-se afirmar que a superfície de apoio devolve uma força de igual magnitude, mesma direção e sentido oposto à força que o corpo exerce na superfície, denominada de força de reação do solo (FRS) obedecendo às Leis de Newton. A componente vertical é a que mais se destaca, explicado pelo fato de como a massa corporal é constante, a força aplicada ao solo é dependente da aceleração do corpo em relação à superfície (Headon e Curwen, 2001), sendo uma das principais causas da sobrecarga no aparelho locomotor (Amadio, 1996).

As técnicas mais utilizadas pela biomecânica com o objetivo de analisar, caracterizar e melhor entender o movimento humano são: cinemetria, antropometria, eletroneuromiografia (EMG) e dinamometria (Perry, 2005). Neste estudo são utilizadas a antropometria e a cinemetria.

As próteses foram criadas para substituir a função de membros perdidos e possibilitar o retorno do indivíduo à sociedade e a uma vida produtiva. Há evidências de uso de próteses desde antes do século 15 a.C, porém um aprimoramento tecnológico mais evidente se deu a partir de 1945, quando vários soldados amputados na Segunda Guerra Mundial começaram a exigir próteses mais modernas (Laferrier e Gailey, 2010).

Em trabalho recente, Pereira (2014) propõe um modelo matemático que discretiza o tempo da passada em frames, sendo que em cada frame é realizado o cálculo do CM corporal. O modelo proposto consiste em dividir o corpo em segmentos corporais, respeitando a medida antropométrica do modelo proposto por Winter (1990), onde o comprimento de cada segmento corporal é expresso em porcentagem da altura total do corpo (H), enquanto a massa de cada segmento também é resultado da fração da massa corporal total (M). Ainda é possível identificar o centro de massa (CM) de cada segmento corporal utilizado neste estudo, possibilitando a localização do CM corporal do indivíduo.

3. METODOLOGIA

Para a aquisição dos dados cinemáticos do movimento foi realizada a cinemetria bidimensional da marcha horizontal em plano sagital de um indivíduo amputado (voluntário da pesquisa, após assinatura de termo de consentimento livre esclarecido). O voluntário deste estudo é do sexo feminino, 54 anos de idade, com peso de 63 Kg e altura de 1,62 metros, protetizada após amputação transtibial direita, por doença vascular, submetida a programa de reabilitação e que deambula sem dispositivo auxiliar. Para localizar os pontos anatômicos que delimitam cada um dos segmentos do modelo foram utilizados marcadores passivos (esferas de isopor de 15 mm de diâmetro). Os movimentos do indivíduo durante a execução da marcha foram captados por uma câmera de vídeo do celular da marca Samsung, modelo J7 (13 mpx, full HD e 30 fps), posicionada paralelamente ao voluntário a uma distância de 2,5m e a 1m de altura do solo, de forma a adquirir imagem no plano sagital. O procedimento foi realizado no Laboratório de Biomecânica da Escola de Engenharia Metalúrgica da Universidade Federal Fluminense de Volta Redonda.

O arquivo de vídeo foi analisado em software Kinovea 0.8.25 (programa de domínio público), onde foram obtidas as coordenadas dos marcadores articulares em cada instante da passada avaliada (constituída por 44 frames).

No presente estudo a análise da marcha foi realizada segundo o plano sagital, considerando um modelo bidimensional composto por 14 regiões: cabeça, tronco, braço direito, braço esquerdo, antebraço direito, antebraço esquerdo, mão direita, mão esquerda, coxa direita, coxa esquerda, perna direita, perna esquerda, pé direito e pé esquerdo. É realizado um cálculo estático para a determinação das forças de reação do solo, através das equações de equilíbrio de corpos rígidos equilibrando o CM instante a instante. De acordo com a metodologia proposta por Pereira (2014), este estudo analisa o ciclo da marcha em equilíbrio, não se levando em consideração a ação das forças internas, impacto e atrito, através de um algoritmo desenvolvido pela linha de pesquisa. Os dados de peso e altura do indivíduo avaliado, bem como as coordenadas dos marcadores articulares e ângulos do tornozelo foram usados como entrada para gerar os gráficos através do programa Matlab.

4. RESULTADOS

Os resultados objetivam a obtenção do somatório das forças verticais de reação do solo, sendo que o modelo considera quatro pontos de apoio, identificado como calcanhar direito, calcanhar esquerdo, dedo direito (frente do pé direito) e dedo esquerdo (frente do pé esquerdo), sendo o somatório das forças equivalente ao peso corporal.

Na Figura (1) é ilustrado o gráfico de distribuição do peso nos quatro apoios de um indivíduo amputado, que apresenta uma prótese em substituição ao pé direito e o pé esquerdo íntegro. É utilizado um esquema de cores para representar cada uma das forças distribuídas entre estes pontos de apoio nos dois membros.

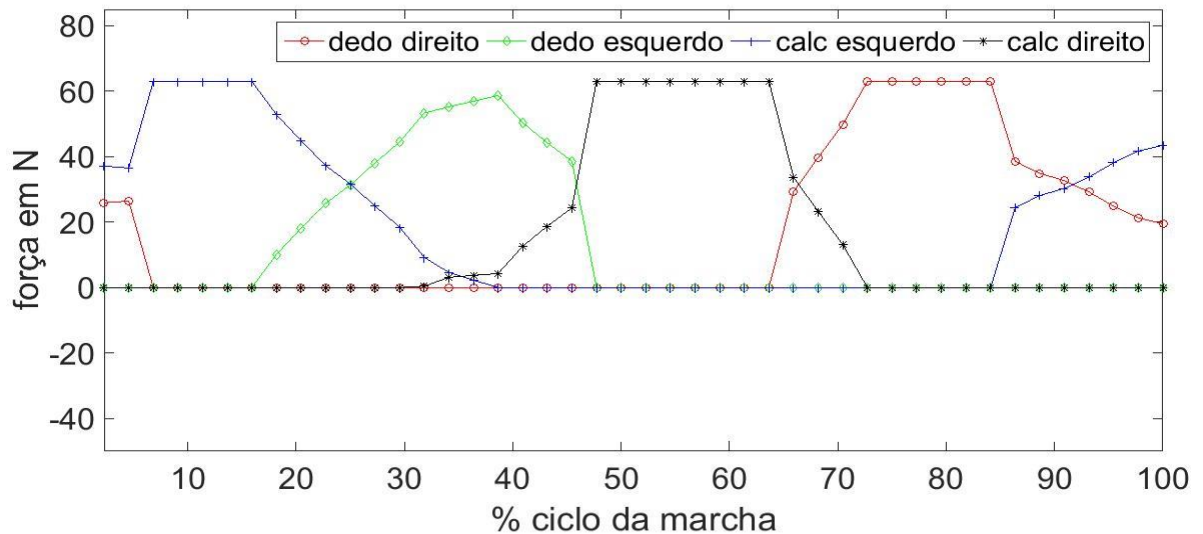


Figura 1. Distribuição das forças de reação vertical em % ciclo da marcha em plano horizontal

Na Figura (1) é possível identificar que o período de apoio em relação ao percentual do ciclo da marcha do pé protético é de 76%, superior em relação ao do pé íntegro que corresponde a 63%, demonstrando a diferença do comportamento do segmento íntegro e da prótese utilizada pelo voluntário, sendo que a literatura referencia que o período de apoio corresponde a 60% do ciclo da marcha humana normal (Perry, 2005).

Para identificação dos períodos, tarefas e fases durante o ciclo, são utilizados os ângulos obtidos pelos movimentos do tornozelo. Os movimentos do tornozelo são realizados em plano sagital, sendo estes a dorsiflexão (movimento que aproxima a face anterior do pé em direção à perna) e a plantiflexão (aproxima a face plantar do pé a face posterior da perna), que funcionam como articulação em dobradiça. A posição de referência para estes movimentos é aquela na qual a planta do pé está perpendicular ao eixo da perna (Kapandji, 2000).

Para esse processo os ângulos do tornozelo do pé íntegro e o da prótese são inseridos no algoritmo em ambiente Matlab. A Figura (2) e Figura (3) ilustram os gráficos gerados e correspondem aos ângulos do tornozelo em cada instante e identificam os períodos, tarefas e fases da marcha do indivíduo amputado, observando os percentuais dos períodos de apoio e de balanço durante o ciclo. A tarefa de aceitação de peso corresponde à fase I e II, sendo o contato inicial e resposta à carga respectivamente. A tarefa de apoio simples corresponde às fases III e IV, que são o apoio médio e terminal e a tarefa de avanço do membro refere-se ao pré- balanço (fase V) e ao balanço inicial, médio e terminal (fase VI). É possível observar divergências no comportamento do pé íntegro e do pé protético em relação às fases da marcha, mais evidente na fase de balanço, que corresponde a 24% do ciclo no pé protético e 37% no pé íntegro. Ainda é observado que na fase de balanço do pé protético quase não há variação da amplitude de movimento do tornozelo, que varia entre 100 e 119 graus, devido à restrição da mobilidade do dispositivo, bem como a falta de ação muscular no membro amputado, enquanto que no pé íntegro, ocorre maior variação da amplitude de movimento, que varia entre 88 e 117 graus.

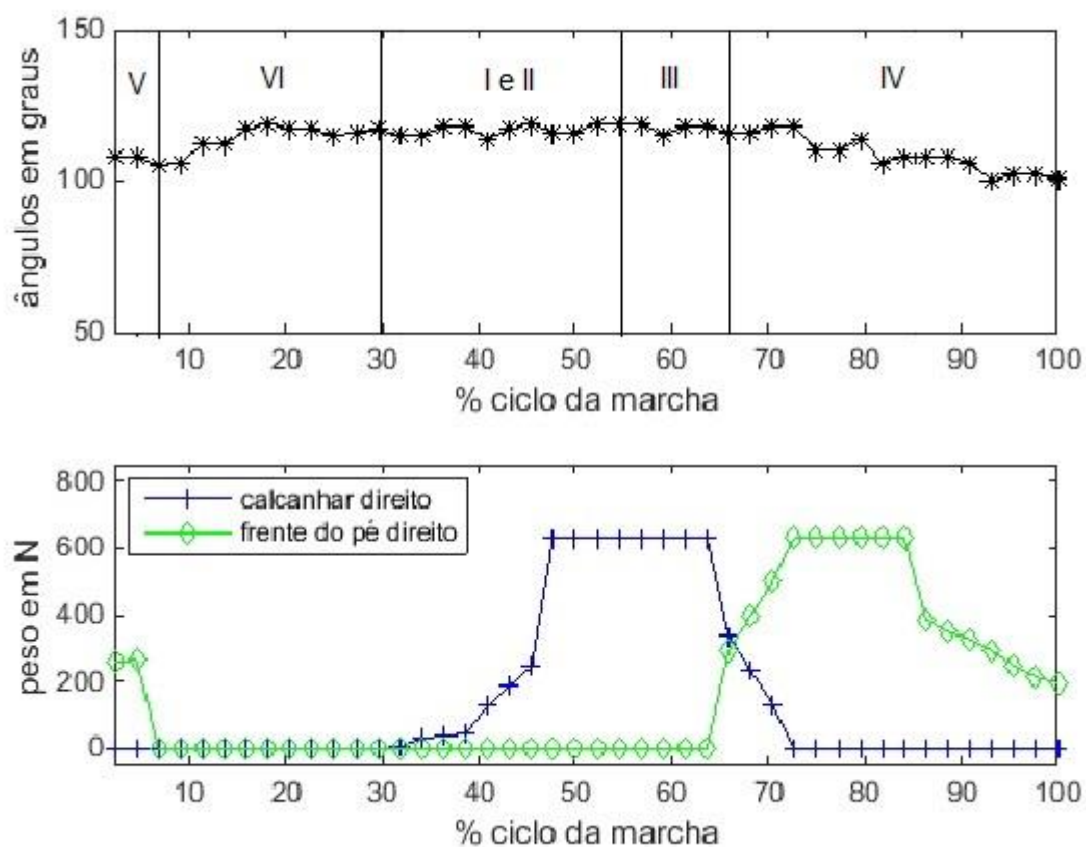


Figura 2. Identificação dos períodos, tarefas e fases da marcha no plano horizontal (comportamento do pé direito-protético).

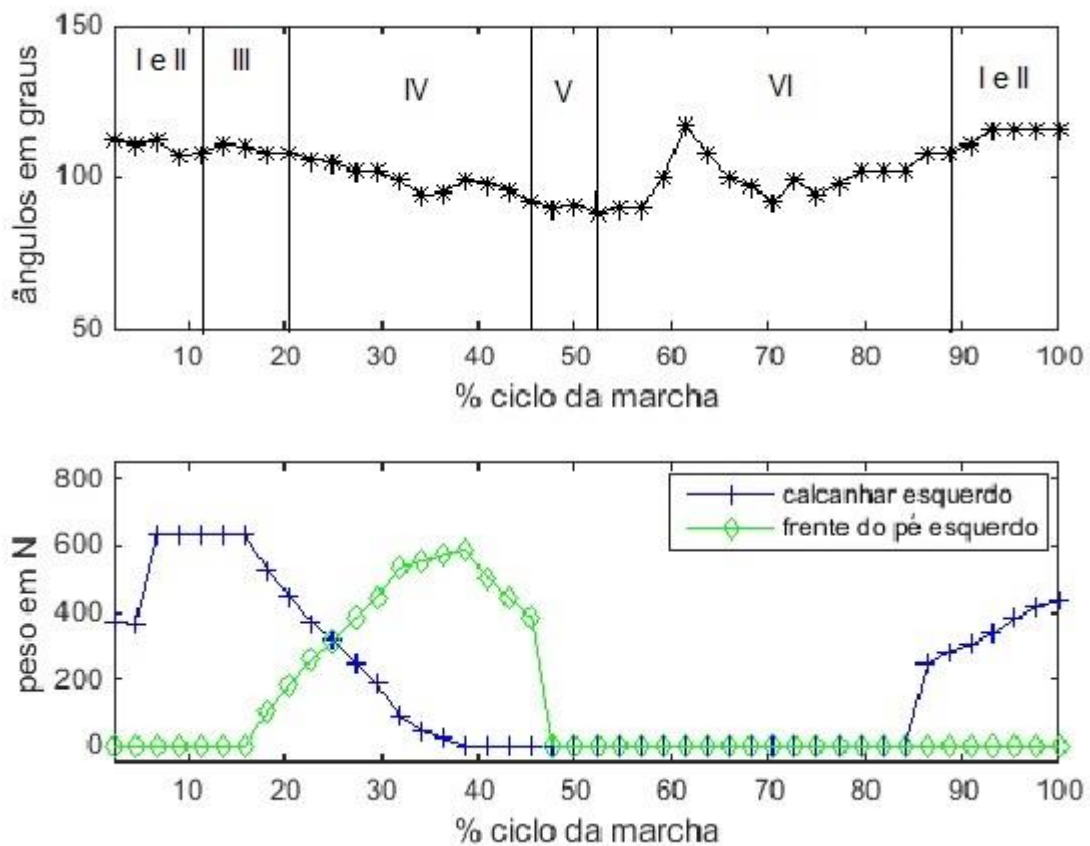


Figura 3. Identificação dos períodos, tarefas e fases da marcha no plano horizontal (comportamento do pé esquerdo-integro)

5. CONCLUSÃO

Muitos estudos relatam os efeitos de diferentes pés protéticos na marcha, contudo as propriedades das próteses raramente são descritas. A análise da marcha do indivíduo amputado possibilita avaliação quantitativa do movimento, que comparados com os dados referenciados na literatura fornecem informações necessárias para o entendimento da biomecânica da marcha e compreensão do funcionamento dos segmentos corporais e da prótese. Neste estudo foi possível aplicar a metodologia proposta, verificar como ocorre a distribuição das forças de reação do solo durante o ciclo, as amplitudes de movimento da articulação do tornozelo, bem como identificar os períodos, tarefas e fases da marcha. Nota-se que o percentual do período de apoio do membro protetizado durante a marcha é maior em comparação com o membro íntegro, sendo 76% e 63% respectivamente. Na fase de balanço do dimídio protetizado quase não é observada variação da amplitude de movimento articular, o que ocorre de forma diferente no pé íntegro. Diferenças nos percentuais de cada fase em relação ao percentual do ciclo da marcha comparando os dois membros também são observadas. Estas divergências de comportamento entre o pé íntegro e o protético durante a marcha estão relacionados à presença ou ausência de atividade muscular, à estrutura e os elementos funcionais do dispositivo utilizado, que corroboram para a funcionalidade e estabilidade da marcha dos usuários. Através da análise dos resultados obtidos neste estudo foi possível a caracterização da marcha de um indivíduo amputado transtibial unilateral, a diferenciação do comportamento do pé íntegro e do pé protético durante uma passada, elementos que servirão de parâmetro para a definição do dispositivo, suas propriedades mecânicas e os elementos funcionais.

6. REFERÊNCIAS

AMADIO, A.C; DUARTE, M; Fundamentos biomecânicos para análise do movimento humano. São Paulo: EEFUSP, 1996.

HEADON, R., CURWEN, R., "Recognizing movements from the ground reaction force". In: Proceedings of the workshop on Perceptive user interfaces. **ACM International Conference Proceeding Series**; p.1-8, Orlando, Florida, 2001.

KAPANDJI, Al. Fisiologia articular. v2. São Paulo: Manole, 2000

LAFERRIER, J. Z.; GAILEY, R. (2010); Advances in Lower-limb Prosthetic Technology. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, 21(1), 87-110.

MUNIZ, A.M.S. **Quantificação da marcha humana utilizando análise de componentes principais para avaliação de procedimentos terapêuticos**. 2008. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica)-COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2008.

PEREIRA, F. F. V. **Determinação do centro de massa corporal e das forças de reação do solo durante a marcha humana através das equações de equilíbrio**. 2014. Proposta de dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Programa de pós-graduação em Engenharia Mecânica, Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda, Volta Redonda, 2014.

PERRY, J. **Análise da marcha: marcha normal**. v.1. Barueri: Manole, 2005. cap. 1, p. 1-14

PERRY, J. **Análise de marcha: sistemas de análise de marcha**. v.3. Barueri: Manole, 2005. cap. 2, p. 5-26

WINTER, D.A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 2 ed. Ontario, Canada: University of Waterloo Press, 1990.

WINTER, D.A. **The Biomechanics in Motor Control of Human Gait: Normal, Eldery and Pathological Anthropometry**. Canadá: John Wiley & Sons, Inc., 1991. cap. 4, p. 82-83.

7. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem os apoios da PGMEC/UFF e Capes.

8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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