



ANÁLISE DE TRANFERÊNCIA DE FORÇAS NAS ARTICULAÇÕES DOS MEMBROS INFERIORES DURANTE A CAMINHADA HUMANA

Jordana Simões Ribeiro Martins

Filipe Gomes Vieira

Pedro Américo Almeida Magalhães Junior

Claysson Bruno Santos Vimieiro

martinsjsr@gmail.com

filipe.gomes@sga.pucminas.br

pamerico@pucminas.br

claysson@pucminas.br

Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Departamento de Engenharia Mecânica

Avenida Dom José Gaspar, 500 – Coração Eucarístico, Belo Horizonte – MG, 30535-901, Brasil

João Marcos Simões Ribeiro

joaomarcos_87@hotmail.com

Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais

Rua José Peres, 558 – Centro, Leopoldina – MG, 36700-000, Brasil.

Abstract. *O estudo do comportamento humano vem ganhando força não só para o entendimento da locomoção, mas também no funcionamento do corpo e as variáveis que contribuem ou prejudicam na realização dos movimentos, e preservação dos sistemas que compõem o corpo humano. Através cinéticos coletados de voluntários saudáveis é possível identificar os principais aspectos da marcha humana. Atividades rotineiras como caminhada, agachamento, corridas entre outros, são cada vez mais indicados para manter a saúde dos seres humanos, no entanto um acompanhamento de profissionais da saúde, calçados, tempo de exposição, devem ser observados, pois quando executada de forma errônea pode trazer consequência para os sistema esqueléticos e muscular do voluntário. O entendimento da transferência de forças nas articulações dos membros inferiores durante a caminhada, nas três direções é de grande importância tornando o objetivo de estudo desse trabalho. Dados cinéticos e cinemáticos, coletados por meio de duas plataformas de forças e um sistema de coleta de movimento Qualisys, de voluntários sem nenhum histórico de patologia relacionada a marcha humana, foram tratados no Matlab, e por meio de um modelamento dinâmico foi possível o estudo da transferência de forças nos membros inferiores.*

Keywords: *Força nas articulações, Marcha Humana, Transferência de força*

INTRODUÇÃO

A biomecânica pode ser dividida em duas áreas de estudo: biomecânica interna com foco de estudo forças em sua origem no corpo, causadas pela associação das forças dos sistemas esquelético, nervoso e / ou muscular; e biomecânica externa, que representam o parâmetro de determinação quantitativa e qualitativa quanto à mudança de posição do corpo.

De acordo com Amadio (2000), a determinação das forças internas dos músculos e articulações ainda é um problema metodológico que ainda não foi totalmente resolvido na Biomecânica, de modo que sua parametrização torna-se totalmente dependente de mecanismos externos ao organismo ou de equações de estimativa. Esse é um campo científico dependente de resultados experimentais e é preciso ter uma grande preocupação com os métodos de medição. Os métodos de origem biomecânica para abordar como várias formas de movimento são: cinemetria, dinamometria, antropometria e eletromiografia.

Os membros inferiores podem ser modelados como um sistema de corpos múltiplos, onde ossos e massa são considerados sistemas rígidos e articulações podem ser representados por uma junta com rigidez e amortecimento conhecido.

1 FORÇA NA MARCHA HUMANA

O ciclo de uma marcha é o intervalo de tempo, ou sequência de movimentos necessários para que um membro toque duas vezes no chão. Para cada pé, o ciclo de marcha tem duas fases: fase de apoio, definida como a porcentagem do ciclo em que o pé está em contato com o solo; e a fase de balanço, o período em que o pé está em elevação. (ROSE, 1998).

A força é o efeito que um corpo exerce no outro ou que é capaz de produzir ou modificar o movimento. Força e movimento estão associados; a força produz o movimento. O corpo humano pode apresentar forças de origem interna ou externa. As forças externas representam interações físicas entre o corpo e o ambiente e são interpretadas a partir das forças de inércia, forças de reação do solo, força da gravidade, entre outros. As forças internas são indicadas pela atividade muscular e tensão passiva exercida por tendões, ligamentos, cápsulas articulares e outras estruturas dos tecidos moles. (NORKIN (2001), AMADIO (2000))

A força da gravidade é a atração. a massa da terra na massa de outro objeto, dando-lhe peso e agindo do centro da massa. Para análise estática, a força de inércia pode ser desconsiderada, porque no objeto de análise uma aceleração insignificante está atuando. Para análise dinâmica, seja de andar, de correr ou de correr, deve ser considerado para análise de postura. A terceira força a ser analisada é a força de reação do solo, composta por três forças, duas horizontais e uma vertical. O resultado das forças de reação indica a magnitude e direção da carga aplicada ao pé, sempre na direção oposta da força da gravidade, e é aplicada no centro da pressão do corpo, ponto teórico onde a força atua. (NORKIN (2001), ROSE (1998))

As forças internas são representadas pelas cargas conjuntas resultantes do corpo durante a locomoção e são calculadas a partir do estudo cinético do corpo, da massa do segmento e do momento de inércia. A estimativa dos resultados finais nas articulações humanas é um processo de cálculo da cadeia. Em primeiro lugar, as cargas do tornozelo são calculadas, considerando a força de reação do solo, o estado cinemático e os parâmetros de massa e inércia do pé. A próxima articulação a ser estudada é o joelho e sua carga é encontrada a partir

das cargas do tornozelo, do estado cinemático e da massa e inércia da perna. Finalmente, a articulação do quadril é estudada por meio da carga do joelho, do estado cinemático e da massa e inércia da coxa. Outros métodos são conhecidos como método de matriz e método de dinâmica inversa. (ROSE, 1998)

Durante a fase de suporte, a força de reação no solo pode ser descrita como a soma do peso corporal transmitida através do pé e a resposta a ações musculares. Essa força pode ser dividida em três componentes: F_z (Vertical), F_x (mid-later) e F_y (antero-posterior). (ORTIZ, 2010).

O componente vertical da força de reação do solo é aquele com a maior magnitude e, portanto, é o mais estudado. Esta força é devida ao peso corporal e a qualquer aceleração ou desaceleração que funcionem no corpo. (MUNIZ, 2008).

Em um padrão de caminhada normal, o componente vertical pode ser representado por uma curva com dois picos separados por um vale. O primeiro pico de força representa o momento de contato do pé no chão e pode apresentar uma magnitude de até 110% do peso corporal. O vale correspondente indica o deslocamento do corpo para frente do pé de suporte e reduz a carga na perna de suporte. O segundo pico indica a propulsão do membro, para o início da fase de equilíbrio, apresentando também uma força de reação do solo superior ao peso corporal. A variação da magnitude da força vertical da reação do solo segue a velocidade, ou seja, quanto maior a velocidade, maiores os valores de picos e vales. (MUNIZ, 2008)

2 METODOLOGIA

Os dados foram coletados de 7 voluntários saudáveis e adultos, sem histórico de anomalia na marcha humana, 4 do sexo masculino e 3 do sexo feminino, com idade média de 26 anos (faixa de 21-31 anos).

A força de reação do solo, FRS, pode ser determinada usando plataformas de força, consistindo em duas superfícies rígidas, interligadas por células de carga. Para capturar o FRS, duas plataformas de força foram instaladas sob o cinto, separando a força de reação do solo de cada membro inferior. A separação das placas na esteira foi indicada por uma tira verde, Figura 1, que delimita a área de coleta de cada pé, minimizando a interferência de um pé no ciclo do outro.

Para a coleta de dados, os voluntários foram submetidos à caminhada descalça sob a esteira à velocidade programada. A velocidade começou a 2,0 km/h e foi aumentada em 0,5 km/h a cada 15 segundos até atingir a velocidade máxima de 4,0 km/h. Em seguida, a velocidade diminuiu 0,5 km / h a cada 15 segundos até retornar à velocidade inicial. O tempo total para cada caminhada foi de 180 segundos. Cada voluntário realizou três testes.

O FRS é capturado pela plataforma de força por meio dos sensores elétricos, estes são amplificados e gravados pelo computador.

Conforme o ciclo de um passo começa com o toque do calcanhar de um pé no chão e termina com o próximo toque desse calcanhar no chão. Assim, o comprimento de um passo pode ser definido pelo momento em que a plataforma de força detecta o início do componente de força de reação ao solo F_z .

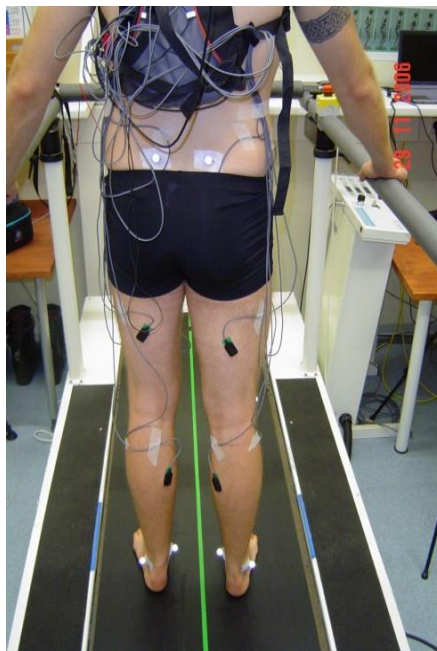


Figura 1: Posicionamento das plataformas de força (VIMIEIRO 2008)

Simultaneamente, os dados antropométricos foram coletados, apresentados na Tabela 2 Para a construção do modelo dinâmico.

Tabela 2: Identificação de voluntários

Voluntário	Idade	Peso	Altura	IMC
1	30	79,4	1,77	25,3439
2	21	77.4	1.68	27.4235
3	29	93.3	1.79	29.1189
4	31	77.5	1.72	26.1966
5	22	61.7	1.57	25.03314
6	25	55.3	1.65	20.3122
7	24	66,8	1,71	22,8446

Os membros inferiores podem ser representados como um sistema de corpos rígidos inteligíveis por articulações com constante de amortecimento bem definida e rigidez, conforme representado na Figura 2.

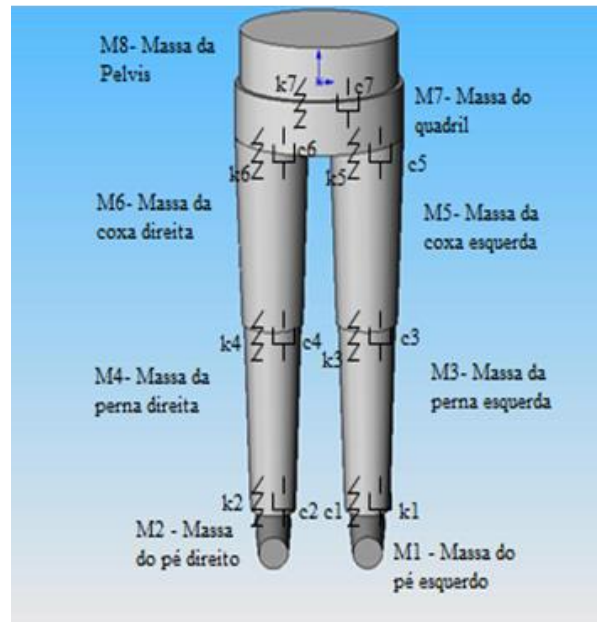


Figura 2- Sistema massa-mola do corpo humano (VIMIEIRO 2008)

Os movimentos de cada copo do modelo podem ser analisados por meio das equações dinâmicas, conforme apresentado na equação 1.

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = F \quad (1)$$

Através de uma rotina no Matlab, determinou-se as constantes que melhor representam o sistema, estabelecidas na Tabela 2.

Tabela 2: Fator de rigidez e amortecimento das articulações

	Eixo	Kt (N/m)	Ct (Ns/m)
Pelvis-	x	0	0
	y	2807	7,9
	z	1819	5,9
Quadril-	x	1708	12,6
	y	777	6,3
	z	1296	9,1
Coxa-	x	2675	17,2
	y	0	0
	z	0	0
Perna-	x	1144	11,5
	y	0	0
	z	0	0

3 RESULTADOS

Os dados da reação do solo foram tratados e separados em seus componentes principais, Vertical (F_z), Antero-posterior (F_y) e Medio-Lateral (F_x).

A Figura 3 mostra os componentes da força de reação do solo no movimento da perna direita do M2 voluntário durante um ciclo, considerando o peso corporal do voluntário (PC).

A força de reação de F_z apresenta dois picos sobressalentes, com magnitude superior ao peso, correspondente, respectivamente, ao impacto do pé no solo no início da fase de apoio e ao impulso do pé para início da fase de balanço. O valor médio do grupo analisado, a uma velocidade de 4,5 km / h para impacto no solo, corresponde a 118% do peso corporal. Na fase de impulso, corresponde a 113%.

Ao analisar a força F_y , ao tocar o pé térreo, percebemos uma desaceleração máxima, próxima ao pico máximo da força F_z . Após este ponto, há uma aceleração que representa o início da fase de balanço, que mostra o máximo, ao lado do segundo pico da força F_z .

Portanto, uma aceleração é observada para o início da fase de balanço e uma desaceleração para a fase de suporte.

Ao analisar a força F_x , percebe-se que existe uma tendência à supinação no momento do toque do pé no solo, apresentando valores positivos ao longo do período.

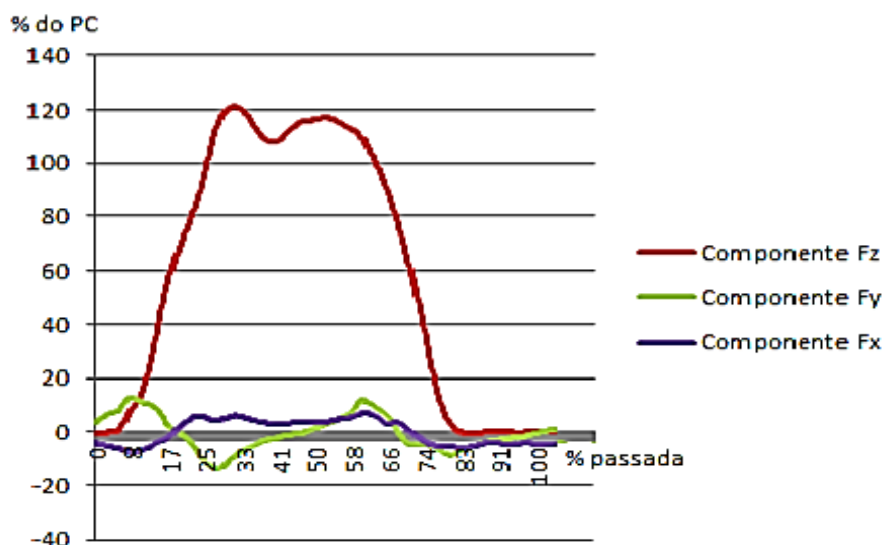


Figura 3: Representação do porcentagem do peso corporal correspondente a força de reação do solo.

Os dados de força de reação do solo dos 7 voluntários, foram analisados no Matlab, e por meio do modelo matemático foi possível identificar a transferência de força nas articulações inferiores. O gráfico correspondente as foras nas articulações para o voluntário 1, com 79,9kg, pode ser representando pela Figura 4.

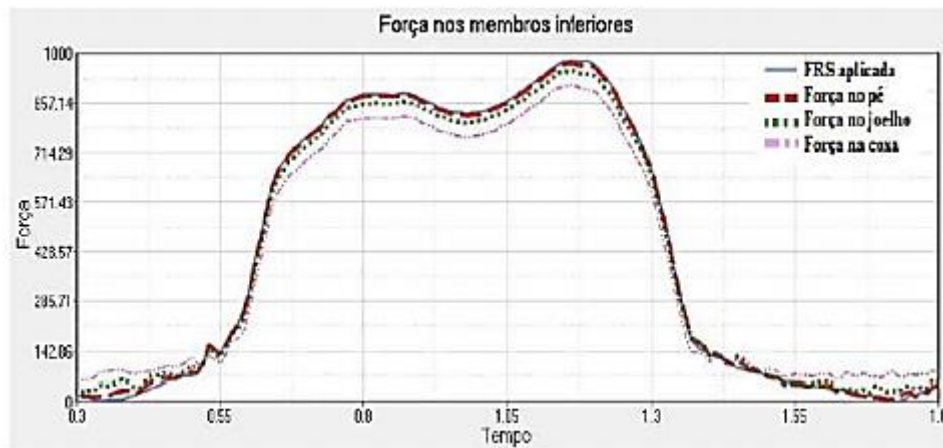


Figura 4- Magnitude das forças internas das articulações. Força (N) e Tempo (s)

A força interna total do pé é igual à força de reação do solo aplicada no centro de massa desse corpo. A amplitude máxima dessa força é 978,4 N. A amplitude máxima do joelho é 948,2 N. A amplitude máxima da força na coxa é de 906,81 N.

Considerando a força aplicada igual à magnitude da força de reação do solo, podemos ver que a força no pé corresponde a 100% dessa força, na perna corresponde a 96% e na coxa corresponde a 92%. Também é notado que o pico máximo, correspondente ao saldo 118 é igual a 120% do peso corporal para os pés, 120% do peso corporal para a perna e 115% do peso corporal para a coxa.

4 CONCLUSÃO

A partir da dinâmica inversa, foi possível encontrar as forças resultantes em cada uma das três articulações. Rigidez e amortecimento foram associados com as articulações, e o comportamento das forças está de acordo com a realidade. Para futuros trabalhos sugere-se um estudo mais aprofundado sobre a de rigidez e amortecimento das articulações.

Considerando os músculos e os tendões, uma vez que a rigidez articular é muito pequena quando comparada ao resto do corpo humano.

5 AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao Departamento de Engenharia Mecânica da PUC-Minas, CAPES e FAPEMIG pelo apoio financeiro.

6 REFERENCIAS

AMADIO A. C. Metodologia Biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano. São Paulo, Editora Estação Liberdade, 2000.

MUNIZ, A. M.S. Quantificação da Marcha Humana utilizando análise de componentes principais para avaliação de procedimentos terapêuticos. Rio de Janeiro, 2008.

NORKIN, C.C. &LEVANGIE, P.K. Articulações Estrutura e Função- Uma Abordagem Prática e Abrangente. 2ª Edição. Rio de Janeiro, Livraria e Editora REVINTER Ltda, (2001).

ORTIZ, C. A. L.. Classificação da força de reação do solo durante a marcha de sujeitos com fraturas de membros inferiores. Rio de Janeiro, 2010.

RIBEIRO, J.S., Modelo Biomecânico para análise dinâmica da marcha humana. Belo Horizonte, 2016.

ROSE, J. & GAMBLE, “Marcha Humana “2ª Edição. Editora Premier. São Paulo, 1998.

VIMIEIRO, C.B.S., Modelo Biomecânico para análise do movimento de caminhada de pacientes saudáveis ou com déficits locomotores visando uma comparação entre os padrões de marcha. Belo Horizonte, 2008.

7 NOTA DE RESPONSABILIDADE

Os autores são os únicos responsáveis pelo material impresso incluídos neste artigo