

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE MEDIÇÃO PARA O ESTUDO DA MARCHA HUMANA

Marcio Augusto Martin

Luiz Carlos de Queiroz

Geraldo José Pedran

Tamotsu Hirata

Universidade Estadual Paulista (UNESP), Brasil, 12500-000

E-mail: isabel_marcio@uol.com.br

Resumo

A avaliação do deslocamento do centro de gravidade (CG) do corpo humano durante a caminhada é um parâmetro fundamental para analisar o equilíbrio dinâmico de um paciente com problemas articulares, diabéticos ou com perna mecânica. Neste trabalho apresenta-se uma proposta de um sistema de medição da força de reação no solo associada à determinação do movimento do centro de massa do corpo humano durante a marcha. O método consiste da medição feita por um sistema de aquisição de dados de força de contato com o solo e da filmagem de um ponto fixado no corpo de um voluntário, que se movimenta sobre uma esteira elétrica. Um programa computacional foi desenvolvido para análise da filmagem do ponto luminoso, determinando-se, então, o movimento do centro de massa do corpo humano. Resultados experimentais do movimento de centro de massa foram analisados de acordo com as fases de apoio dos pés obtidos pela aquisição de forças de contato.

Palavras-chave : Biomecânica, Sistema de Medição, Marcha Humana, Centro de Massa

1. INTRODUÇÃO

O controle de equilíbrio postural é uma tarefa permanente na atividade humana, principalmente, para as pessoas de terceira idade como maneira de prevenção de acidentes. E também como um indicador do desenvolvimento de padrões coordenados de movimento onde o controle do equilíbrio postural é dependente do posicionamento do centro de massa do corpo. Esta dependência provém da necessidade de controlar os movimentos internos a fim de contrabalançar o efeito gravitacional, Mochizuki (1997).

O controle de equilíbrio dinâmico durante o movimento de locomoção é realizado através da variação angular dos eixos articulares, tais como, tornozelos, joelhos, quadris, juntamente com as articulações do membro superior do corpo, Nashner (1985). Há forte indício de que o principal regulador para manter o controle de equilíbrio postural está relacionado com o posicionamento do centro de gravidade do corpo, Dietz (1991).

Para avaliar o sistema motor humano em termos de equilíbrio corporal, Kulger et al (1982) desenvolveram a Teoria de Sistemas Dinâmicos (TSD), novas formas de entender e abordar o desenvolvimento de habilidades motoras. De acordo com a TSD a complexidade de analisar o sistema motor humano provém do fato de o sistema variar com o tempo, possuir muitos graus de liberdade, não conservativo durante o contato com o solo e não linear devido

às características corporais, possuindo flexibilidade e amortecimento não lineares. Além destes fatos citados, Michaels (1981) acrescenta a influência dos movimentos de segmentos vizinhos. Quando o corpo realiza o movimento, um determinado segmento vizinho interfere no movimento de outro segmento através da relação intra-articular, amenizando o problema proveniente dos graus de liberdade.

Quanto ao registro dos movimentos do corpo humano, uma análise cinemática da marcha consiste de uma descrição do movimento do corpo como um todo e/ou segmentos corporais com relação uns aos outros. Na aplicação em clínica a cinemetria é utilizada para a análise quantitativa da marcha. Este método requer apenas pequena quantidade de equipamentos e um dispêndio mínimo de tempo, avaliando as padrões de movimento, desvios da normalidade, posturas corporais e ângulos articulares em pontos específicos do ciclo da marcha. A análise cinemática quantitativa da marcha é usada na obtenção de informações sobre variáveis do tempo e deslocamentos dos membros que são afetados por uma série de fatores como idade, sexo, altura, peso, nível de maturação e tipo de calçado, Alencar (1996). Ao registrar os deslocamentos dos pontos específicos do corpo, em geral, são utilizados duas ou três câmaras, filmando as trajetórias dos pontos através de marcadores nos membros. As trajetórias assim registradas são calculadas posteriormente com relação à referência, utilizando uma técnica denominada Direct Linear Transformation (DLI), Correa (1996).

Por outro lado, as forças de contato entre a superfície de apoio e os pés são fundamentais para a análise das características do andar ou do correr, tanto em termos das intensidades das forças quanto na dependência da intensidade da força com o instante de tempo, Gooda (1977).

A análise das forças de contato podem servir, também, para auxiliar a reabilitação de um paciente com problemas no andar, Terashima (1996), ou para corrigir a forma de corrida de um atleta, Cavanagh (1985).

O estudo e a determinação das forças de reação do solo sobre o aparelho locomotor humano durante o andar e durante o correr, bem como o desenvolvimento de plataformas de forças para piso fixo e para esteiras foram realizados por diversos pesquisadores da área de biomecânica. Os levantamentos de dados experimentais de forças de contato para um andar normal com velocidade constante foram feitos por vários pesquisadores, começando por Elfman em 1939, medindo as forças normais à superfície de contato. Para um melhor acompanhamento da marcha humana em seu aspecto dinâmico, o uso da placa de forças instalada em uma esteira ergométrica foi ampliado, Kram (1989), Dingwell (1996), Silveira (1997) e Queiroz *et al* (1999). Neste trabalho, um sistema de medição foi desenvolvido baseado na determinação do movimento do centro de massa durante a marcha sobre a esteira elétrica e na aquisição de forças de contato correspondentes.

2. DESCRIÇÃO DO SISTEMA

2.1 Sistema de medição de força de contato

Uma plataforma de força foi projetada e construída para ser adaptada numa esteira ergométrica elétrica comercial para determinação da componente vertical da força de contato durante a marcha humana, considerando os parâmetros sensibilidade e resistência para ensaios com pessoas de massas no intervalo de 20 a 120 kg. Essa plataforma de força é composta por duas placas retangulares metálicas e independentes fixadas numa estrutura metálica apoiada por 4 vigas metálicas de seção transversal retangular, onde são colados extensômetros nas faces superior e inferior, com o objetivo de medir a força exercida sobre a placa. Para este trabalho, foi instrumentada apenas a placa do lado direito e somente medidas as componentes verticais da força de reação da superfície de apoio do pé direito. Visando à eliminação de

interferências devidas a sinais de vibrações, a esteira e a plataforma de força foram fixadas no solo.

A obtenção do sinal elétrico correspondente à variação de força foram feitos através de 8 extensômetros de 120Ω colados nas vigas de sustentação da placa.

O sinal de tensão elétrica proveniente das deformações dos extensômetros foram coletados através de uma ponte para extensometria. Antes do registro, o sinal obtido foi filtrado com um filtro passa baixa, com frequência de corte de 10 Hz, para eliminar as interferências indesejáveis tais como as provenientes do motor elétrico. Na figura 1 mostra-se o esquema do sistema de coleta de dados.

Os dados obtidos foram, posteriormente, analisados em termos da variação de forças de reação durante o período de contato do pé com a plataforma.

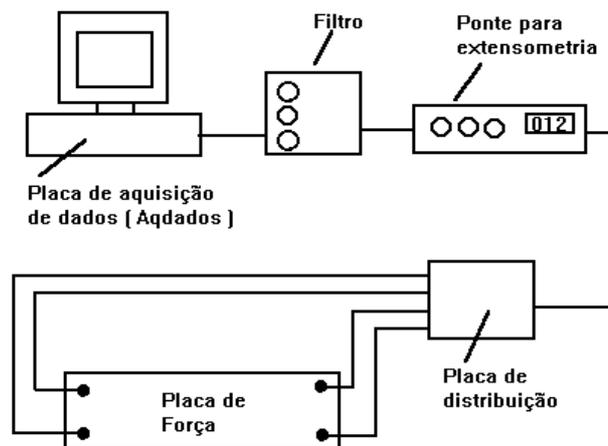


Figura 1. Esquema para medidas de forças de contato

2.2 Sistema de captura de imagens

Com o objetivo de estudar as posições do CG e permitir que essas posições sejam avaliadas e determinadas, foi montado um sistema de aquisição de imagens conforme mostrado na figura 2.

Um voluntário movimenta-se sobre uma esteira elétrica comercial, a uma velocidade controlada de 1,0 m/s, tendo um LED (L4) fixado às suas costas, na altura do CG de seu corpo, estando o corpo na posição anatômica como definido pela literatura. Durante a marcha, o ponto luminoso L4 descreve uma trajetória semelhante à do CG.

Enquanto o sujeito se movimenta, uma câmara de vídeo capta imagens do ponto luminoso L4. As posições de L4 no início e no fim do contato do pé direito com a placa são definidas pelo ponto luminoso L1, que se acende quando o sujeito toca a placa de força no início do contato e se apaga no instante em que o pé é retirado da placa. Durante um determinado intervalo de tempo imagens são capturadas e registradas, sendo a seguir processadas por um software, especialmente desenvolvido, que, além de permitir uma análise qualitativa do movimento, determina as posições dos pontos luminosos L1, L2, L3 e L4, registrando-as para análises posteriores. As posições do ponto luminoso L4 são avaliadas em termos de coordenadas cartesianas, determinadas a partir de escalas de vídeo tendo como referencial horizontal a distância de 0,79 m entre os pontos luminosos fixos L1 e L2 e, como referencial vertical, a distância de 0,59 m entre os pontos luminosos fixos L2 e L3. Uma visão geral do sistema de captura de imagens é mostrada na figura 2.

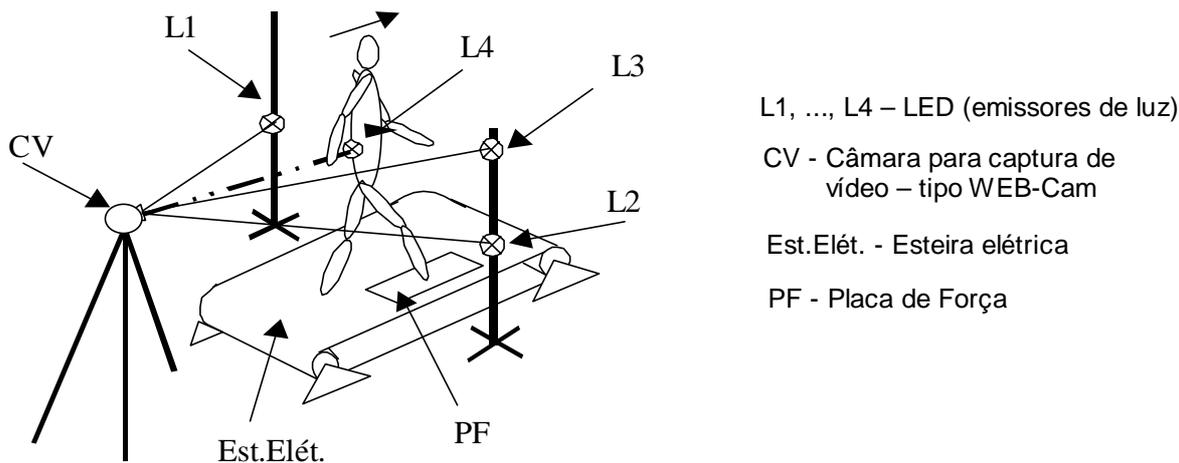


Figura 2. Esquema do sistema de captura de imagem

3. RESULTADOS

As figuras 3a e 3b apresentam os resultados de dados experimentais da componente vertical da força de contato medida durante 10s, utilizando o sistema de aquisição de dados esquematizado na figura 1. A figura 3a mostra resultados gráficos obtidos a partir dos sinais dos extensômetros instalados na plataforma de forças e registrados pelo software AQDADOS. As curvas de forças de contato, figura 3b, foram normalizadas tanto no tempo, em relação ao tempo de contato, quanto na força, em relação ao peso do voluntário, para facilitar a comparação com os dados obtidos por Winter.

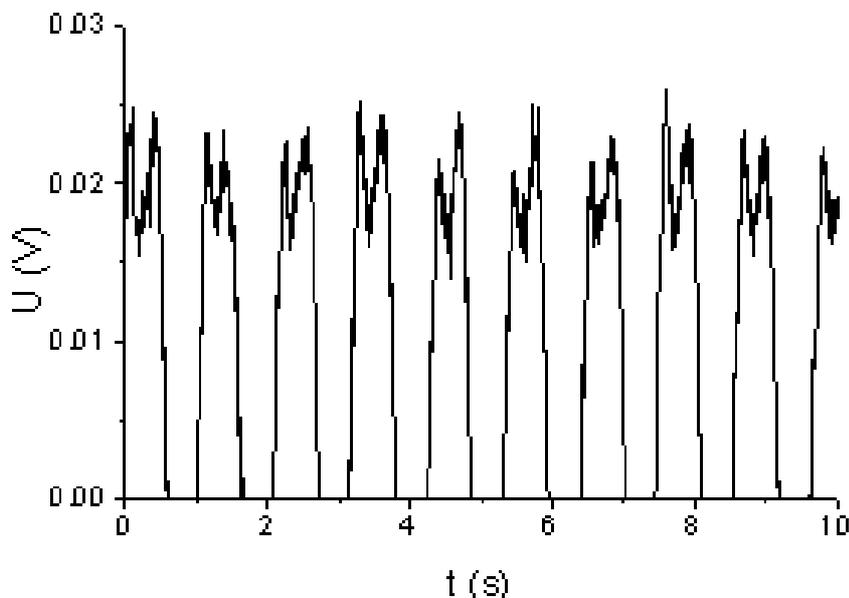


Figura 3a. Histórico de forças de contato

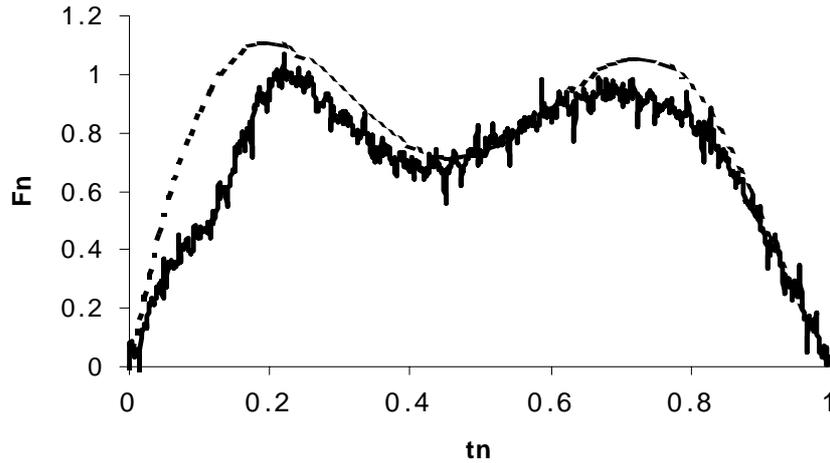


Figura 3b. Histórico de forças de contato

A figura 4 apresenta os resultados de cinemetria para avaliar o movimento do CG, mostrando exemplos de imagens capturadas dos pontos luminosos, L1, L2, L3 e L4, conforme disposição mostrada na figura 2. L1 emite luz sincronizada com a aplicação da força na placa de força.

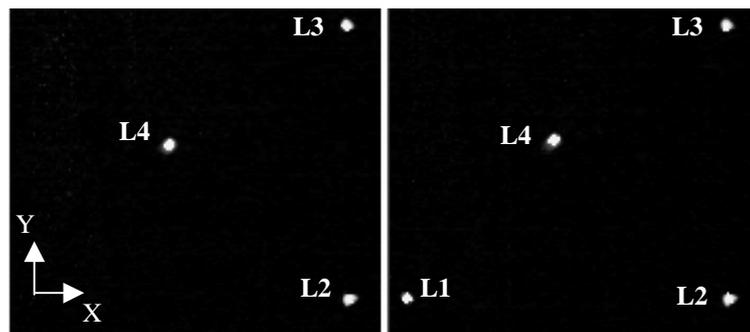


Figura 4. Exemplos de imagens capturadas

Após o processamento das imagens os pontos luminosos são localizados em termos de coordenadas cartesianas de acordo com a calibração do sistema de captura de imagens. A figura 5a apresenta uma amostra de variação do CG na direção vertical “y” durante um ensaio de 10 segundos. Finalmente, a figura 5b mostra a variação do CG em um intervalo de um passo completo, iniciando-se com a fase de contato do pé direito. A curva desta última figura foi suavizada com relação a curva original, que apresentou um certo ruído nos sinais.

A análise minuciosa das curvas da figura de força de contato, figura 3b, associada à figura de variação do CG, figura 5b, servirão para avaliar os comportamentos dinâmicos do indivíduo durante a marcha, principalmente na fase de contato onde há a transmissão da força interna para a externa.

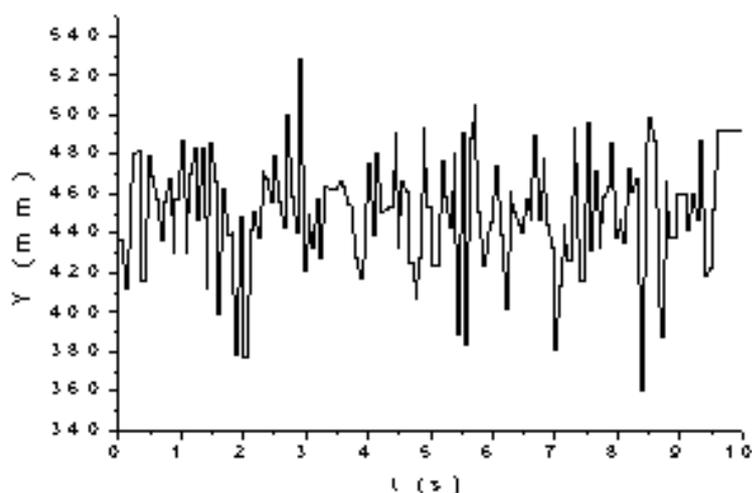


Figura 5 a. Histórico dos deslocamentos verticais “y” do CG – intervalo de 10 segundos

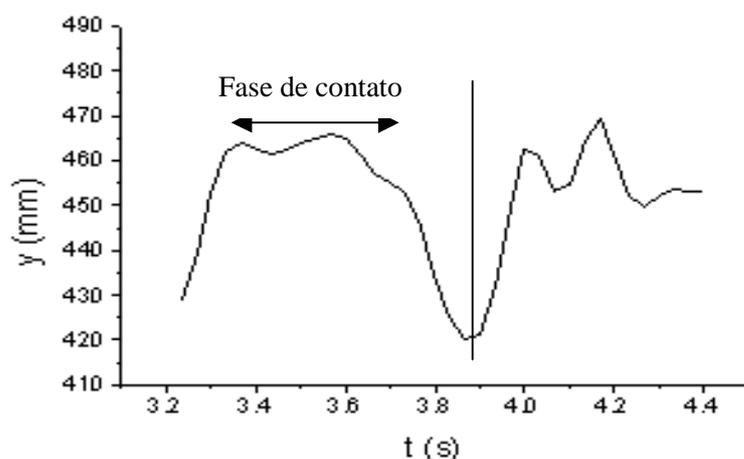


Figura 5b. Histórico dos deslocamentos verticais “y” do CG – um passo completo

4. CONCLUSÕES

O método de avaliação do comportamento dinâmico proposto durante a marcha humana baseou-se no desenvolvimento de sistema de medição de forças de contato associado ao sistema de captura de imagens do deslocamento do CG do indivíduo. Os resultados experimentais de forças de contato apresentaram as características das curvas bem semelhantes às curvas apresentadas por Winter.

O sistema de captura de imagens, embora ainda em fase de testes demonstra possuir aplicabilidade, devendo ser aperfeiçoado em relação às fontes de luz que ainda apresentam distorções cromáticas, gerando ruídos no processamento das imagens.

No aspecto geral o projeto possui condições de ser utilizado em condições reais, atendendo à sua proposta de ser economicamente viável.

5. REFERÊNCIAS

- Cavanagh, P. et al., 1985, "An approach to Biomechanical profiling of elite distance runners", *Int. J. Sports Biomech.*, v. 1, p. 36-62.
- Correa, S.C. et al., 1996, "Análise de variação na energia mecânica do andar na esteira rolante e no piso fixo", VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Campinas-SP, p. 234-239.
- Dietz, V. and Horstmann, G.A., 1991, "Afferent control of posture", J. Stelmach, G.E., *Tutorial in motor neuroscience*, p 209-223.
- Dingwell, J. B., Davis, B. L., 1996, "A rehabilitation treadmill with software for providing real-time gait analysis and visual feedback", *J. Biomechanical Engineering*, v. 118, p. 253-255.
- Elftman, H., 1939, "Forces and energy changes in the leg during walking", *American Journal of Physiology*, v. 125, p.339-356.
- Gooda, S. and Kinoshita, G., 1977, *Robot Engineering*, Crona Pub. Co., Tokyo.
- Kram, R., Powell, J., 1989, "A treadmill-mounted force platform", *J. Applied Physiology*, v67, p. 1692-1698.
- Kugler, P.N. et al., 1982, "The development of movement control and coordination", John Wiley, New York.
- Michaels, C.F. and Carello, C., 1981, "Direct perception", Prentice-Hall, Englewood Cliffs..
- Mochizuki, L. et al., 1997, "A avaliação de parâmetros biomecânicos relacionados ao posturograma", VII Congresso Brasileiro de Biomecânica., Campinas-SP, p. 93-96.
- Nashner, L.M. and McCollum, G., 1985, "The organization of postural movements: a formal basis and experimental synthesis", *The Biomechanical and Brain Science*, vol. 8, p. 135-172.
- Queiroz, L.C., Martin, M.A. e Hirata, T.,1999, "Avaliação comparativa da força de contato da marcha humana", VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Florianópolis-SC, p. 603-607.
- Silveira, E.D. et al., 1997, "Plataforma de força montada para instrumentação de esteira ergométrica para avaliação de marcha humana", VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Campinas, p. 216-221.
- Terashima, S. et al., 1996, "Three dimensional gait analysis for ankle fusion", *Proc. 73 th Annual meeting JSME*, Narashino, p. 548-549.
- Winter,D.A.,1991, "Biomechanics and Motor Control of Human Movement", Warterloo Press, Warterloo.