

EFEITOS DA ARTROPLASTIA DE QUADRIL NA FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO DURANTE A CAMINHADA: UM ESTUDO PILOTO

L.C. Mendes, Universidade Federal de Uberlândia, luannecmendes@gmail.com
A.C. Rosa, Universidade Federal de Uberlândia, alessandra.crispim@cemit.med.br
A.B. Azar, Universidade Federal de Uberlândia, azaralessandra@gmail.com
S.C. Costa, Universidade Federal de Uberlândia, samilac.costa@gmail.com
A.R. Rezende, Universidade Federal de Uberlândia, andressa13ebio@gmail.com
C.M. Alves, Universidade Federal de Uberlândia, malves.camille@gmail.com
D.P. Salgado, Universidade Federal de Uberlândia, deborapsalgado@gmail.com
E.M. de Santana, Universidade Federal de Uberlândia, profedersantana@gmail.com
F.R. Martins, Universidade Federal de Uberlândia, felipe.rmartins@outlook.com
G.F. Cyrino, Universidade Federal de Uberlândia, gabrielcyrino@hotmail.com
J.C. Viana, Universidade Federal de Uberlândia, joscovri@gmail.com
I. M. Oliveira, Universidade Federal de Uberlândia, iraidessfisio@yahoo.com.br
E.L.M. Naves, Universidade Federal de Uberlândia, eduardonaves@yahoo.com.br

Resumo. Avanços nos estudos da marcha humana se tornaram tão significativos nos últimos anos, que atualmente é essencial realizá-los antes de se indicar algum tipo de tratamento ou reabilitação para deficiências ou lesões. Através da análise da marcha de um indivíduo é possível obter informações concretas e fundamentadas a respeito da mesma, excluindo a possibilidade de haver apenas uma investigação superficial. Este trabalho propõe, dessa forma, um estudo preliminar da marcha de um indivíduo que passou por uma artroplastia de quadril, a fim de melhor compreender de que forma a lesão afetou a sua marcha. Para isso, foram coletados sinais do centro de pressão (COP), da força vertical de reação do solo, e dados de cinemetria durante a tarefa motora em questão. Os resultados mostram que existe maior deslocamento do centro de pressão no pé esquerdo do indivíduo lesionado em relação ao seu pé direito, e ao grupo controle. Além disso, o indivíduo lesionado apresentou maior valor de força Peso com o pé direito, o que pode ser explicado por uma evitação da carga do peso no membro afetado.

Palavras chave: Marcha, Desgaste da Articulação do Quadril, Plataforma de Força, Cinemetria, Artroplastia.

1. INTRODUÇÃO

A marcha, atividade mais comumente realizada pelos indivíduos, é definida como o deslocamento rítmico das partes do corpo humano para movê-lo a frente, mantendo a postura estável (Perry *et al.*, 2005). É uma atividade complexa que envolve o sistema nervoso central e periférico, e todo o sistema músculo-esquelético, ou, por outras palavras, é uma tarefa funcional que exige interações complexas e coordenação entre muitas das principais articulações do corpo, especialmente da extremidade inferior do corpo humano (Mafra, 2012).

As articulações envolvidas no processo da marcha são basicamente sinoviais, que realizam a comunicação entre uma extremidade óssea e outra, garantindo-lhe movimento (Dangelo e Fattini, 2011). As mais importantes são: articulação do quadril, articulação do joelho, articulação do tornozelo e as articulações do pé. É importante ressaltar que a marcha regular é facilmente comprometida caso ocorra alguma lesão em qualquer uma dessas articulações.

A osteoartrose (OA) é a entidade nosológica que acomete as articulações. O sintoma mais prevalente da OA é a dor articular, que pode ser seguida por disfunção motora local e comprometimento do padrão da marcha, especialmente nos casos que acometem joelhos e quadris. Tal disfunção pode limitar e comprometer as atividades de vida instrumental independente do sujeito, demandando impacto e perda econômica pessoal e coletiva.

Quando o quadril sofre um processo degenerativo e torna-se doloroso e limitado, a cirurgia de artroplastia pode ser indicada para restaurar o movimento e aliviar a dor, melhorando a qualidade de vida do indivíduo. A artroplastia visa substituir uma articulação danificada ou fraturada por uma prótese, com o formato o mais próximo possível da anatomia original das estruturas ósseas. Uma prótese total clássica de quadril constitui-se de um componente femoral, um componente acetabular (na bacia) e uma cabeça esférica.

A análise cinética é um dos meios utilizados para proceder a investigação das forças internas e externas ao corpo humano durante a locomoção. As forças externas mais comuns são a força da gravidade e a força de reação do solo, estas que causam o movimento do corpo pelo espaço, por meio das interações físicas entre o corpo e o ambiente.

Com relação às forças externas, a força de reação do solo (FRS) é a força externa mais comumente investigada na análise da marcha (Whittle, 2007). A FRS é uma força que atua da superfície de contato (solo) para o objeto (caso, o corpo humano) em que se está em contato. Essa força é decorrente das ações musculares e do peso corporal transmitido

através dos pés, e a direção e magnitude da FRS equivale exatamente à direção e magnitude do movimento do centro de massa do corpo, sendo que, as forças básicas da FRS são: peso e a força de atrito (Meglan e Todd, 1994). Tais informações podem ser obtidas por meio da utilização de uma plataforma de força.

A plataforma de força é um equipamento desenvolvido para aquisição de curva de força de reação vertical contra o solo. Ela apresenta quatro sensores nas suas extremidades, e normalmente, é posicionada de forma que sua superfície superior esteja nivelada com o chão para que seja possível deambular sobre ela. Nas plataformas de força retangulares, que medem as três componentes da FRS, cada um dos quatro sensores de força registra a força aplicada nas direções médio-lateral, ântero-posterior e vertical, compondo os eixos X, Y e Z, respectivamente.

Dessa maneira, o objetivo do presente estudo é determinar as implicações da artroplastia de quadril na marcha do indivíduo lesionado, em comparação com indivíduos hígidos. Assim, será feita uma avaliação da biomecânica da marcha de um indivíduo com artroplastia total de quadril e de voluntários sem comprometimento na marcha, o que facilita a identificação de características anormais no que tange às oscilações de força, e a recomendação de alternativa de tratamento.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

As coletas experimentais foram realizadas no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física e Fisioterapia – Universidade Federal de Uberlândia (FAEFI – UFU). O procedimento experimental foi explicado detalhadamente para cada participante de acordo com o Comitê de Ética CEP/UFU 414/10. O protocolo de avaliação consiste na captação da força exercida sobre a plataforma.

Para aquisição dos dados cinéticos relacionados à força de reação do solo, utilizou-se as plataformas de força BIOMECH400 e BIOMECH800 da EMGSystem, composta por quatro células de carga, cada, dispostas nos quatro cantos da plataforma, operando na frequência de 1000 Hz. As plataformas foram posicionadas junto com uma passarela de madeira para que o indivíduo pudesse realizar a marcha. Os dados provenientes da plataforma de força foram utilizados para obter a curva da componente vertical da força de reação do solo contra o indivíduo.

Para coleta dos dados cinemáticos, foram realizados o posicionamento e a calibração de 10 câmeras infravermelhas, da marca OptiTrak, modelo flex 3, 0.3 megapixels, com frequência de amostragem de 1000Hz. As câmeras foram posicionadas de modo a se obter um ajuste adequado para identificação dos marcadores. As mesmas são responsáveis por identificar as coordenadas dos marcadores no espaço, sendo interpretadas por meio do software Smartcap. Porém, neste trabalho os dados cinemáticos foram usados apenas para se identificar qual dos pés (direito ou esquerdo) o indivíduo se apoiou na plataforma. Ou seja, o estudo cinemático detalhado da tarefa motora em questão será realizado futuramente.

2.1. Indivíduos

O estudo envolveu dois grupos distintos: o grupo “A” composto por cinco indivíduos hígidos (quatro mulheres e um homem), com faixa etária média de 28 anos, representando o grupo controle; e o grupo “B” composto por um indivíduo diagnosticado com desgaste degenerativo da articulação do quadril (homem), 58 anos, representando o objeto de estudo. A Justificativa pela pesquisa envolvendo apenas um indivíduo como representante do grupo “B” se dá em função da dificuldade em identificar voluntários com o mesmo acometimento. Nenhum dos participantes teve histórico de lesão ou procedimento cirúrgico nos membros inferiores. O indivíduo lesionado (grupo B), passou primeiramente por uma osteotomia no ano de 1977, e em 2001 foi realizada a cirurgia de artroplastia total de quadril.

2.2. Procedimento Experimental

O experimento seguiu um protocolo de coleta dividido em três etapas. A primeira etapa é o preparo do ambiente de coleta; a segunda consiste na preparação dos indivíduos; e por fim, a terceira etapa consiste na aquisição dos parâmetros para análise da marcha.

Preparação do ambiente de coleta: Posicionamento e calibração das câmeras e das plataformas de força.

Preparação dos indivíduos: Colocação dos marcadores nos membros inferiores direito e esquerdo, sendo dez marcadores em cada indivíduo, posicionados bilateralmente em cada membro. Os pontos de posicionamento dos marcadores seguem os seguintes locais anatômicos: trocânter maior do fêmur, ápice da cabeça da fíbula, ápice distal do maléolo lateral, ápice da cabeça do quinto metatarso e calcâneo.

Aquisição dos parâmetros para análise da marcha: Com os marcadores corretamente posicionados pôde-se dar início à marcha sob a passarela. Os softwares de cada equipamento eram inicializados ao mesmo tempo para que houvesse sincronismo. Dois segundos após essa inicialização, um botão de sincronismo geral era pressionado e, então, uma fonte de luz voltada ao indivíduo era acesa, e o mesmo começava a caminhada sobre a passarela. Cada indivíduo realizou cinco voltas completas na passarela, com pausas entre cada uma para nova calibração.

O protocolo de coleta se repetiu para todos indivíduos do grupo A e do grupo B, sendo a duração completa do experimento, para cada indivíduo, de aproximadamente uma hora. No final do protocolo os arquivos coletados foram salvos em formato .txt para que pudessem ser processados e analisados.

2.3. Processamento dos Sinais

O processamento do sinal das plataformas de força foi realizado utilizando o software MatLab®. As plataformas 1 e 2 fornecem os dados da força peso ao longo do tempo, em Z, exercida sobre a plataforma. A metodologia empregada foi de separar os fragmentos das passadas utilizando a força Z, fornecida pelas duas plataformas. A frequência original da coleta era de 200 Hz, e para o processamento esta frequência foi alterada para 1kHz.

Os gráficos superiores (“Passo ida 1” e “Passo volta 1”), representam o deslocamento do centro de pressão (COP) do indivíduo, em X e em Y. Como as plataformas apresentam 50cm², a escala destes gráficos foi fixada entre -25 e +25 para todos os participantes, a fim de ser possível uma análise preliminar deste deslocamento.

A lógica para extração das passadas foi a seguinte: quando o primeiro sinal, da plataforma 1, ultrapassa o zero para o positivo, considerou-se que este seria o início do ciclo (ataque de calcanhar); e o fim do ciclo foi considerado quando o indivíduo retirava o pé da plataforma 2. A partir disso, foi possível extrair dos gráficos de peso X tempo tanto da plataforma 1, quanto da plataforma 2. Nestas curvas, os primeiros picos mostrados nos gráficos “Plataforma 1” e “Plataforma 2” correspondem aos passos de ida, e os dois segundos picos correspondem aos passos de volta.

A Fig. 1 ilustra os quatro gráficos extraídos no processamento do sinal de um indivíduo do grupo controle, na primeira das cinco voltas realizadas por ele. No gráfico, “Passo ida 1”, “Passo volta 1” e “Plataforma 1” são dados referentes à plataforma 1, e “Plataforma 2” se refere à plataforma 2.

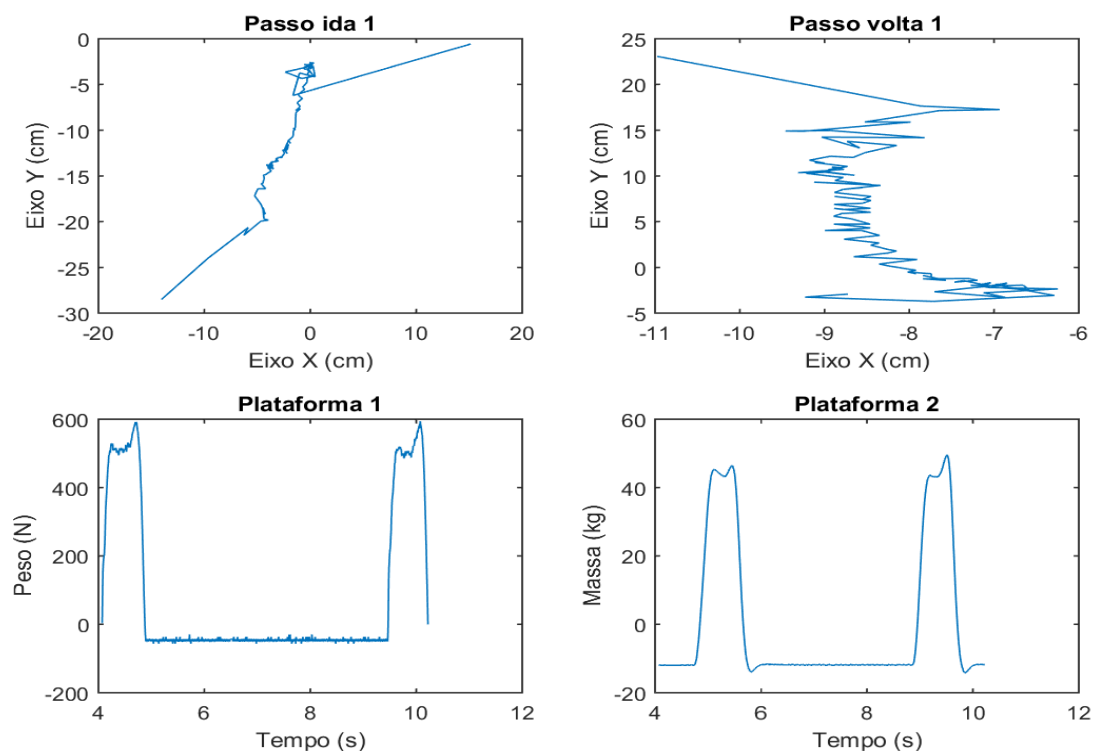


Figura 1: Curvas de força das plataformas 1 e 2.

3. RESULTADOS

As tabelas 1 e 2 representam os valores de média aritmética e desvio padrão das variáveis COPx (Centro de Pressão no eixo X) e COPy (Centro de Pressão no eixo Y), sendo a Tabela 1 referente aos membros do grupo controle e a Tabela 2 referente ao indivíduo protetizado. Assim, os dados nas tabelas, que estão em formato $A \pm B$, representam: A, o valor de média aritmética; e B, os valores de desvio padrão.

Tabela 1: Média aritmética e desvio padrão das variáveis COPx e COPy dos indivíduos do grupo controle.

Voluntário	Pé Direito		Pé Esquerdo	
	COPx	COPy	COPx	COPy
1	-4,43 ± 3,27	3,75 ± 6,2	-2,94 ± 1,96	-7,88 ± 8,35
2	5,92 ± 3,44	1,22 ± 6,49	4,2 ± 4,21	-0,27 ± 6,42
3	1,53 ± 4	-0,54 ± 6,3	1,69 ± 5,03	-1,6 ± 6,94
4	-10,62 ± 5,95	-0,26 ± 5,98	3,07 ± 7,08	2,14 ± 6,38
5	8,81 ± 5,47	1,09 ± 6	0,29 ± 6,83	1,3 ± 6,53
Geral	0,24 ± 4,43	1,05 ± 6,19	1,26 ± 5,02	-1,26 ± 6,92

Tabela 2: Média aritmética e desvio padrão das variáveis COPx e COPy do indivíduo lesionado.

Voluntário	Pé Direito		Pé Esquerdo	
	COPx	COPy	COPx	COPy
1	0,93 ± 5,59	6,89 ± 7,22	-3,23 ± 6,35	1,59 ± 7,6

A partir destas duas tabelas é possível analisar que:

1. O grupo controle possui um valor de média aritmética maior, em X, no pé esquerdo (1,26); e um maior valor de desvio padrão (5,02).
2. Já em Y, o grupo controle não apresentou uma variação significativa do valor de média aritmética com pé esquerdo (-1,26) em comparação com o pé direito (1,05).
3. O indivíduo protetizado, apresentou uma maior variação do valor de média aritmética, em X, no pé esquerdo (-3,23); e um maior valor de desvio padrão (6,35).
4. Já em Y, o indivíduo protetizado apresentou valor de média aritmética maior no pé direito (6,89); e um valor de desvio padrão maior no pé esquerdo (7,6).

As tabelas 3 e 4 representam os valores de média aritmética e desvio padrão das variáveis Fz1 (Força Peso no eixo Z da plataforma 1) e Fz2 (Força Peso no eixo Z da plataforma 2), sendo novamente a Tabela 1 referente aos membros do grupo controle e a Tabela 2 referente ao indivíduo protetizado. Os dados nas tabelas, que estão em formato $A \pm B$, representam: A, o valor de média aritmética; e B, os valores de desvio padrão.

Tabela 3: Média aritmética e desvio padrão das variáveis Fz1 e Fz2 dos indivíduos do grupo controle

Voluntário	Pé Direito		Pé Esquerdo	
	Fz1	Fz2	Fz1	Fz2
1	3,78 ± 4,58	0,3 ± 0,43	3,49 ± 4,59	0,18 ± 0,4
2	3,59 ± 4,47	0,35 ± 0,42	3,44 ± 4,48	0,34 ± 0,42
3	3,46 ± 4,6	0,27 ± 0,43	3,59 ± 4,6	0,29 ± 0,44
4	3,47 ± 4,27	0,28 ± 0,4	4,02 ± 4,3	0,34 ± 0,41
5	3,35 ± 4,35	0,28 ± 0,41	3,72 ± 4,36	0,32 ± 0,41
Geral	3,53 ± 4,45	0,3 ± 0,42	3,65 ± 4,47	0,29 ± 0,42

Tabela 4: Média aritmética e desvio padrão das variáveis COPx e COPy do indivíduo lesionado.

Voluntário	Pé Direito		Pé Esquerdo	
	Fz1	Fz2	Fz1	Fz2
1	4,16 ± 4,29	0,29 ± 0,4	3,51 ± 4,22	0,3 ± 0,41

A partir destas duas tabelas é possível analisar que:

1. O grupo controle apresentou um maior valor de força Peso com o pé esquerdo na plataforma 1 (3,65).
2. Já o grupo lesionado apresentou maior valor de força Peso com o pé direito na plataforma 1 (4,16).

3. Na plataforma 2, tanto o grupo controle quanto o grupo lesionado, apresentaram menor valor de força Peso em comparação com a plataforma 1.

4. DISCUSSÃO

A partir dos resultados da força Peso é possível analisar que o indivíduo lesionado, durante a marcha, apresenta uma compensação no pé direito, devido ao fato de sua lesão ser no membro esquerdo. Fato oposto ao grupo controle, que possui uma compensação, durante a marcha, no pé esquerdo.

Em relação ao Centro de Pressão dos indivíduos, é possível verificar que a fase de apoio do pé do membro afetado no grupo ATQ é significativamente mais tardia que no membro não afetado e no grupo controle, o que pode ser explicado por uma evitação da carga do peso no membro afetado, com transferência para o membro não afetado, de forma a compensar e estabilizar a distribuição do peso corporal.

O indivíduo lesionado, mesmo após a protetização do quadril, ainda possui marcha claudicante, apresentando inclinação lateral do tronco na fase do apoio médio, assimetria e instabilidade mecânica da cintura pélvica, encurtamento aparente de membro inferior esquerdo com alteração da biomecânica da marcha, limitando a passagem de carga para o membro lesado. Portanto, possui suas fases da marcha comprometidas por alguns fatores, a se observar:

1. O membro inferior direito é capaz de suportar o peso do corpo de forma independente. Já o membro inferior esquerdo protetizado não possui essa capacidade, trazendo desequilíbrios com comprometimento durante o apoio simples.
2. O membro inferior esquerdo em oscilação não é capaz de avançar e exercer ação de suporte individualmente, necessitando a compensação com a inclinação lateral do tronco, devido a fatores como atrofia muscular, diminuição de força, e complicações por infecções ósseas.
3. O membro inferior direito possui força muscular suficiente para avançar o tronco, já o membro inferior esquerdo apresenta hipotrofia da musculatura, dificultando o equilíbrio dinâmico e a deambulação.

Todas estas alterações podem a médio e longo prazo, provocar desvios e/ou situações patológicas da coluna vertebral com sobrecarga das articulações dos membros inferiores, conforme podemos perceber no indivíduo lesionado com implicações na marcha e no padrão postural.

Em suma, o indivíduo lesionado apresentou maior deslocamento do centro de pressão com o pé esquerdo em relação ao pé direito, devido à artroplastia e suas consequências a nível muscular, ligamentar e postural, influenciando no equilíbrio (como esperado). Isso ocorre, pois o indivíduo apresenta marcha auxiliada pelo quadrado lombar, ao invés da utilização da musculatura convencional responsável pela marcha. Ademais, o indivíduo protetizado possui diferença aparente de membros em relação ao apoio dos mesmos, que pode ser reduzida com a fisioterapia e uso de palmilhas. Segundo o Consenso Brasileiro para o Tratamento de Osteoartrose (Coimbra, 2002) a ação fisioterapêutica no pré-operatório e no pós-operatório de ATQ é de extrema importância, pois proporciona vantagens ao paciente tanto em termos da qualidade da recuperação como no menor tempo para obtê-la.

Em relação à força vertical de reação na plataforma de força, que é função do peso sustentado durante o ciclo da marcha, os indivíduos do grupo controle apresentaram gráficos com variações da força vertical de reação concernentes aos respectivos pesos, mas com padrão esperado para a normalidade. Comparando-se os gráficos deste grupo aos gerados para o membro inferior esquerdo afetado do indivíduo protetizado, verifica-se nítida diminuição nos picos de ambas as passadas, no ciclo da marcha, o que representa diminuição da força vertical de reação ao solo, empreendida pelo indivíduo.

Por fim, para o indivíduo protetizado, o primeiro pico da curva da esquerda, que representa o ataque de calcanhar, não pode ser bem detectado, comparado ao grupo controle. Isso pode ocorrer devido ao fato de haver uma compensação do peso do indivíduo nas passadas. Como existe uma deficiência na marcha, o mesmo não consegue completar todas as fases do ciclo com exatidão, fazendo com que exista um apoio do pé inteiro no solo já no primeiro contato com o chão.

5. CONCLUSÃO

Com o desenvolvimento deste projeto, foi possível identificar uma série de falhas ocorridas durante a execução do experimento (metodologia). Diversas coletas foram refeitas devido à necessidade de um protocolo de referência adequado, destacando a importância da realização de testes pilotos.

Como já era esperado, os dados demonstram maior instabilidade no grupo B (indivíduo lesionado), em comparação com o grupo A (grupo controle). Além disso, o membro inferior esquerdo do indivíduo lesionado apresenta hipotrofia da musculatura de forma generalizada, com apoio bipodal comprometido, gerando sobrecarga maior em membro

inferior direito, coluna e articulações em geral (por desalinhamento). Verifica-se ainda que o grupo B apresentou maior oscilação de força no pé esquerdo para que obtenha a estabilização postural, em relação ao grupo A.

Uma limitação deste estudo foi o fato de se ter perdido dados importantes, causados por erros metodológicos. Na fase de processamento, foi identificado que durante a coleta de alguns voluntários, os sensores utilizados em alguns indivíduos apresentaram problema, impossibilitando a utilização dos dados dos mesmos. Além disso, não foi possível correlacionar os dados coletados de cinemetria, dificultando a avaliação de variáveis e padrões que ocorrem durante a marcha.

6. REFERÊNCIAS

- COIMBRA IB, PASTOR EH, GREVE JM, et al: **Consenso brasileiro para o tratamento da osteoartrite (artrose)**. Rev Bras Reumatol 2002; 42: 371-4.
- DANGELO J. G, FATTINI C. A. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**, 2011.
- MAFRA, Nuno Rocha. **Análise de Imagem na Avaliação Clínica da Marcha Humana**. 2012. 22 f. Monografia (Especialização) - Curso de Engenharia Mecânica, Universidade do Porto, Porto, 2012.
- MEGLAN, D., & TODD, F. (1994). **Kinetics of human locomotion**. In J. Rose; & J. G. Gamble (Eds.), Human walking (2nd ed., pp. 73-99).
- PERRY J, 2005; DICHARRY J, 2010; JACOBS A. et al. **The normal gait human**, 2004.
- WHITTLE, M. (2007). **Gait analysis: an introduction** (4th ed.). Edinburgh: Butterworth Heinemann.

7. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao CNPq, à CAPES e à FAPEMIG pelo apoio financeiro para esta pesquisa.

8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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