

Alterações cinemáticas tridimensionais na articulação do quadril de pacientes submetidos à artroplastia total de quadril durante a deambulação

Three-dimensional kinematic changes in the hip joint following of patients submitted to total hip replacement during walking

Paulo Roberto Garcia Lucareli^{1,2,3}; Cecília Pereira³; Luciana Oliveira³; Silvio Antonio Garbelotti Junior^{3,4}; Mário Oliveira Lima⁵; Fernanda Pupio Silva Lima⁵; Nadia Maria dos Santos³; Juliane Gomes de Almeida⁶

¹ Professor Doutor do Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação – Uninove. São Paulo, SP – Brasil.

² Fisioterapeuta Sênior do Laboratório de Estudos do Movimento Einstein (LEME), Hospital Israelita Albert Einstein, HIAE. São Paulo, SP – Brasil.

³ Pesquisador do Núcleo de Apoio à Pesquisa em Análise do Movimento (Napam). São Paulo, SP – Brasil.

⁴ Doutorando Docente do curso de Fisioterapia – Centro Universitário São Camilo, CUSC. São Paulo, SP – Brasil.

⁵ Professor Doutor do programa de Mestrado em Bioengenharia e do curso de Fisioterapia – Univap. São José dos Campos, SP – Brasil.

⁶ Mestre Docente do curso de Fisioterapia – Unip. São Paulo, SP – Brasil.

Endereço para correspondência

Paulo Roberto Garcia Lucareli (Laboratório Integrado de Análise de Movimento)
Av. Francisco Matarazzo, 612 – Água Branca
05001-100 – São Paulo – SP
paulolucareli@uninove.br

Resumo

Introdução: A análise da marcha é o instrumento mais utilizado para avaliar as alterações biomecânicas associadas à indicação da Artroplastia Total de Quadril (ATQ). **Objetivo:** Avaliar a cinemática tridimensional da articulação do quadril e os parâmetros espaço-temporais, durante a deambulação, em pacientes submetidos à ATQ e comparar seu padrão de marcha com o dos indivíduos saudáveis. **Métodos:** Dois grupos foram formados: o grupo 1, experimental, constituído de nove pacientes que realizaram ATQ, todos via anterolateral, e o grupo 2, controle, composto por quatro indivíduos saudáveis. Realizou-se análise tridimensional computadorizada da marcha dos participantes. Os dados cinemáticos de 12 ciclos de marcha de cada paciente foram comparados com o grupo controle e analisados estatisticamente por meio de comparação de intervalos de confiança de 95%. **Resultados:** Alterações significantes ($p < 0,05$) nos três planos de movimento dos quadris estudados foram encontradas. **Conclusão:** Houve diferença linear e angular quando comparada a cinemática tridimensional da articulação do quadril protetizado e não protetizado dos indivíduos no grupo ATQ com os do grupo controle.

Descritores: Marcha; Articulação do quadril; Artroplastia; Biomecânica, Reabilitação.

Abstract

Introduction: Gait analysis is the most used instrument for assess biomechanical changes associated with Total Hip Replacement (THR). **Objective:** To evaluate the three-dimensional kinematics of the hip joint and temporal spatial parameters during walking in patients undergoing THR and compare to walking pattern in healthy individuals. **Methods:** Two groups were formed: group 1 consisted of nine patients undergoing THR, all through anterior-lateral side and group 2 consisted of four healthy subjects. All patients underwent three-dimensional computerized gait analysis. The kinematic data of 12 gait cycles of each patient were compared with the control group and statistically analyzed by comparing confidence intervals of 95%. **Results:** Significant changes ($p < 0.05$) in all three planes of motion of hips studied were found. **Conclusions:** There was a linear and angular difference when compared to three-dimensional kinematics of the hip joint prosthetized and not prosthetized of the individuals of THR group with the subjects of control group.

Key words: Gait; Hip joint; Arthroplasty; Biomechanic; Rehabilitation.

Introdução

A cada ano, aproximadamente 260 mil cirurgias de artroplastia total de quadril (ATQ) são realizadas nos Estados Unidos, a maioria dos pacientes relata alívio da dor, como também melhora da função e mobilidade, depois de concluída a reabilitação do procedimento. Entretanto, alguns estudos mostram que o movimento articular não alcança a amplitude desejada após seis meses e, em alguns casos, até anos posteriores a cirurgia. A persistência dessas limitações físicas gera nos pacientes certo descontentamento quanto ao procedimento cirúrgico^{1,2}.

A principal indicação e causa para se efetuar a ATQ é no tratamento da osteoartrose que, segundo a Organização Mundial de Saúde, é umas das principais doenças que acomete a população, causando principalmente dor e inatividade, sintomas relacionados à idade e que comprometem a marcha^{3,4,5}.

Portanto, a ATQ é mais comum em pacientes idosos com afecção dolorosa e incapacitante no quadril, que limitam as atividades do cotidiano e não respondem mais a medidas conservadoras. Os exames de imagem evidenciam uma geometria alterada, o que influencia a descarga de peso durante as atividades e exacerba os sintomas⁶.

Seis vias de acesso cirúrgico são descritas para realizar esse procedimento (medial, anterior, ântero-lateral, lateral, trocanteriana, pósterolateral e posterior), no entanto, somente três são preferidas atualmente: ântero-lateral, pósterolateral e trocanteriana⁷.

O uso com maior frequência da via ântero-lateral tem sido considerado a melhor exposição cirúrgica, principalmente em relação ao acetábulo, pois ele é anteverso em aproximadamente 20° e a melhor posição para visibilidade é anterior e lateral. A possibilidade de lesão do nervo glúteo superior pela via ântero-lateral é remota e improvável⁷, o que nem sempre é possível nas demais opções.

Acredita-se que o período pós-operatório à ATQ, que evolui com dor, imobilização e uma incisão cirúrgica relativamente importante, leva a alterações na marcha durante esse tempo^{4,8,9}.

A habilidade de quantificar objetivamente os padrões de movimento tem melhorado o entendimento sobre marcha normal e patológica, assim como a efetividade dos modos específicos de tratamento. Como resultado, a análise de marcha pode melhorar o sistema de cuidado à saúde e também o estado de saúde dos pacientes em longo prazo^{5,10,11,12,13}.

A análise da marcha é o instrumento mais utilizado para avaliar as alterações biomecânicas associadas à indicação da ATQ, assim como a avaliação funcional, após a intervenção cirúrgica. Essa análise normalmente inclui parâmetros cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos, que são fundamentais para caracterizar padrões de marcha e seus mecanismos subjacentes^{2,5,12,13,14,15,16,17}.

As principais alterações encontradas nas avaliações de marcha em estudos recentes com pacientes submetidos à ATQ são nas articulações da pelve e quadril, tais como aumento da rotação externa do quadril, redução no momento extensor e aumento do momento flexor do quadril e rotação lateral da pelve em direção ao membro não operado^{17,18,19}.

Os achados encontrados em avaliações clínicas de marcha no pós-operatório recente podem não ser efetivos. As queixas e limitações desse período ainda estão presentes e mascaram a avaliação do examinador, ou porque a avaliação observacional não é capaz de detectar a alteração funcional¹³.

Objetivos

O objetivo deste estudo foi avaliar a cinemática tridimensional da articulação do quadril e os parâmetros espaço-temporais, durante a deambulação em pacientes submetidos à ATQ e comparar seu padrão de marcha com indivíduos saudáveis.

Materiais e métodos

O estudo consistiu em uma pesquisa prospectiva controlada e não randomizada, realizada no Centro Universitário São Camilo, composta por avaliação tridimensional da marcha, após aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa dessa instituição, sob o protocolo nº 007/07.

Os participantes foram selecionados por meio de dados de prontuários do Hospital Avicenna, na cidade de São Paulo. Todos os pacientes operados há cinco anos foram contatados, via telefone, e responderam a perguntas relacionadas aos critérios de inclusão e exclusão e se concordavam em realizar uma avaliação de marcha no Laboratório de Análise de Movimento do Instrucom/Centro Universitário São Camilo, campus Ipiranga, São Paulo (SP).

Os critérios utilizados para incluir os voluntários foram: idade entre 40 e 80 anos; diagnóstico de osteoartrose de quadril; submissão à ATQ unilateral há, no máximo, 60 meses ou, no mínimo, 6 meses; não realização de tratamento fisioterapêutico há pelo menos 6 meses; prontificação voluntária a participar do estudo; assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, conforme Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Foram excluídos os pacientes com: idade inferior a 40 e superior a 80 anos; doenças reumáticas ou neurológicas associadas; complicações relacionadas à ATQ; osteoartrose severa em outras articulações; ATQ bilateral ou outra cirurgia ortopédica realizada anteriormente; comorbidade associada a déficits mentais, além dos não deambuladores.

Baseado no modelo biomecânico Helen Hayes, 25 marcadores de esferas de poliestireno, envolvidas por uma fita adesiva revestida de esferas microscópicas de vidro sobre uma base de plástico com fita adesiva dupla face, foram fixados na pele dos voluntários em pontos anatômicos pré-definidos, representando projeções ósseas, estimando a posição dos centros articulares e calculando a cinemática tridimensional das articulações da cabeça, ombro, co-

tovelo, punho, tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo^{20, 21}.

Para aquisição dos dados tridimensionais, foi utilizado o sistema de captura de movimento *Motion Analysis System*[®] composto por oito câmeras, do modelo FALCON, e um computador com placas para o tratamento de sinal de vídeo, com plataforma exclusiva e placa AT386-SX 40 MHz para o tratamento do sinal de vídeo e demais equipamentos chamado MIDAS.

Uma vez na memória de vídeo, os dados foram transferidos para um segundo computador de propósito geral. Neste, um *software* próprio, EVART[®] 5.03, foi utilizado para processamento e construção da imagem tridimensional dos marcadores por meio de diversos algoritmos matemáticos.

Como procedimento padrão do laboratório, todos os sujeitos submetidos ao exame precisavam estar trajados com *top* e *shorts* para as mulheres e *shorts* para os homens e a pele limpa com algodão e álcool 70%. Eles também foram familiarizados com os equipamentos e experimentos, sendo instruídos sobre a execução das tarefas e sequência das atividades a serem realizadas. Ao demonstrarem entendimento com relação às etapas de cada avaliação, as fases puderam ser iniciadas.

Os sujeitos foram familiarizados com os equipamentos e experimentos, sendo instruídos sobre a execução da tarefa, que consistia em deambular em uma pista demarcada no solo de 1,5 x 6,0 metros, 12 vezes, perfazendo um total de 12 ciclos de marcha.

A seguir, foram orientados a deambular em velocidade confortável de forma a reproduzir o real padrão de marcha. Ao demonstrar entendimento da tarefa, os sujeitos a realizaram de forma simulada, como treino, deambulando na pista de coleta dos dados cinemáticos.

Para cada caminhada na pista de coleta, foi selecionado um único ciclo de marcha e por meio do *software* Orthotrak 6.25[®] os dados cinemáticos tridimensionais das articulações do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo foram processados e transformados em séries numé-

ricas da posição angular. A partir de tais informações, foram gerados gráficos das variações angulares nos planos frontal, sagital e transversal em função percentual do ciclo de marcha, perfazendo um total de 12 gráficos para cada sujeito.

Para este estudo, as variáveis da articulação do quadril foram estudadas nos três planos de movimento. Possíveis diferenças entre os grupos, segundo as variáveis previamente definidas, estabeleceram o total de 12 repetições do ciclo de marcha para estimar a variância individual, tanto dos indivíduos normais como dos pacientes.

Verificou-se que a variância individual é menor que a do grupo de indivíduos; portanto, na propagação do erro estatístico é mais importante a variância do grupo do que a variância individual. Assim, para análise dos dados cinemáticos, utilizou-se a variância do grupo de indivíduos normais como medida do erro estatístico, definido como intervalo de confiança, fixado sempre em um valor menor ou igual do que 5%.

Resultados

Dos prontuários encontrados, foram revisados 37 prontuários de pacientes submetidos à ATQ, de acordo com os critérios de inclusão. Desse total, foram excluídos 28 sujeitos, sendo quatro por óbito; seis, por sofrerem rejeição do implante; seis, por terem sido submetidos à ATQ bilateral; oito, por não serem localizados, e quatro, por não concordarem em participar da pesquisa.

Foi composto um grupo com nove pacientes (18 articulações), com tempo máximo de 58 meses e mínimo de 6 meses após o procedimento cirúrgico. Seis homens e três mulheres, com idade média de 57,44 ($\pm 11,43$ anos); massa de 73 ($\pm 11,42$ kg); altura 168,55 ($\pm 9,34$ cm). Desses, um paciente foi submetido à ATQ cimentada, um à ATQ não cimentada e sete à ATQ híbrida, todos via anterolateral.

O grupo controle foi formado por quatro indivíduos saudáveis (8 articulações). Três homens e uma mulher, idade média de 53,5 ($\pm 7,85$ anos), massa 73 ($\pm 4,76$ kg); altura 169 ($\pm 10,42$ cm), que atenderam aos seguintes critérios de inclusão: deambular de forma independente; ter idade entre 40 e 80 anos e não apresentar qualquer alteração osteomuscular.

Foram analisados 12 movimentos realizados nos planos frontal, sagital e transversal, de cada uma das articulações dos quadris dos grupos ATQ e controle.

Os movimentos realizados pelos indivíduos normais foram agrupados em uma curva média, gerando apenas uma curva em cada movimento, que, por sua vez, foi utilizada como parâmetro de normalidade para comparação individual de cada paciente.

Foram gerados 12 gráficos e uma série numérica (Tabela 1.) para cada voluntário, contendo informações do membro acometido e do seu equivalente no grupo de normais, além de informações do membro sadio. Totalizando, assim, em uma análise de 108 gráficos de movimentos.

Em razão de os pacientes apresentarem grande variância nas curvas de movimento, optou-se pela análise individual dos dados e o agrupamento dos principais achados para a comparação com o grupo normal, considerando a intersecção dos intervalos de confiança entre as curvas analisadas como medida estatística de normalidade.

Para análise dos dados nos gráficos, primeiramente, comparou-se a curva do membro acometido com a curva do grupo de normais, com o objetivo de verificar possíveis alterações no membro acometido. Posteriormente, compararam-se ambas as curvas entre si, com o intuito de verificar a existência ou não de simetria entre os membros do paciente.

Nas Figuras 1, 2 e 3, a seguir, são mostrados os gráficos ordenados de acordo com os movimentos e planos analisados.

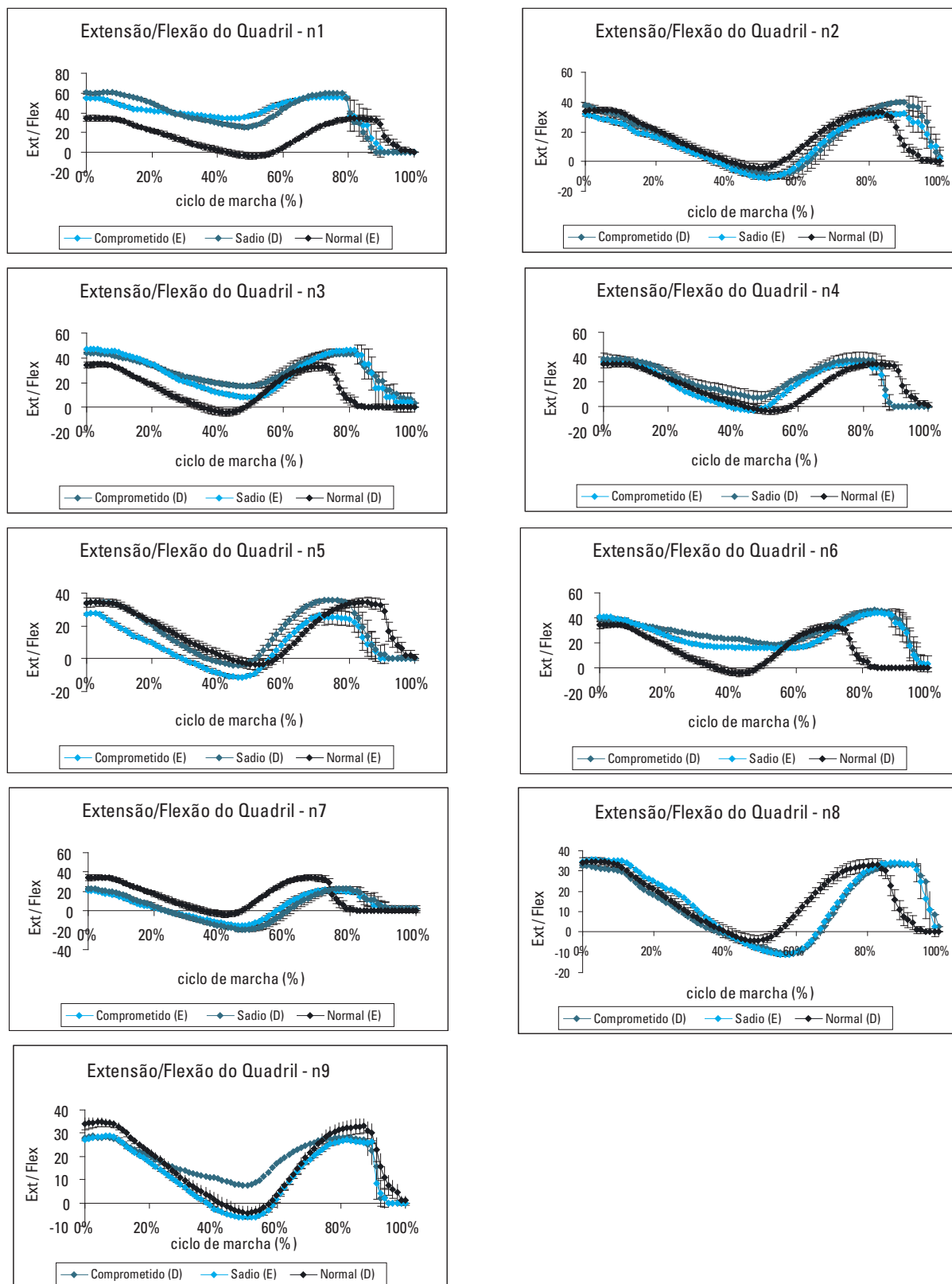


Figura 1: Cinemática angular tridimensional das articulações dos quadris no plano sagital dos pacientes, após artroplastia total de quadril

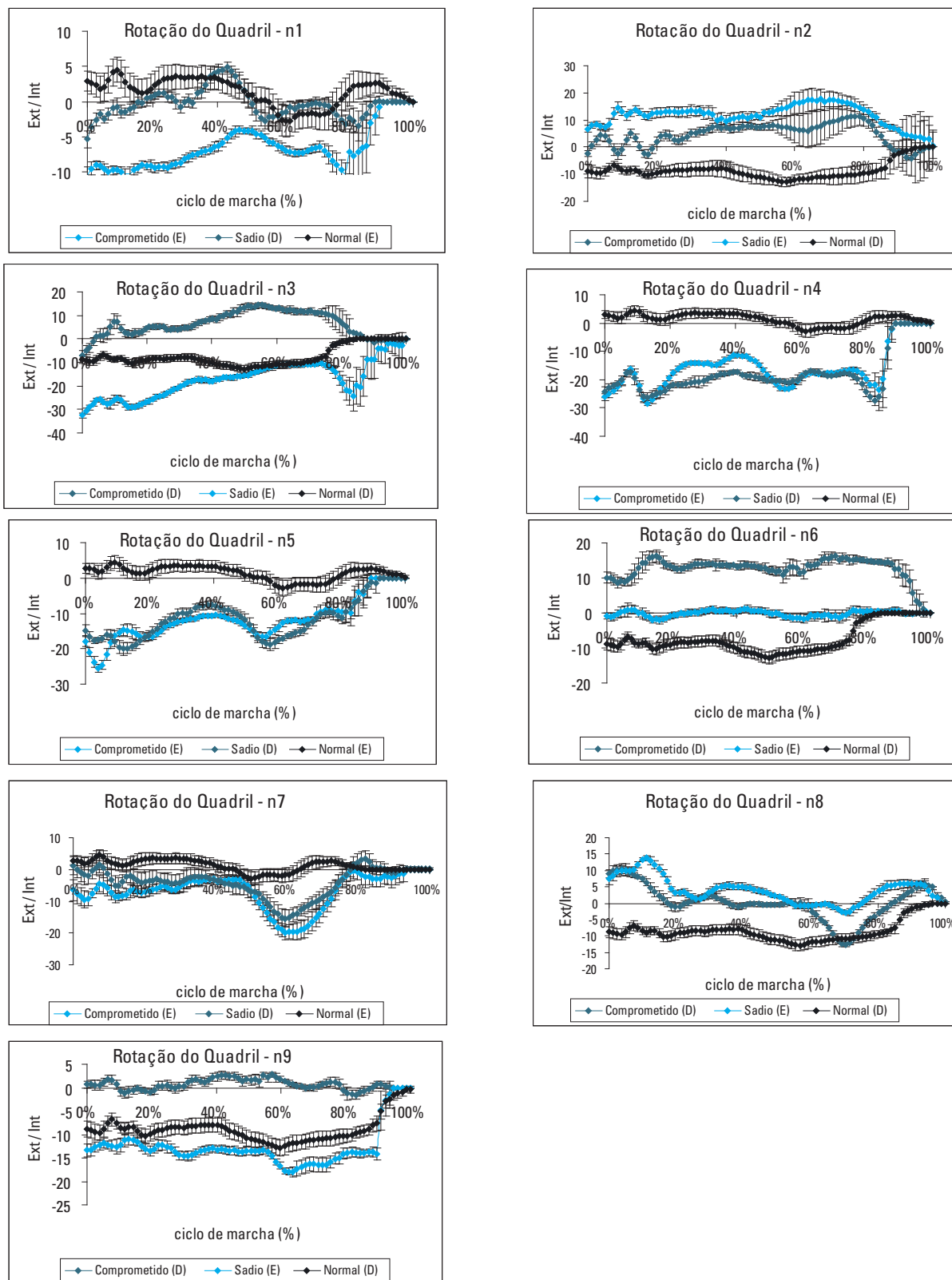


Figura 2: Cinemática angular tridimensional das articulações dos quadris no plano transversal dos pacientes, após artroplastia total de quadril

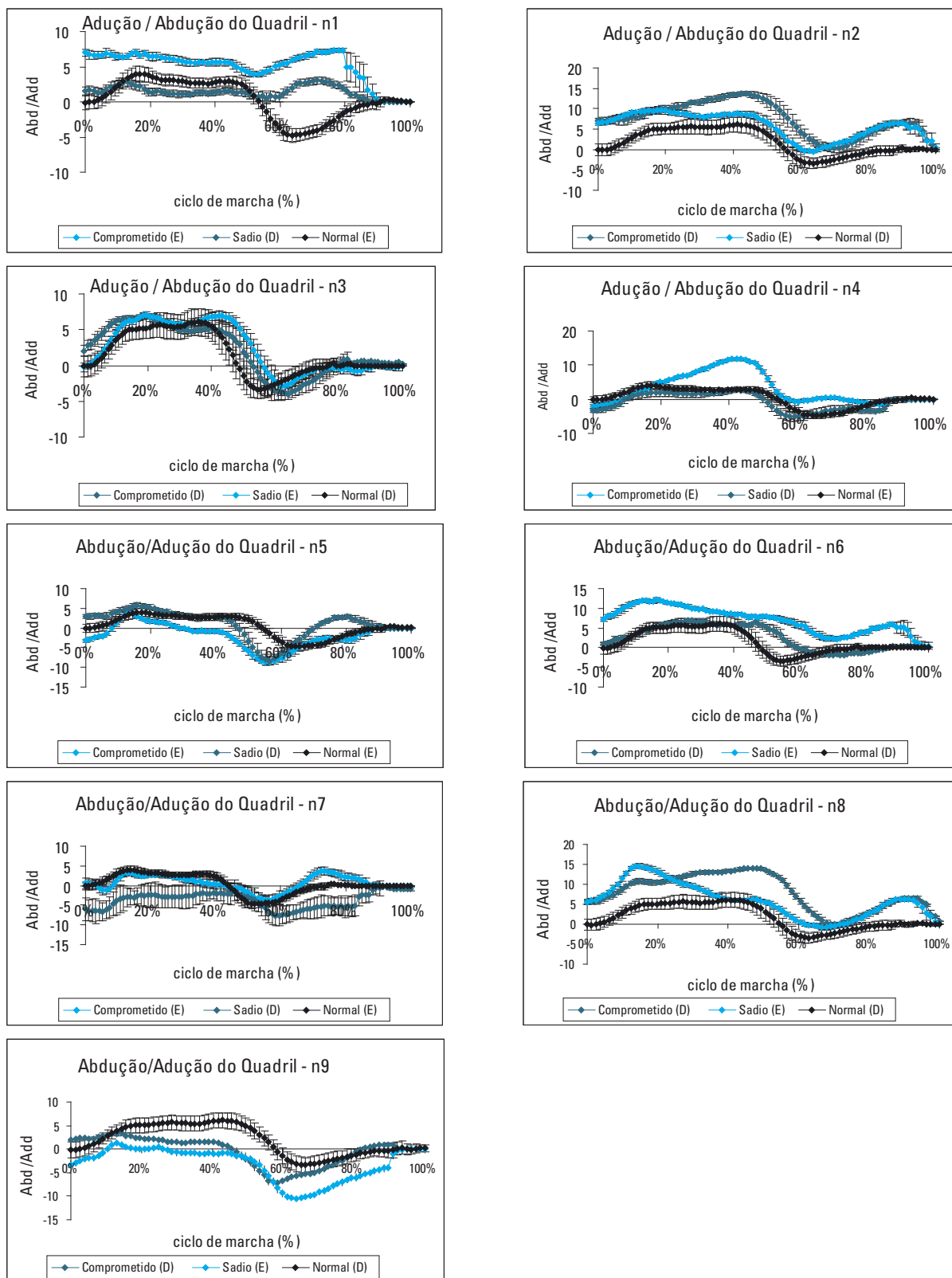


Figura 3: Cinemática angular tridimensional das articulações dos quadris no plano frontal dos pacientes, após artroplastia total de quadril

Tabela 1: Variáveis espaço-temporais do grupo sadio (controle) e do grupo de pacientes

Variáveis espaço-temporais	Comprometido Média IC		Sadio Média IC		Normal Média IC		
Largura do passo (cm)	11,36	0,95	11,36	0,95	10,39	0,34	***
Cadência (passos/min)	97,45	2,10	97,72	2,09	101,03	0,67	***
Duplo apoio (%)	9,85	0,69	8,88	0,49	9,68	0,40	***
Fase de balanço (%)	45,74	3,69	39,75	0,67	40,27	0,40	***
Fase de apoio (%)	54,25	3,69	60,24	0,67	59,72	0,40	**
Velocidade (cm/s)	88,83	3,65	89,26	3,70	99,18	3,59	***

Análise de variância ANOVA: ** $p \leq 0,005$ / *** $p \leq 0,0001$. Comprometido: Lado operado do grupo de pacientes; Sadio: Lado não operado do grupo de pacientes; IC: Intervalo de Confiança

Discussão

O objetivo neste estudo foi realizar a análise tridimensional da articulação do quadril durante a deambulação em pacientes submetidos à ATQ. Foram avaliados e comparados nove pacientes (18 articulações), sendo posteriormente realizada a comparação de seus padrões de movimentos, lado sadio (9 articulações) e lado protetizado (9 articulações) nos planos frontal, sagital e transversal com um grupo de quatro indivíduos sadios (8 articulações).

Após analisarmos os dados cinemáticos e as variáveis espaço-temporais neste estudo, constatou-se que há diferença de valores, quando comparados o grupo de pacientes com o de sadios.

No grupo ATQ, ao confrontarmos o lado comprometido com o sadio e com o grupo controle, foi possível notar que o lado acometido apresentou maior duração da fase de balanço, e menor, da fase de apoio. O lado sadio, por sua vez, mostrou a fase de apoio maior que a do grupo normal.

Cada grupo estudado possui seu próprio tempo para realizar o Ciclo de Marcha (CM), demonstrado pela velocidade e cadência diferentes. O grupo controle apresentou cadência e velocidade maiores, por isso houve tendência a concluir o CM antes do grupo de pacientes. Sabe-se que vários fatores influenciam a velocidade e a cadência, como o comprimento dos

membros e alteração na cinemática das articulações.

A marcha mais rápida prolonga proporcionalmente o apoio simples e encurta os dois intervalos de duplo apoio; o inverso é verdadeiro conforme a velocidade da pessoa diminui^{22, 23}. Isso explica o fato do lado comprometido ter apresentado a menor velocidade e, logo, o maior duplo apoio.

Em pacientes com 1 e 3 anos de pós-operatório de ATQ, a duração da fase de apoio aumentou, assim como a descarga de peso no lado operado e a velocidade da marcha. Nos pacientes com 3 anos de cirurgia, a simetria na marcha, o equilíbrio do centro de gravidade e o alívio da dor foram recuperados²⁴.

Durante a avaliação da cinemática angular, foram avaliados os movimentos do quadril nos três planos de movimento: abdução e adução; flexão e extensão e rotação interna e externa do quadril.

O grupo de pacientes realizou movimento excessivo de adução na fase de apoio, quando comparado ao de normais; já na fase de balanço, ambos permaneceram em abdução do quadril. Essa alteração também pode ser encontrada em pacientes operados a menos tempo, sendo associada à queda da pelve contralateral e insuficiência dos músculos flexores e abdutores do quadril²⁵.

No plano sagital, um grupo apresentou amplitude de movimento semelhante à marcha do grupo sadio, e no segundo grupo foram en-

contradas restrições para a extensão durante o apoio terminal e excessiva flexão durante o início do balanço. Esses resultados corroboram estudos de Lindemann et al.⁵ em que se avaliaram 20 pacientes submetidos à ATQ unilateral, três meses após a cirurgia e, verificou-se que, em todos os casos, a flexão de quadril estava aumentada, com aumento da fase de apoio, da passada e da velocidade da marcha.

A amplitude de movimento realizada pela articulação do quadril, ao longo do ciclo de marcha correspondente ao plano transversal, foi excessiva, quando comparados ao grupo sadio. O arco total de movimento de rotação do quadril atingiu, em média, 8 graus no grupo saudável; porém, nos indivíduos estudados encontramos arco de movimento de até 35 graus. Na fase de apoio, conforme esperado, o grupo controle realizou excessiva rotação interna do lado comprometido, e do lado não comprometido, excesso de rotação externa.

Em resumo, verificou-se que as principais alterações encontradas foram excessiva adução do quadril, provavelmente seja uma causa secundária por insuficiência dos músculos abdutores dessa região e queda da pelve contralateral; déficit de extensão do quadril durante a fase de apoio, que pode ser causado pela insuficiência dos músculos extensores dessa parte do corpo, ou retração dos flexores ou, talvez, uma combinação de ambos; excessiva rotação interna dos quadris comprometidos, que pode ser um mecanismo compensatório para aumentar o braço de alavanca dos músculos abdutores, e, por último, a excessiva rotação externa dos quadris não comprometidos, muito provavelmente, seja um movimento compensatório à rotação interna do quadril contralateral ou oriundo do posicionamento da pelve que não foi mensurado e nem descrito neste estudo.

Conclusão

Houve diferença na cinemática linear e angular, quando comparado o desempenho da

articulação nos quadris protetizado e não protetizado dos indivíduos do grupo ATQ com relação ao grupo controle. As principais alterações encontradas foram déficit de extensão do quadril no apoio terminal, excessiva adução e rotação interna do quadril durante a fase de apoio, velocidade e cadência de marcha reduzidas.

Referências

1. Ajemian S, Thon D, Kaul L, Clare P, Hugues G, Zernicke R. Gait changes following total hip replacement. *Gait Posture*. 1997;5:146-7.
2. McCrory LJ, White SC, Lifeso RM. Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. *Gait Posture*, 2001;14:104-9.
3. Huo M, Gilbert N, Parvizi J. What's new in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg*. 2007;89:1874-85.
4. Camargo OPAZ. Ortopedia e traumatologia: conceitos básicos, diagnóstico e tratamento. 1ª ed. São Paulo: Rocca; 2004.
5. Lindemann RB, Becker C, Unnewehr I, Muche R, Aminian K, Dejnabadi H et al. Gait analysis and WOMAC are complementary in assessing functional outcome in total hip replacement. *Clin Rehabil*. 2006;20:41320.
6. Weinstein SL, Buckwalter JA. Ortopedia de Turek: princípios e sua aplicação. 5ª ed. São Paulo: Manole; 2000.
7. Schwartsmann C, Freitas G, Damin M, Oliveira G, Gonçalves A, Oliveira RK. Acesso antero-lateral para o quadril: lesa a musculatura glútea? *Rev Bras Ortop*. 1997;32:792-6.
8. Lenaerts, G. Analysis of hip contact forces and muscle force, kinetics and kinematics in gait, before and after total hip replacement. Proceedings of symposium prediction and evaluation of THR performance. 2007, Belgium: Katholiek Universiteit Leuven; 2007.
9. Colgan, G. Gait analysis pre and early post-total hip replacement. Proceedings of symposium prediction and evaluation of THR performance. 2007, Belgium: Katholiek Universiteit Leuven, 2007.
10. Wykman A, Olsson E. Walking ability after total hip replacement. *J Bone Joint Surg*. 2002;74B:53-6.

11. Chester V, Biden E, Tingley M. Gait analysis. Management and technology. 2005;1: 64-74.
12. Aminian K, Trevisan C, Najafi B, Dejnabad HI, Frigo C, Pavan E et al. Evaluation of an ambulatory system for gait analysis in hip osteoarthritis and after total hip replacement. Gait Posture. 2004;20:102-7.
13. Bennett D, Ogonda L, Elliott D, Humphreys L, Beverland DE. Comparison of gait kinematics in patients receiving minimally invasive and traditional hip replacement surgery: a prospective blinded study. Gait Posture. 2005;23:374-82.
14. Andriacchi TP, Hurmitz DE. Gait biomechanics and the evolution of total joint replacement. Gait Posture. 2007;5: 256-64.
15. Busser HJ, Taminiau MM. Functional assessment of hip joint replacement using ambulatory monitoring of gait in daily living. Gait Posture. 2007;6:263-80.
16. Foucher KC, Hurmitz DE, Smmekh D, Andrischi TP, Roamberg AG, Galante JO. Factors influencing variation in gait adaptations after total hip replacement. Gait Posture. 2008;7:144-90.
17. Vogt L, Brettmann K, Pfeifer K, Banzer W. Walking patterns of hip arthroplasty patients: some observations on the medio-lateral excursions of the trunk. Disabil Rehabil. 2003;25:309-17.
18. Thomas PA, Hurwitz D. Gait biomechanics and the evolution of total hip replacement. Gait Posture. 2007;5:256-64.
19. Nallegowda M, Singh U, Bhan S, Wadhwa S, Handa G, Dwivedi SN. Balance and gait in total hip replacement: a pilot study. Am J Phys Med Rehabil. 2003;82:669-77.
20. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. Journal of Orthopedic Research. 1990;8:383-92.
21. Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. Hum Mov Sci. 1991;10:575-87.
22. Lucareli PRG. Three-dimensional clinical gait analysis in normal brazilian adults. Gait Posture. 2003;18 Suppl 2:S98-98.
23. Perry J, Burnfield JM. Gait analysis: normal and pathological function. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated; 2010.
24. Isobe Y, Okuno M, Otsuki T, Yamamoto K. Clinical study on arthroplasties for osteoarthritic hip by quantitative gait analysis. Biomed Mater Eng. 2009;8:167-75.
25. Lenaerts G. Use of individualized musculoskeletal modeling to quantify hip loading before and after total hip replacement. Proceedings of symposium prediction and evaluation of THR performance. 2007, Belgium: Katholiek Universiteit Leuven, 2007.

