

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

**GIOVANNA CAMPARIS LESSI**

**AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE FUNCIONAL EXCÊNTRICA EM  
PORTADORES DE OSTEOARTRITE DE JOELHO**

**SÃO CARLOS  
2011**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

**GIOVANNA CAMPARIS LESSI**

**AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE FUNCIONAL EXCÊNTRICA EM  
PORTADORES DE OSTEOARTRITE DE JOELHO**

**Dissertação de Mestrado apresentada  
ao Programa de Pós-graduação em  
Fisioterapia da Universidade Federal  
de São Carlos, como parte dos  
requisitos para obtenção do título de  
Mestre em Fisioterapia. Área de  
concentração: Processos de Avaliação  
e Intervenção em Fisioterapia.**

*Orientador: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Stela Márcia Mattiello*

*Co-orientador: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Ana Beatriz de Oliveira*

**SÃO CARLOS  
2011**

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da  
Biblioteca Comunitária da UFSCar**

L639aa

Lessi, Giovanna Camparis.

Avaliação da atividade funcional excêntrica em portadores de osteoartrite de joelho / Giovanna Camparis Lessi. -- São Carlos : UFSCar, 2011.  
59 f.

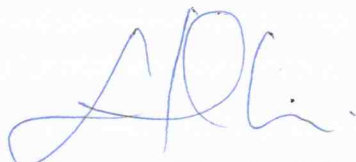
Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2011.

1. Ortopedia. 2. Articulação do joelho. 3. Força de reação do solo. 4. Cinemática. 5. Eletromiografia. I. Título.

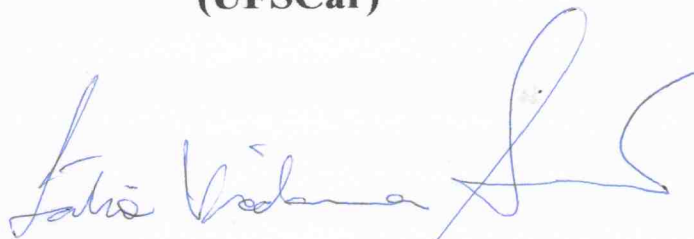
CDD: 617.3 (20<sup>a</sup>)

**MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA PARA DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE GIOVANNA CAMPARIS LESSI, APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS, EM 25 de fevereiro de 2011**

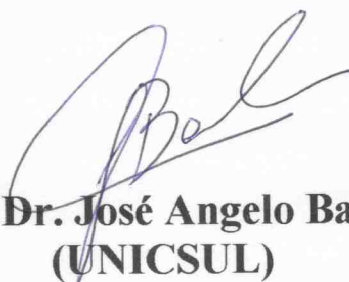
**BANCA EXAMINADORA:**



**Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Stela Márcia Mattiello  
(UFSCar)**



**Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão  
(UFSCar)**



**Prof. Dr. José Angelo Barela  
(UNICSUL)**

*Dedicatória*

*Dedico este trabalho à minha querida avó  
Idalina, que sempre foi um exemplo de  
força, perseverança e amor na minha vida.*

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Agradeço aos meus pais, **Sergio** e **Jussara** pelo incondicional amor e apoio. Obrigada pelas palavras de incentivo e por acreditarem em mim. Não tenho palavras para agradecer tudo que fizeram por mim pra que eu chegasse até aqui. Minha eterna gratidão, admiração e amor. Ao meu querido irmão e melhor amigo **Renzo**, que sempre está ao meu lado, obrigada por sua amizade, companheirismo e compreensão. Vocês são as pessoas mais importantes da minha vida!

À maravilhosa tia-madrinha **Cinara**, minha eterna incentivadora. Minha Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> favorita, que foi a grande inspiração para que eu escolhesse esse caminho. Te amo.

## AGRADECIMENTOS

À minha orientadora **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Stela Márcia Mattiello**, pela oportunidade de fazer parte do seu laboratório. Muito obrigada por confiar em mim e me apoiar. Agradeço pela orientação, conselhos e amizade. Pode ter certeza que esses anos de convívio foram de grande crescimento para mim, tanto pessoal quanto profissional.

À minha co-orientadora **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup>. Ana Beatriz de Oliveira** pela dedicação e paciência, por sempre estar disponível (mesmo quando era quase impossível). Bia, muito obrigada pelos ensinamentos, pelas rotinas, gráficos, figuras, enfim, toda sua dedicação!

Aos **membros da banca** por se disponibilizarem a avaliar o trabalho e pelas contribuições.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pela bolsa de estudos concedida.

À minha querida amiga-irmã, conselheira e consultora para assuntos aleatórios **Paulinha Serrão**. Muito obrigada por estar ao meu lado em todos os momentos dessa jornada. Obrigada pelas conversas, risadas, conselhos, caronas, por organizar meus parágrafos e por me emprestar sua família linda (Fabinho e Luís Felipe) enquanto a minha estava longe. Sem você esse trabalho não existiria. Você é uma pessoa muito importante na minha vida!

Ao **Fernando (Zé)**, parceirão, obrigada pelas incontáveis caronas, pelos almoços muito agradáveis, pelos cafés e bolos (sempre na hora certa), por ser meu modelo sem reclamar, pelas risadas e pelo companheirismo. Sem você e a Paulinha minha vida teria sido muito chata nesses últimos anos!

À **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Karina Gramani Say** (Tia Ka) por ter dado início ao projeto osteoartrite e por fazer do LAFAr um lugar engraçado pra se trabalhar. Muito obrigada pela amizade, confiança e companheirismo. Você faz falta aqui em São Carlos!

Às minhas amigas **Gisele Zanca** e **Mariana Ávila**, por toda a ajuda, conselhos, conversas e apoio. Muito obrigada por sempre estarem presentes!

Aos companheiros de laboratório **Michele, Adriana, Andressa e Carol** muito obrigada pela amizade e pelos anos agradáveis de convivência. Minha querida IC **Ana Cláudia**, muito obrigada por toda ajuda e dedicação ao projeto.

Ao **Prof. Dr. Fábio Serrão** pela amizade, atenção, sabedoria e contribuições, e ao pessoal do **LAIOT** (Laboratório de Intervenção em Ortopedia e Traumatologia) minha futura família, pela ajuda sempre que precisei, pela parceria, amizade e consultorias!

Agradeço à **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Paula Hentschel Lobo da Costa** e ao pessoal do **NAM** (Núcleo de Análise do Movimento) por me abrirem as portas do laboratório e pela ajuda sempre que precisei.

À minha companheira de casa **Vanessa**. Muito obrigada pela amizade, conversas no corredor até de madrugada, risadas, apoio, incentivo na minha mudança de vida (muito obrigada por me ouvir reclamar sempre e me apoiar toda vez). Você foi muito importante nessa jornada, tanto pessoal quanto profissional. Van, valeu por tudo!

À todos os meus queridíssimos amigos de sanca, valeu pelas conversas, risadas, festinhas, pizzas, por sempre estarem presentes!

À todos os meus amigos de Araraquara, que mesmo estando um pouquinho (só um pouquinho) longe, foram importantíssimos nessa jornada. Meninas (**Nádia, Mari, Bela, Livia**) vocês são minhas irmãs de coração, amo muito todas! Muito obrigada por me entenderem e apoiarem sempre, não sei o que seria de mim sem vocês!



À minha segunda família Fisio 03, obrigada pela amizade e deliciosos reencontros.

A toda minha família, muito obrigada pelo apoio e por estarem sempre presentes.

Obrigada a todos os voluntários que participaram do projeto, sem vocês nada disso seria possível.

E a todas as pessoas que de alguma forma contribuíram para que esse trabalho fosse realizado.

*"Sou o que quero ser, porque possuo apenas uma vida e nela só tenho uma chance de fazer o que quero.  
Tenho felicidade o bastante para fazê-la doce  
dificuldades para fazê-la forte,  
Tristeza para fazê-la humana e  
esperança suficiente para fazê-la feliz.  
As pessoas mais felizes não tem as melhores coisas  
elas sabem fazer o melhor das oportunidades que aparecem em seus caminhos"*

Clarice Lispector

## RESUMO

Portadores de osteoartrite (OA) do joelho apresentam perda da independência funcional, apresentando dificuldades na realização de tarefas que exigem grande demanda da articulação do joelho, como a descida de degraus. Porém ainda não está claro como as alterações musculares e biomecânicas se apresentam em portadores de OA nos graus iniciais. Assim, o objetivo do presente estudo foi analisar a cinética, cinemática e a ativação muscular, na descida de degraus, de homens portadores de OA do joelho, nos graus iniciais, e comparar com um grupo controle saudável. Foram avaliados 31 voluntários divididos em dois grupos. Grupo Osteoartrite (GOA) com 17 homens portadores de OA de joelho graus I ou II ( $53 \pm 6$  anos) e grupo controle (GC) com 14 homens saudáveis ( $50 \pm 6$  anos). Foi realizada avaliação cinemática da descida de degraus, no plano sagital, para avaliação dos ângulos de flexão do joelho. Além disso, simultaneamente, foi realizada eletromiografia do músculo vasto lateral e mensuração da força vertical de reação do solo. O questionário WOMAC foi aplicado em todos os voluntários. Para a análise estatística foi utilizado o teste não paramétrico U-Mann Whitney para as comparações intergrupos, para todas as variáveis ( $p \geq 0,05$ ). Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos para as variáveis cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas. Para o questionário WOMAC, as diferenças intergrupos foram significativas nas três seções (dor:  $p=0,001$ , rigidez:  $p=0,008$  e função:  $p=0,0005$ ) tendo o GOA os maiores valores. Assim, em homens adultos portadores de OA no joelho graus I ou II, a tarefa de descida de degraus, avaliada no plano sagital, está preservada, indicando que ainda nesta fase da doença as adaptações funcionais ligadas a estratégias biomecânicas compensatórias não foram manifestadas.

**Palavras chave:** Osteoartrite de joelho. Degraus. Cinemática. Força de reação solo. Eletromiografia

## ABSTRACT

Patients with osteoarthritis (OA) of the knee show loss of functional independence, presenting difficulties in performing tasks that require high demand of the knee joint, such as stair descent. However, it is unclear how muscular and biomechanical changes were present in patients with OA in the early stages. Thus, the purpose of this study was to analyze the kinetics, kinematics and muscle activation in stair descent, in men with early degrees of knee OA and compare with a healthy control group. We evaluated 31 volunteers divided into two groups. Osteoarthritis Group (OAG) with 17 men with knee OA grade I or II ( $53\pm 6$  years) and Control Group (CG) with 14 healthy men ( $50\pm 6$  years). We performed kinematic evaluation of the stair descent in the sagittal plane for evaluation of the knee flexion angles. Moreover, electromyography (EMG) of vastus lateralis (VL) muscle was performed and vertical ground reaction force was measurement. The WOMAC questionnaire was administered to all volunteers. For the statistical analysis, was used the nonparametric Mann-Whitney U test for comparisons between groups for all variables ( $p > 0.05$ ). There were no significant differences between groups for kinematic, kinetic and EMG. For the WOMAC, the differences between groups were significant in all three sections (pain:  $p = 0.001$ , stiffness:  $p = 0.008$  and function:  $p = 0.0005$ ), OAG have the highest values. In adult men with knee OA grade I or II, the stair decent is preserved in the sagittal plane, indicating that at these stages of the disease the functional adaptations linked to the OA are not expressed.

**Keywords:** knee osteoarthritis. Stairs. Kinematic. Ground reaction force. Electromyography

## LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 1.** Sequência de imagens nos planos sagital e frontal, respectivamente, da tarefa de descida de degraus e o posicionamento dos marcadores. A: posição inicial adotada pelo voluntário antes do início da tarefa. B: tarefa iniciada com a perna avaliada. C: deambulação sobre os degraus. D: momento do toque do pé da perna avaliada na plataforma de força. E: posição adotada ao final da descida de degraus, com o voluntário em apoio bipodal sobre a plataforma de força..... **25**
- FIGURA 2.** Posicionamento dos eletrodos para eletromiografia do músculo vasto lateral..... **28**
- FIGURA 3.** A: representação gráfica da variação do ângulo do joelho e do sinal eletromiográfico do músculo vasto lateral durante a descida de degraus; a) pico de flexão; b) flexão no contato; c) pico da flexão do joelho em resposta a carga (PLRKF). B: representação gráfica da força vertical de reação do solo (FRSz) ao final da descida dos degraus; c) pico da flexão do joelho em resposta a carga (PLRKF); d) momento do toque do pé na plataforma; e) pico da força de reação do solo..... **31**

## LISTA DE TABELAS

<b>TABELA 1.</b>	Valores médios e desvio padrão dos dados antropométricos da amostra.....	<b>33</b>
<b>TABELA 2.</b>	Mediana, máximo e mínimo valor para as variáveis cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas para GC e GOA e p valor para as comparações intergrupos.....	<b>34</b>
<b>TABELA 3.</b>	Mediana, máximo e mínimo valor e p valor para GC e GOA do questionário WOMAC dividido em 3 seções.....	<b>35</b>

## SUMÁRIO

<b>Contextualização.....</b>	<b>13</b>
<b>Estudo.....</b>	<b>20</b>
<b>1. Introdução.....</b>	<b>21</b>
<b>2. Método.....</b>	<b>23</b>
2.1. Sujeitos.....	23
2.2. Procedimentos.....	24
2.2.1. Cinemática.....	25
2.2.2. Cinética.....	26
2.2.3. Eletromiografia.....	26
2.2.4. Dor, rigidez e função.....	28
2.3. Processamento dos dados.....	29
2.4. Análise Estatística.....	32
<b>3. Resultados.....</b>	<b>33</b>
<b>4. Discussão.....</b>	<b>36</b>
<b>5. Conclusão.....</b>	<b>41</b>
<b>Referências.....</b>	<b>42</b>
<b>Apêndice A - Ficha de avaliação.....</b>	<b>45</b>
<b>Apêndice B - Termo de consentimento livre e esclarecido.....</b>	<b>49</b>
<b>Apêndice C - Parecer do comitê de ética em pesquisa em seres humanos.....</b>	<b>52</b>
<b>Anexo A - Questionário WOMAC.....</b>	<b>54</b>
<b>Anexo B - Comprovante de submissão do manuscrito.....</b>	<b>37</b>
<b>Anexo C - Manuscrito submetido ao periódico <i>The Knee</i> (versão inglês).....</b>	<b>59</b>

## CONTEXTUALIZAÇÃO

A osteoartrite (OA) é uma doença articular degenerativa, de causa desconhecida, comum no envelhecimento (DING *et al.*, 2010; GOLDRING, 2000). A Organização Mundial de Saúde estima que 25% dos indivíduos acima de 65 anos sofrem de dor e incapacidade associadas a essa doença (BREEDVELD, 2004). Estima-se que de 10 a 15% dos adultos com mais de 60 anos irão desenvolver algum grau de OA (HAQ *et al.*, 2003), e como a expectativa de vida da população está aumentando, esta doença está se tornando muito importante já que tem caráter crônico e altamente incapacitante, sendo no Brasil responsável por 7,5% dos afastamentos e aposentadoria por invalidez no INSS.

Dentre os fatores de risco para o desenvolvimento da OA podemos citar a idade, obesidade, fatores genéticos e ocupacionais. O envelhecimento promove aumento da instabilidade articular, devido à fraqueza dos músculos periarticulares, calcificação da cartilagem e redução da atividade dos condrócitos, levando a propensão para o desenvolvimento da doença. Assim como o excesso de peso, que aumenta as forças impostas à articulação levando a sobrecarga. A OA vem sendo relacionada à expressão de alguns genes, indicando que ela pode estar ligada a fatores hereditários. Ainda, essa doença pode estar relacionada ao risco ocupacional, principalmente pelo trabalho pesado, que envolve flexão do joelho, agachamento ou ficar ajoelhado por muito tempo e também a fatores traumáticos como lesões de ligamento, meniscos ou fraturas que também podem aumentar o risco de desenvolvimento da doença (BLAGOJEVIC *et al.*, 2010; HAQ *et al.*, 2003).

A OA pode ser classificada em diferentes estágios com base em observação de exames por imagem da articulação acometida, sendo esses estágios, segundo o critério



de Kellgren e Lawrence, definidos como: grau 0 a articulação sem características de OA, grau I início da OA com presença de mínimos osteófitos de importância duvidosa, grau II presença de osteófitos definidos mas sem diminuição do espaço articular, grau III (moderada) articulação com osteófitos e moderada diminuição do espaço articular e grau IV (severa) com a articulação apresentando importante diminuição do espaço intra-articular e esclerose subcondral (KELLGREN, LAWRENCE, 1957).

A OA não envolve apenas a cartilagem, mas também a sinóvia, a cápsula articular e o osso subcondral, sendo o joelho a articulação mais comumente acometida, por ser uma articulação de descarga de peso (KUETTNER, COLE, 2004). Os sinais clínicos podem envolver dor, rigidez matinal com duração média de 30 minutos, sensibilidade local, crepitação, edema e/ou derrame articular (HAQ *et al.*, 2003) e perda da função (BUCKWALTER *et al.*, 2001; GOLDRING, 2000, LOHMANDER, 2000). Atividades funcionais como sentar por períodos prolongados, subir e descer degraus, caminhar, agachar e ajoelhar são as de maior dificuldade para o indivíduo portador de OA de joelho (BENNELL *et al.*, 2003).

A prevalência de OA do joelho aumenta com a idade (BADLEY, CROTTY, 1992; DING *et al.*, 2010) tendo sido considerado um alto fator de risco de queda em idosos (DAVIS, 1988), sobretudo por essa disfunção estar acompanhada de fraqueza dos músculos do quadríceps (JADELIS *et al.*, 2001).

A OA de joelho está associada à fraqueza do quadríceps, assim como inibição e falha na ativação desses músculos (BENNELL *et al.*, 2004). Dessa maneira, as lesões na articulação do joelho afetam a magnitude da força máxima e também o controle da força produzida pelos músculos que atuam nessa articulação (HORTOBÁGYI *et al.*, 2004).

Essas alterações das estratégias neuromusculares associadas à OA podem modificar a produção de força e a ativação dos músculos ao redor da articulação do

joelho, levando a um desequilíbrio, assim, alterando as características biomecânicas do mesmo, conseqüentemente, podendo levar a uma alteração no padrão de marcha de indivíduos portadores de OA (BENNELL *et al.*, 2004).

Estudos que analisaram a marcha de indivíduos com OA de joelho, mostram alterações no padrão de marcha dessas pessoas. Mündermann *et al.* (2005) observaram que portadores dessa doença tocavam o solo com o joelho levemente mais estendido, diminuindo a ação excêntrica do quadríceps e aumentando o impacto, e descarregavam o peso corporal por menos tempo na perna acometida que os indivíduos normais. Hubley-Kozey *et al.* (2006) perceberam alterações na resposta neuromuscular desses indivíduos, que mostraram maior recrutamento do grupo muscular lateral da coxa que do grupo medial e Hortobágyi *et al.* (2005) observaram um desequilíbrio na ativação dos músculos anteriores e posteriores da coxa de portadores de OA nos graus iniciais na marcha em solo e escadas.

Muitos fatores estão envolvidos no início e na progressão da OA, como a carga imposta à articulação e a ação metabólica da cartilagem. Ou seja, a patologia da OA envolve uma interação entre fatores mecânicos e biológicos (BLOCK, SHAKOOR, 2010; MALY, 2008). Assim, alterações na composição e estrutura da cartilagem, reduzem a capacidade desse tecido de absorver cargas durante atividades de descarga de peso, sendo que fatores mecânicos contribuem para as alterações metabólicas da cartilagem. Então, cargas excessivas ou anormais podem levar a um desequilíbrio entre a reparação e degradação da cartilagem articular (MALY, 2008).

Além disso, o processo inflamatório presente numa articulação com OA leva a uma progressiva destruição da cartilagem articular, podendo atingir, até mesmo, o osso subcondral (HAQ *et al.*, 2003). Poderíamos então sugerir que esse processo levaria a diversas conseqüências além da dor, como desalinhamento do eixo mecânico de carga

da articulação, modificando o padrão de marcha, assim, propiciando uma sobrecarga articular e a permanência do processo inflamatório, contribuindo para a progressão da OA. Berman *et al.* (1983) apud Lephart *et al.* (2000) demonstram que um padrão anormal da marcha nos indivíduos portadores de OA precede as evidências radiológicas de comprometimento articular.

Para indivíduos portadores de OA, subir e descer escadas é uma tarefa mais difícil que caminhar (GUO *et al.*, 2007), exigindo maior demanda da articulação do joelho (HINMAN *et al.*, 2002). As escadas estão presentes na vida diária das pessoas e para indivíduos com fraqueza muscular ou disfunções articulares subir e principalmente descer degraus pode ser uma tarefa difícil, de risco e dolorosa. (BEAULIEU *et al.*, 2008).

Como o quadríceps é um músculo fundamental na descida de degraus e indivíduos portadores de OA apresentam fraqueza desse grupo muscular, o desempenho desses sujeitos nessa tarefa pode estar comprometido. Se o indivíduo não possui controle excêntrico da amplitude de movimento do joelho, uma redução dessa amplitude pode ser evidente. Assim, a limitação da flexão do joelho, durante a descida de degraus, pode diminuir significativamente a absorção do impacto na articulação e levar ao aumento das forças verticais de reação do solo (HINMAN *et al.*, 2002).

Liikavainio *et al.* (2007) relataram que pacientes portadores de OA de joelho assintomáticos apresentavam assimetrias durante a deambulação em degraus e que a maior força de reação do solo ocorria durante a descida dos degraus. Hinman *et al.* (2002) encontraram atraso no recrutamento do músculo vasto lateral em homens e mulheres portadores de OA de joelho e diminuição do ângulo de flexão do joelho durante a fase de apoio, o que poderia levar a uma sobrecarga na articulação do joelho durante a descida de degraus.

A OA é uma doença de desenvolvimento lento, sem início claramente definido. Existem crescentes evidências de que a progressão da OA de joelho está frequentemente associada a forças biomecânicas e às respostas patológicas dos tecidos a essas forças, que levam a deterioração da articulação, aparecimento dos sintomas e redução da função (ENGLUND, 2010).

Portanto, o comprometimento da força e do controle do quadríceps poderia levar a uma sobrecarga articular, promovendo uma progressão da doença mais evidente. Assim, a investigação do desempenho em atividades funcionais como a descida de degraus nos graus iniciais poderia ajudar a desenvolver um programa de reabilitação mais adequado, visando melhorar a qualidade de vida do indivíduo portador da OA e retardar a progressão da doença, uma vez que esta tem caráter crônico degenerativo e incapacitante.

Tendo em vista todos esses aspectos, foi desenvolvido o estudo a seguir descrito, com o objetivo de analisar os aspectos biomecânicos relacionados ao controle neuromuscular da descida de degraus de portadores de OA de joelho nos graus iniciais da doença.

**REFERÊNCIAS**

BADLEY, E. M.; CROTTY, M. Quantitative estimates of the impact of the aging population on the need for rheumatological services: an international comparison. **Arth Rheum**, v. 35, S177, 1992.

BEAULIEU, F. G. D.; PELLAND, L.; GORDON, E.R. Kinetic analysis of forwards and backwards stair descent. **Gait Posture**, v. 27, p. 564-71, 2008.

BENNELL, K. L. et al. Relation of knee joint proprioception to pain and disability in individuals with knee osteoarthritis. **J Orth Research**, v. 21, p. 729-97, 2003.

BENNELL, K. L.; HINMAN, R.S.; METCALF, B. R. Association of sensorimotor function with knee joint kinematics during locomotion in knee osteoarthritis. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 83, p. 455-463, 2004.

BLAGOJEVIC, M. et al. Risk factors for onset of osteoarthritis of the knee in older adults - a systematic review and meta-analysis. **Osteoarthritis Cartilage**, v. 18, p. 24-33, 2010.

BLOCK, J. A.; SHAKOOR, N. Lower limb osteoarthritis-biomechanical alterations and implications for therapy. **Curr Opin Rheumatol**, v. 22, p. 544-50, 2010.

BREEDVELD, F. C. Osteoarthritis: the impact of a serious disease. **Rheumatology**, v. 43, p. i4-i8, 2004.

BUCKWALTER, J. A. et al. The increasing need for nonoperative treatment of patients with osteoarthritis. **Clin Orthop Relat Res**, v. 385, p. 36-45, 2001.

DAVIS, M. A. Epidemiology of osteoarthritis. **Clin Geriatr Med**, v. 4, p. 241-255, 1988.

DING, C. et al. What can we learn about osteoarthritis by studying a healthy person against a person with early onset disease. **Curr Opin Rheumatol**, v. 22, p. 520-7, 2010.

ENGLUND, M. The role of biomechanics in the initiation and progression of OA of the knee. **Best Pract Res Clin Rheumatol**, v. 24, p. 39-46, 2010.

GOLDRING, M. B. The Role of the chondrocyte in osteoarthritis. **Arthritis Rheum**, v. 43, p. 1916-26, 2000.

GUO, M.; AXE, M.J; MANAL, K. The influence of foot progression angle on the knee adduction moment during walking and stair climbing in pain free individual with knee osteoarthritis. **Gait Posture**, v. 26, p. 436-41, 2007.

HAQ, I.; MURPHY, E.; DACRE, J. Osteoarthritis. **Prostgrad Med**, v.79, p. 377-83, 2003.

HINMAN, R. S. et al. Delayed onset of quadriceps activity and altered knee joint kinematics during stair stepping in individuals with knee osteoarthritis. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 83, p. 1080-6, 2002.

HORTOBÁGYI, T. et al. Aberrations in the control of quadriceps muscle force in patients with knee osteoarthritis. **Arthritis Rheum**, v. 51, p. 562-9, 2004.

HORTOGABYI, T. et al. Altered hamstring-quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. **Clin Biomech**, v. 20, p. 97-104, 2005.

HUBLEY-KOZEY, C. L. et al. Neuromuscular alterations during walking in persons with moderate knee osteoarthritis. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 16, p. 365-78, 2006.

JADELIS, K. et al. Strength, Balance, and the Modifying Effects of Obesity and Knee Pain: Results from the Observational Arthritis Study in Seniors (OASIS). **J Am Geriatr Soc**, v. 49, p. 884-91, 2001.

KELLGREN, J.H.; LAWRENCE, J.S. Radiological assessment of osteo-arthritis. **Ann Rheum Dis**, v.16, p. 494-502, 1957.

KUETTNER, K. E.; COLE, A. A. Cartilage degeneration in different human joints. **Osteoarthritis Cartilage**, v. 13, p. 93-103, 2005.

LEWEK, M.D.; RUDOLPH, K.S.; SNYDER-MACKLER, L. Quadriceps femoris muscle weakness and activation failure in patients with symptomatic knee osteoarthritis. **J Orthop Res**, v. 22, p. 110-115, 2004.

LEPHART, S. M.; FU, F. H. **Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability**. USA: Human Kinetics, 2000. 464 p.

LIKAVAINIO, T. et al. Loading and gait symmetry during level and stair walking in asymptomatic subjects with knee osteoarthritis: Importance of quadriceps femoris in reducing impact force during heel strike? **Knee**, v. 14, p. 231-238, 2007.

LOHMANDER, L. S. What can we do about osteoarthritis? **Arthritis Res**, v. 2, p. 95-100, 2000.

MALY, M. R. Abnormal and cumulative loading in knee osteoarthritis. **Curr Opin Rheumatol**, v. 20, p. 547-552, 2008.

MÜNDERMANN, A.; DYRBY, C.O.; ANDRIACCHI, T. P. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis - Increased load at the ankle, knee, and hip during walking. **Arthritis Rheum**, v. 52, p. 2835-44, 2005.

**ESTUDO:**

**PORTADORES DE OSTEOARTRITE DE JOELHO NOS GRAUS INICIAIS  
NÃO APRESENTAM ALTERAÇÕES BIOMECÂNICAS NO PLANO SAGITAL  
NA DESCIDA DE DEGRAUS**

Manuscrito submetido ao periódico *The Knee* (Anexos B e C)

## 1. INTRODUÇÃO

Indivíduos portadores de osteoartrite (OA) do joelho apresentam importante comprometimento no sistema músculo esquelético como dor, rigidez e diminuição de amplitude de movimento (ADM) articular (HINMAN *et al.*, 2002; KAUFMAN *et al.*, 2001), levando a perda da independência funcional.

Estudos cinéticos e cinemáticos têm demonstrado que, em comparação com a marcha em solo plano, grandes amplitudes de movimento do joelho são requeridas para deambulação em degraus (PROTOPAPADAKI *et al.*, 2007). Dessa forma, para indivíduos portadores de OA, subir e descer escadas é uma tarefa mais difícil que caminhar (GUO *et al.*, 2007, LIIKAVAINIO, *et al.*, 2007), exigindo maior demanda da articulação do joelho (HINMAN *et al.*, 2002; LIIKAVAINIO, *et al.*, 2007).

Disfunções sensório-motoras do joelho vêm sendo apontadas como fator de contribuição para cinemática alterada observada em pessoas com OA de joelho, em que a fraqueza muscular, atraso de ativação e inibição de quadríceps e ainda a acuidade proprioceptiva, estão modificados (BENNELL *et al.*, 2004; HUBLEY-KOZEY, *et al.*, 2006; LEWEK *et al.*, 2004).

O quadríceps é um músculo fundamental na marcha e na descida de degraus, principalmente no controle da ADM e na absorção do impacto no joelho (LEWEK *et al.*, 2004), a limitação da flexão do joelho, durante a descida de degraus, pode diminuir significativamente a absorção do impacto na articulação e levar ao aumento das forças verticais de reação do solo (ANDRIACCHI *et al.*, 1980; BEAULIEU *et al.*, 2008). Alguns estudos têm avaliado a descida de degraus em portadores de OA, entretanto estudando todos os graus da OA juntos, principalmente os graus finais, nos quais essas



alterações biomecânicas estão presentes (BENNELL *et al.*, 2004; HINMAN *et al.*, 2002; LIIKAVAINIO, *et al.*, 2007; LIIKAVAINIO *et al.*, 2009).

Portanto, as alterações no padrão neuromuscular associadas à OA podem alterar a força muscular do quadríceps, alterando a dinâmica da articulação, levando a uma sobrecarga articular, promovendo uma progressão da doença mais evidente. Dessa forma, identificar essas possíveis mudanças nos graus iniciais do desenvolvimento da doença e conhecer os mecanismos compensatórios utilizados por essa população seriam relevantes para o desenvolvimento de um programa de reabilitação direcionado, enfocando a melhora da qualidade de vida e o acompanhamento na progressão da doença, uma vez que esta tem caráter crônico degenerativo e incapacitante.

Assim, o objetivo do presente estudo foi analisar a força de reação do solo, a variação da angulação do joelho e a ativação do músculo vasto lateral, no plano sagital da descida de degraus, de homens portadores de OA de joelho nos graus iniciais e comparar com um grupo controle sadio.

## 2. MÉTODO

### 2.1. SUJEITOS

Participaram do estudo 31 voluntários sedentários, do sexo masculino, com idade entre 40 e 65 anos, divididos em dois grupos: Grupo controle (GC) com 14 voluntários sadios, sem disfunções ou doenças articulares e Grupo Osteoartrite (GOA) com 17 voluntários portadores de OA no joelho grau I ou grau II.

Todos os voluntários foram inicialmente avaliados (Apêndice A) e realizaram exame radiológico de ambos os joelhos para diagnóstico da OA, segundo os critérios de Kellgren & Lawrence (KELLGREN & LAWRENCE, 1957) e posterior inserção no grupo adequado. Foram inseridos no GOA aqueles voluntários que apresentaram sinais em pelo menos um dos compartimentos da articulação do joelho (tibiofemoral ou femoropatelar) classificados como grau I ou II (HORTOBÁGYI *et al.*, 2004), sem histórico de trauma, lesão ligamentar ou fratura de membro inferior.

Para inclusão no GC, os sujeitos não apresentaram alterações radiográficas segundo os mesmos critérios anteriores, além de não relatarem qualquer história de dor, doença, lesão, trauma, cirurgia ou fratura de membro inferior.

Foram excluídos da amostra os voluntários que realizaram fisioterapia (6 meses) e cirurgia (3 meses) prévia ao estudo, apresentavam artrite sistêmica, fizeram uso de injeções de esteróides (prévia de 6 meses) ou apresentavam alguma restrição médica que os impossibilitassem de participar das avaliações propostas (alterações cardio-respiratórias, neurológicas e/ou reumáticas) (BENNELL *et al.*, 2003). Sujeitos com qualquer limitação na amplitude de movimento da articulação do joelho também foram excluídos.

Todos os voluntários foram esclarecidos a respeito da pesquisa e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice B), aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (n° 295/2009) (Apêndice C).

## **2.2. PROCEDIMENTOS**

Para a avaliação da descida de degraus, os voluntários desceram um conjunto de 3 degraus, construídos em madeira com dimensões de 20,5 cm de altura e 27,5 cm de profundidade (SALSICH *et al.*, 2001). Foi avaliado, o lado afetado ou mais acometido do GOA e para o GC o membro avaliado foi definido aleatoriamente por sorteio (HINMAN *et al.*, 2002). Para a descida os voluntários estavam descalços e a tarefa foi iniciada sempre com a perna avaliada, de modo que a plataforma de força, posicionada no solo ao final do conjunto de degraus, fosse tocada primeiramente com o membro avaliado. Ao final da descida os voluntários foram orientados a permanecer parados por 30 segundos em cima da plataforma de força, em apoio bipodal (Figura 1).

Foram consideradas 5 tentativas válidas, em que os sujeitos deveriam descer os degraus pisando com um pé em cada degrau, com as mãos posicionadas na cintura e na velocidade considerada mais confortável para cada indivíduo (Figura 1). Além disso, foram permitidas 3 descidas para familiarização da tarefa, previamente a coleta dos dados.

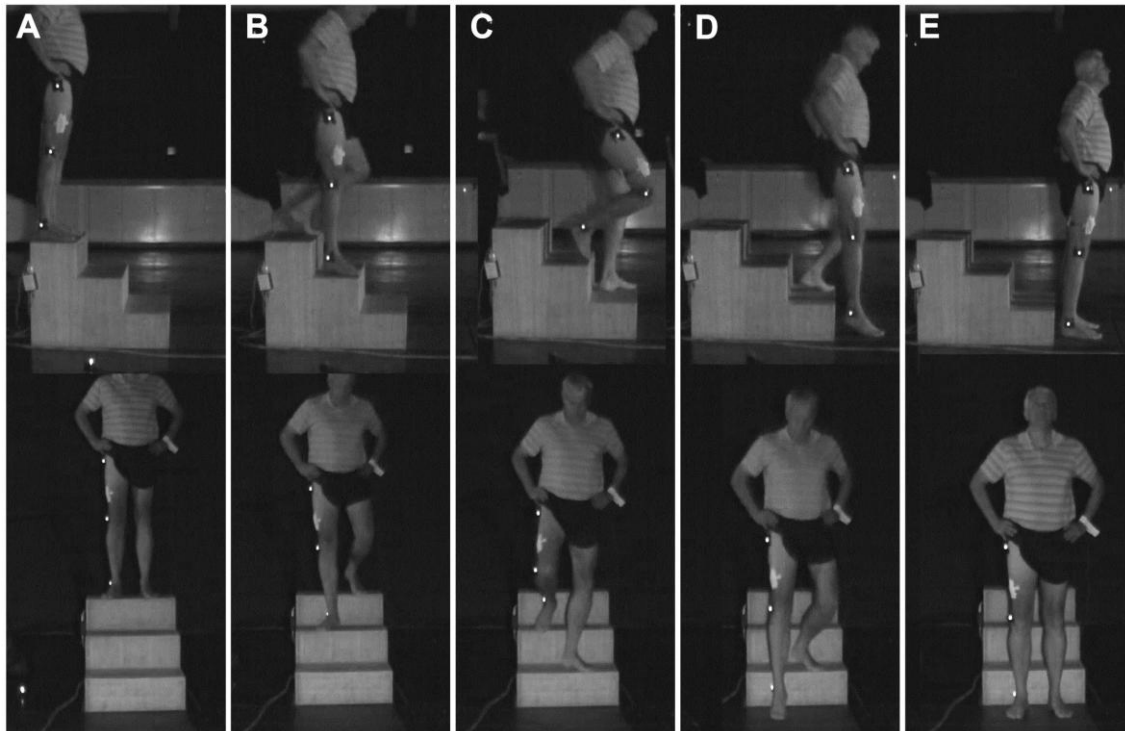


Figura 1: Sequência de imagens nos planos sagital e frontal, respectivamente, da tarefa de descida de degraus e o posicionamento dos marcadores. A: posição inicial adotada pelo voluntário antes do início da tarefa. B: tarefa iniciada com a perna avaliada. C: deambulação sobre os degraus. D: momento do toque do pé da perna avaliada na plataforma de força. E: posição adotada ao final da descida de degraus, com o voluntário em apoio bipodal sobre a plataforma de força.

### 2.2.1. Cinemática:

Para a análise cinemática, 3 marcadores passivos e reflexivos foram fixados na pele dos voluntários sobre o trocânter maior do fêmur, lateralmente na interlinha articular do joelho e no maléolo lateral (Figura 1). Para a captação das imagens, duas câmeras de vídeo digitais (*Panasonic NV-GS180PL*) com frequência de amostragem de 60 Hz foram utilizadas, posicionadas no plano frontal e sagital da escada, formando um ângulo de 90° entre si.

A calibração foi realizada a partir de um objeto de dimensões 40x145x150cm contendo 24 marcadores com posições absolutas conhecidas no sistema Cartesiano de

coordenadas, posicionado no local onde os voluntários realizaram os testes (orientação X=latero-lateral; Y=vertical; Z= antero-posterior).

### **2.2.2. Cinética:**

Para a análise cinética, foi utilizada uma plataforma de força (Bertec<sup>®</sup> modelo 4060-08, Bertec Corp., Ohio, USA) posicionada no solo ao final do conjunto de degraus (Figura1) para captação da componente vertical da força de reação do solo (FRS<sub>z</sub>), com uma frequência de amostragem de 1000Hz.

### **2.2.3. Eletromiografia:**

Foi avaliada a atividade elétrica do músculo vasto lateral (VL). Investigações prévias da atividade muscular do joelho durante a deambulação em degraus revelaram que o VL é o produtor de força predominante e músculo mais ativado dos quatro músculos que compõe o quadríceps durante essa tarefa, assim, ele foi escolhido para a avaliação da atividade muscular nesse estudo (HINMAN et al, 2002; Mc FADYEN, WINTER, 1988).

Para tanto foi utilizado um módulo condicionador de sinais de 8 canais (modelo EMG-800C, EMG System do Brasil<sup>®</sup>, São José dos Campos, Brasil), contendo uma placa de conversão analógico-digital de 12 bits de resolução, um ganho de 100 vezes por canal, filtro passa-banda de 20 a 400Hz, rejeição de modo comum de 100dB, frequência de amostragem de 2000Hz por canal, e o *software* de aquisição de dados Dataq (EMG System do Brasil<sup>®</sup>).

A captação da atividade elétrica do VL foi realizada durante a atividade de descida de degrau, simultaneamente à avaliação cinemática. Foram utilizados eletrodos compostos de Ag/AgCl recobertos de gel condutor (Medi-Trace<sup>™</sup>, Kendall, Mansfield,

MA, USA). Os eletrodos eram descartáveis e foram posicionados a uma distância de 2cm entre si. Além disso, os eletrodos possuíam um índice de rejeição pela modulação comum maior que 120dB e uma pré amplificação com um ganho de 20 vezes . Um eletrodo de referência, constituído de uma placa metálica e recoberto de gel condutor foi posicionado no antebraço, sobre o processo estilóide da ulna, dos voluntários.

Antes da fixação dos eletrodos, a pele foi limpa e tricotomizada, então os eletrodos foram posicionados sobre o ventre do músculo VL de acordo com as recomendações do SENIAM, sendo posicionados a 2/3 da borda lateral da patela, em uma linha que une a espinha íliaca antero-superior à borda lateral da patela (HERMENS & FRERIKS, 1999). A orientação do eletrodo foi de aproximadamente 14° de inclinação em relação a uma linha imaginária unindo o centro da patela e a espinha íliaca antero-superior (linha de referência) (BEVILAQUA-GROSSO, 1996), com a superfície de detecção perpendicular às fibras musculares, como descrito por De Luca (1997) (Figura 2).

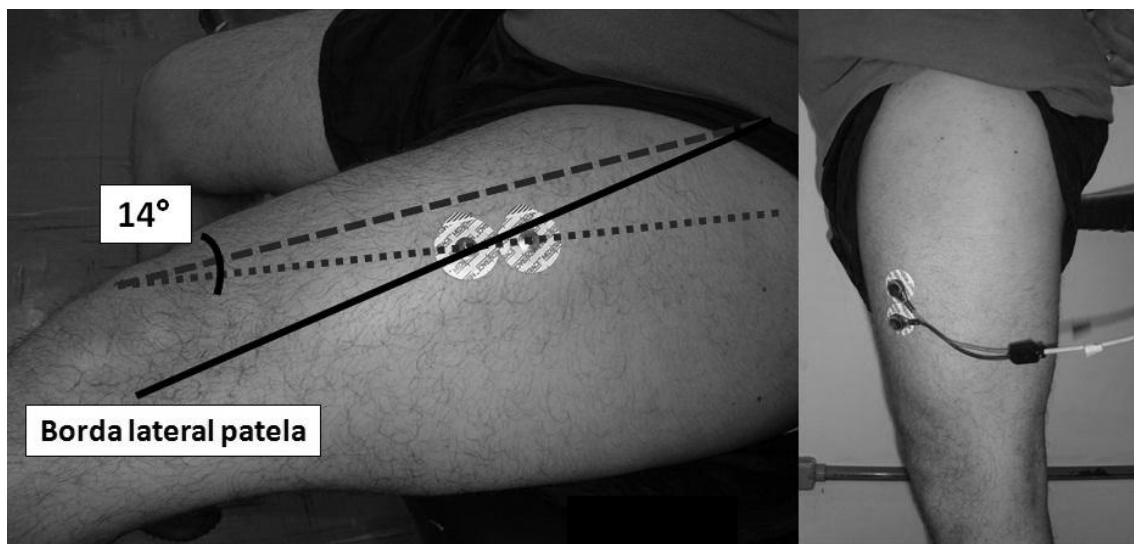


Figura 2: posicionamento dos eletrodos para eletromiografia do músculo vasto lateral EIAS: espinha íliaca antero-superior.

Para a sincronização dos registros cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos, foi utilizado um sincronizador que, quando acionado, emitia dois sinais, um luminoso (LED – *light emitting diode*), registrado pelas câmeras de vídeo, e um elétrico, registrado pelo sistema de captação da plataforma de força e do eletromiógrafo.

#### **2.2.4. Dor, rigidez e função:**

Para verificar o nível de dor, rigidez e função o questionário WOMAC (*Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index*) (ANEXO A) foi aplicado em todos os voluntários previamente a descida de degraus. Para a pontuação, foi utilizada a Escala Likert (nenhuma= 0, pouca=25, moderada=50, intensa=75 e muito intensa=100), sendo considerada a pontuação máxima de cada seção em porcentagem (FERNANDES, 2003).

### **2.3. PROCESSAMENTO DOS DADOS**

Após a captação das imagens, elas foram digitalizadas e processadas a partir do *software* Ariel Performance Analysis System (APAS<sup>®</sup>, Ariel Dynamics Inc., Trabuco Canyon, USA). Após digitalização dos marcadores, os dados foram filtrados com filtro digital passa-baixa de 10 Hz. A reconstrução tridimensional das coordenadas reais foi realizada pelo procedimento de Transformação Linear Direta (TLD). A extensão completa do joelho foi considerada como 180°.

Para a análise dos dados foi utilizada uma rotina desenvolvida em ambiente MatLab<sup>®</sup> (versão 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, USA).

Uma janela móvel (com duração de 13s e sobreposição de 50%) foi utilizada nos dados cinemáticos para identificar o início da tarefa. Considerou-se o início da tarefa o momento em que a média de 2 janelas consecutivas ( $k$  e  $k+1$ ) eram menores que a média da janela anterior ( $k-1$ ) menos 2 desvios padrão dessa mesma média. O final da tarefa foi determinado a partir do contato do pé com a plataforma de força. Considerou-se como contato do pé o momento em que a FRSz atingia 2N (HUNT *et al*, 2010). A partir da identificação dos eventos que determinavam o início e final da descida de degraus, foi calculado o tempo de realização da tarefa ou tempo de descida.

Os sinais eletromiográficos foram filtrados a partir de filtro digital *butterworth* de 4ª ordem, passa banda de 20 a 400Hz e atraso de fase zero. Foi realizada retificação de onda completa e normalização a partir da média do sinal obtido durante a realização da tarefa (ERVILHA *et al.*, 1998). A integral do sinal foi calculada após obtenção do envoltório linear a partir de filtro passa-baixa de 8Hz (*butterworth* de 4ª ordem e atraso de fase zero). Também foi determinado o início da ativação muscular (EMG-*onset*) que precedeu o início da tarefa. Para isso, o sinal retificado foi filtrado a partir de filtro digital *butterworth* de 4ª ordem, frequência de corte de 50Hz e atraso de fase zero. Considerou-se como *onset* o momento em que o sinal EMG desviou por mais de 3desvios padrões acima da linha de base (200ms) por pelo menos 25ms (HIMNANN *et al.*,2002).

Foram consideradas para análise as variáveis tempo de descida, amplitude de movimento do joelho na tarefa (ADM), pico de flexão do joelho na tarefa (pico de flexão), ângulo de flexão do joelho no momento do toque do pé na plataforma de força (flexão no contato), o pico da flexão do joelho em resposta a carga (PLRKF = *peak loading response knee flexion*), tempo entre o toque do pé na plataforma e o PLRKF (tempo para PLRKF), pico da FRSz normalizada pelo peso corporal (Pico FRSz normalizado), tempo entre o contato do pé com a plataforma de força e o pico da FRSz



(tempo FRSz em relação ao contato), a integral do sinal eletromiográfico do músculo vasto lateral de toda a tarefa (EMG-integral) e o *onset* da ativação do vasto lateral no início da tarefa (EMG-*onset*).

A representação gráfica das curvas referentes ao sinal eletromiográfico do VL, os ângulos desenvolvidos pela articulação do joelho e a FRSz durante a tarefa podem ser observadas a seguir na figura 3.

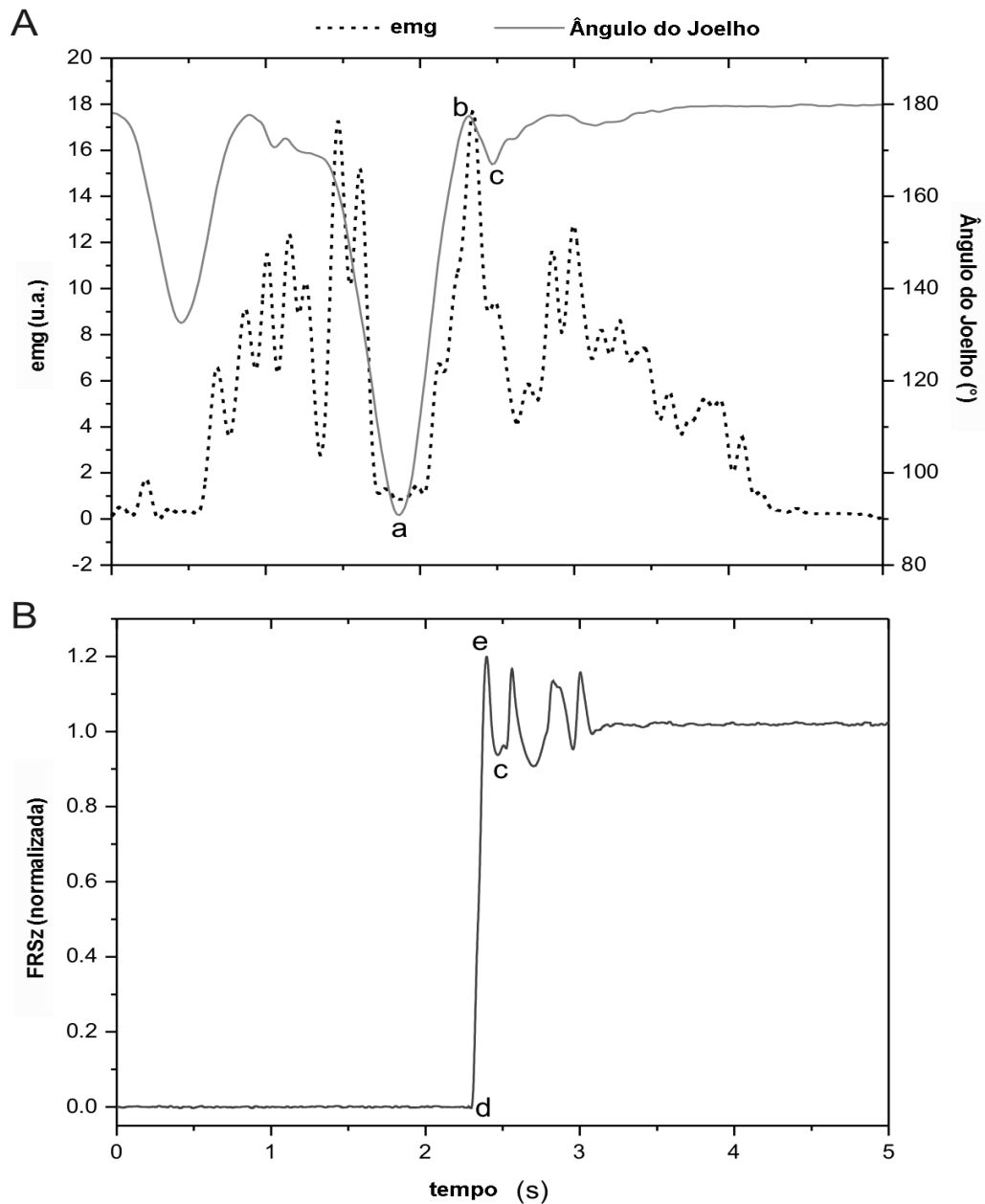


Figura 3: A: representação gráfica da variação do ângulo do joelho e do sinal eletromiográfico do músculo vasto lateral durante a descida de degraus; a) pico de flexão; b) flexão no contato; c) pico da flexão do joelho em resposta a carga (PLRKF). B: representação gráfica da força vertical de reação do solo (FRSz), normalizado pelo peso corporal, ao final da descida dos degraus; c) PLRKF; d) momento do toque do pé na plataforma; e) pico da FRSz.

## 2.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise estatística foi utilizado o programa *Statistica 7* (StatSoft, Inc., Tulsa, USA). Para verificação da normalidade dos dados foi utilizado o teste de Shapiro-Wilks. Para as variáveis de caracterização da amostra, que apresentaram distribuição normal, foi aplicado teste t-Student para amostras independentes. Uma vez que os dados cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos não apresentavam normalidade em sua distribuição, foi utilizado o teste não paramétrico U-Mann Whitney para as comparações intergrupos, para essas variáveis.

Foi considerado um nível de significância de 5%.

### 3. RESULTADOS

Na tabela 1 estão apresentados os dados de caracterização da amostra. Os grupos foram semelhantes em idade, altura e peso ( $P>0,05$ ), para o índice de massa corpórea o GOA apresentou maiores valores quando comparado ao GC ( $p=0,04$ ).

Tabela1: valores médios e desvio padrão dos dados antropométricos da amostra

	<b>GC</b>	<b>GOA</b>	<b>p</b>
<b>Idade (anos)</b>	50,1 ( $\pm 6,3$ )	52,9 ( $\pm 6,1$ )	0,22
<b>Altura (m)</b>	1,75 ( $\pm 0,1$ )	1,73 ( $\pm 0,1$ )	0,59
<b>Massa (Kg)</b>	81,3 ( $\pm 13,1$ )	88,0 ( $\pm 10,2$ )	0,13
<b>IMC (Kg/m<sup>2</sup>)</b>	26,5 ( $\pm 2,7$ )	29,7 ( $\pm 4,7$ )	0,04*

IMC=índice de massa corpórea; GC: grupo controle; GOA: grupo osteoartrite  
\*diferença estatística significante

Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos para as variáveis cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas. A tabela 2, a seguir, mostra os dados expressos em mediana e máximo e mínimo valor para GC e GOA e o p valor para as comparações intergrupos.

Tabela 2: Mediana, máximo e mínimo valor para as variáveis cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas para GC e GOA e p valor para as comparações intergrupos.

<b>Variáveis (unidade)</b>	<b>GC</b>	<b>GOA</b>	<b>p</b>
<b>Tempo de descida (s)</b>	2,63 (3,38 – 2,12)	2,59 (3,09 – 2,06)	0,87
<b>ADM (°)</b>	86,98 (95,12 – 71,26)	88,35 (91,42 – 80,85)	0,90
<b>Pico de flexão (°)</b>	89,09 (98,86 – 82,30)	88,78 (94,63 – 85,93)	0,77
<b>Flexão no contato (°)</b>	173,06 (177,15 – 167,03)	174,90 (176,61 – 166,30)	0,28
<b>PLRKF (°)</b>	160,15 (170,16 – 150,21)	161,11 (168,33 – 142,04)	0,59
<b>Tempo para PLRKF(s) em relação ao contato</b>	0,20 (0,62 – 0,16)	0,22 (0,97 – 0,16)	0,36
<b>Pico FRSz (normalizado)</b>	150,00 (169,95 – 113,04)	149,23 (168,63 – 177,63)	0,74
<b>Tempo FRSz em relação ao contato (s)</b>	0,22 (0,55 – 0,09)	0,16 (0,33 – 0,12)	0,59
<b>EMG – Integral (u.a.)</b>	10,09 (21,55 – 4,26)	8,00 (19,06 – 4,04)	0,57
<b>EMG – onset (ms)</b>	0,77 (1,18 – 0,38)	0,79 (1,91 – 0,29)	0,48

Mediana (máximo – mínimo); GC: grupo controle; GOA: grupo osteoartrite; ADM: amplitude de movimento do joelho na tarefa; PLRKF: pico da flexão do joelho em resposta a carga; FRSz: força de reação do solo normalizada pelo peso corporal; EMG: eletromiografia, EMG-onset: início da ativação do vasto lateral no início da tarefa.

Para o questionário WOMAC, as diferenças intergrupos foram significativas nas três seções (dor  $p=0,001$ , rigidez  $p=0,008$  e função  $p=0,0005$ ). Os valores estão expressos em mediana, máximo e mínimo valor da porcentagem do total de pontos para cada seção. Sendo que o GOA apresentou maiores valores quando comparado ao GC (Tabela 3).

Tabela 3: mediana, máximo e mínimo valor e p valor para GC e GOA do questionário WOMAC dividido em 3 seções.

Seção	GC	GOA	p
Dor	0% (5% - 0%)	5% (55% - 0%)	0,001*
Rigidez	0% (12,5% - 0%)	6% (63% - 0%)	0,008*
Função	0% (13,2% - 0%)	6% (68% - 0%)	0,0005*

Mediana (máximo – mínimo); GC: grupo controle; GOA: grupo osteoartrite

\*diferença significativa

#### 4. DISCUSSÃO

Os resultados encontrados mostraram que portadores de OA nos graus iniciais apresentam semelhanças no recrutamento muscular, sobrecarga nos membros inferiores e angulação desenvolvida pela articulação do joelho durante a descida de degraus, no plano sagital, quando comparados a um grupo controle sadio.

Não foram observadas alterações no recrutamento do VL, dessa forma os ângulos de flexão desenvolvidos pela articulação do joelho também se mantiveram, principalmente a flexão do joelho em resposta a carga (LRKF), que é crucial para a absorção das forças através da articulação do joelho, sendo realizada pela contração excêntrica do quadríceps. Isso porque a diminuição da flexão no LRKF acontece devido à fraqueza ou falha na ativação do quadríceps apresentada pelos portadores de OA de joelho (BENNELL *et al.*, 2004; HIMNAN *et al.*, 2002). Himnan *et al.* (2002), investigando subida e descida de degraus de homens e mulheres, com diferentes graus de OA de joelho, não observaram diferenças na amplitude total do joelho e LRKF entre o grupo OA e o grupo controle, como encontrados no presente estudo, mesmo tendo reportado atraso na ativação do VL na descida de degrau previamente ao toque do pé no solo.

Além disso, estudos mostraram que o quadríceps de portadores de OA possuem déficits de força, causados por inibição ou atrofia (HURLEY, 1999; LEWEK *et al.*, 2004; LIIKAVAINIO *et al.*, 2008). No presente estudo a força do quadríceps não foi avaliada, porém, em estudos não publicados de nosso laboratório, observou-se que portadores de OA, com o mesmo perfil desse estudo, não apresentaram déficits de força excêntrica do quadríceps ou alterações na manutenção da força submáxima excêntrica, reforçando ainda mais os achados de ausência de alteração da flexão do joelho.

Entretanto, Hortobagyi *et al.* (2004) mostraram diminuição tanto da força máxima quanto do controle da força submáxima excêntrica em portadores de OA nos graus iniciais. Eles também observaram alterações em tarefas funcionais sendo que para a descida de degraus foi encontrada diferença na velocidade de descida entre o grupo OA e o grupo controle. Outro estudo de Hortobagyi *et al.* (2005), analisando o recrutamento dos músculos VL e bíceps femoral (BF) na marcha e descida e subida de degraus de homens e mulheres portadores de OA de joelho em graus iniciais, encontraram uma menor ativação do VL e maior ativação do BF, mostrando uma maior co-ativação desses músculos durante as tarefas. Esses autores interpretaram os achados como sendo uma adaptação compensatória à fraqueza de quadríceps. Assim, o aumento do recrutamento dos isquiotibiais, em portadores de OA de joelho, serviria para estabilizar a articulação.

Diante disso, especula-se que, talvez, a presente amostra seja ligeiramente diferente da estudada por Hortobagyi *et al.* (2004; 2005), já que esses autores, em ambos os estudos, incluíram homens e mulheres portadores de OA de joelho grau II e no presente estudo foram incluídos apenas homens com OA de joelho grau I ou II, sendo que 41,2% dos voluntários apresentavam grau I da doença.

Liikavainio *et al.* (2009) avaliando homens portadores de OA de joelho em diferentes graus, relataram que sujeitos com graus mais avançados apresentavam maior pico de FRSz, maior ativação do vasto medial na descida de degraus, concluindo que pacientes com OA de joelho têm diferentes estratégias na realização das tarefas propostas que os indivíduos saudáveis. Sendo que Hunt *et al.* (2010), não encontraram correlação entre a força do quadríceps e a FRSz na marcha de homens e mulheres portadores de diferentes graus de OA de joelho.



Levando-se em consideração o início do desenvolvimento da doença apresentado pelos voluntários, talvez as alterações articulares ainda não sejam suficientes para causarem mudanças biomecânicas, como alterações na angulação do joelho e no recrutamento muscular do quadríceps, que possam ser observadas na tarefa de descida de degraus. Assim, as alterações sensório-motoras promovidas pela OA (ASTEPHEN *et al.*, 2008; BENNELL *et al.*, 2004) talvez não foram suficientes para alterar o recrutamento do VL, então a contração excêntrica do quadríceps, fundamental para a execução da tarefa proposta, permaneceu inalterada e as variações dos ângulos do joelho e a FRSz foram preservadas.

Poderíamos sugerir, então, que se aumentasse a dificuldade da tarefa escolhida, como aumentar a velocidade de descida, alguma alteração pudesse ser observada, como sugerido por Liikavainio *et al.* (2009) que relata que quando a velocidade de descida é maior as alterações também tendem a ser.

Apesar da biomecânica dos voluntários estar preservada, o questionário WOMAC não seguiu o mesmo padrão. Para todas as seções do questionário os indivíduos do GOA apresentaram maior pontuação que aqueles do GC, como também observado por Hurlbly-Kozey *et al.* (2006). Isso significa uma percepção alterada sobre dor, rigidez e função ligada à doença. Autores não encontraram correlação do questionário com alterações funcionais (HINMAN *et al.*, 2002). Porém uma vez a percepção desses indivíduos alterada nos leva a acreditar que algum tipo de alteração está presente, mesmo que ela ainda não apareça com a ferramenta empregada na avaliação.

Diferenças metodológicas entre o presente estudo e os da literatura podem explicar as diferenças nos resultados encontrados. No geral, os estudos trazem grupos OA com mistura de gêneros e com todos os graus de OA (BENNELL *et al.*, 2004; GUO

*et al.*, 2007; HIMNAN *et al.*, 2002; HUBLEY-KOZEY *et al.*, 2006; HUNT *et al.*, 2010; KAUFMAN *et al.*, 2001). Ainda que a maioria dos estudos faça pareamento com o grupo controle quanto a sexo, idade, peso e altura, a diferença apresentada nos sinais e sintomas dos diferentes graus da doença tende ser muito acentuada. Além disso, para compor o grupo controle o usual é se basear em história clínica e ausência de sintomas para considerar um indivíduo controle, sem utilizar exame de imagem para garantir uma articulação saudável (HURBLEY-KOZEY *et al.*, 2009; ZENI, HIGGINSON, 2009).

No presente estudo, os critérios de inclusão nos grupos foram muito rigorosos, sendo necessários exames de imagem dos joelhos também no GC, além de serem pareados em idade, peso e altura com o GOA. Além disso, o GOA foi composto apenas de indivíduos nos graus iniciais da doença (graus I ou II), para ser possível analisar as alterações promovidas pela OA ainda no início. Mulheres foram excluídas do estudo principalmente pelos fatores hormonais e biomecânicos envolvidos (KAUFMAN *et al.*, 2001; SOWERS, 2001).

Dessa forma, sabe-se que a OA de joelho causa alterações sensoriais, levando a déficits motores dos músculos do quadríceps e alterações funcionais graves à medida que a doença avança. Fatores mecânicos contribuem para lesões da cartilagem articular (MALY, 2008), porém ainda não foi identificado precisamente quando adaptações funcionais começam a aparecer em portadores de OA, ou o quanto essas adaptações contribuem para a progressão da doença.

Assim, o interesse em conhecer as alterações biomecânicas apresentadas por portadores de OA do joelho nos graus iniciais seria importante para uma melhor compreensão do desenvolvimento da doença e possibilidade de traçar uma conduta terapêutica adequada a cada fase da doença.

O presente estudo mostrou que no plano sagital na descida de degraus não existem alterações na angulação do joelho, bem como falha na ativação do VL, sendo assim, seriam necessários mais estudos para poder definir quando as alterações na ativação muscular e na angulação do joelho aparecem para ser possível uma intervenção precoce que pudesse evitar, ou postergar as manifestações funcionais promovida pela OA.

## **5. CONCLUSÃO**

Em homens adultos portadores de OA no joelho graus I ou II, a tarefa de descida de degraus, avaliada no plano sagital, está preservada, indicando que ainda nesta fase da doença as adaptações funcionais ligadas a estratégias biomecânicas compensatórias não foram manifestadas.

## REFERÊNCIAS

- ANDRIACCHI, T.P. et al. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. **J Bone Joint Surg Am**, v. 62, p. 749-757, 1980.
- ASTEPHEN, J. L. et al. Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels. **J Biomech**, v. 41, p. 868-876, 2008.
- BEAULIEU, F. G. D.; PELLAND, L.; ROBERTSON, D. G. E. Kinetic analysis of forwards and backwards stair descent. **Gait Posture**, v. 27, p. 564-571, 2008.
- BENNELL, K. L. et al. Relation of knee joint proprioception to pain and disability in individuals with knee osteoarthritis. **J Orth Research**, v. 21, p. 729-797, 2003.
- BENNELL, K. L.; HINMAN, R.S.; METCALF, B. R. Association of sensorimotor function with knee joint kinematics during locomotion in knee osteoarthritis. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 83, p. 455-463, 2004.
- ERVILHA, U. F.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C. Estudo sobre procedimento de normalização do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. **Rev Bras Fisiot**, v. 3, p. 15-20, 1998.
- ESCH, M. et al. Joint proprioception, muscle strength, and functional ability in patients with osteoarthritis. **Arthritis Care Res**, v. 15, p. 787-793, 2007.
- FERNANDES, M. I. Tradução e validação do questionário de qualidade de vida específico para osteoartrose WOMAC (Western Ontario McMaster Universities) para a língua portuguesa [dissertação]. São Paulo: Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo; 2003.
- GUO, M.; AXE, M.J; MANAL, K. The influence of foot progression angle on the knee adduction moment during walking and stair climbing in pain free individual with knee osteoarthritis. **Gait Posture**, v. 26, p. 436-441, 2007.
- HERMENS, H. J; FRERIKS, B. **SENIAM 9: European recommendations for surface electromyography**. [CD-room]. Roessingh Research and Development. 1999.
- HINMAN, R.S. et al. Delayed onset of quadriceps activity and altered knee joint kinematics during stair stepping in individuals with knee osteoarthritis. **Arch Phys Med Rehabil**, v.83, p.1080-1086, 2002.
- HORTOBÁGYI, T. et al. Aberrations in the control of quadriceps muscle force in patients with knee osteoarthritis. **Arthritis Rheum**, v. 51, p. 562-569, 2004.

HORTOGABYI, T. et al. Altered hamstring-quadiceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. **Clin Biomech**, v. 20, p. 97-104, 2005.

HUNT, M. A. et al. Quadriceps strength is not related to gait impact loading in knee osteoarthritis. **Knee**, v. 17, p. 296-302, 2010.

HUBLEY-KOZEY, C. L. et al. Neuromuscular alterations during walking in persons with moderate knee osteoarthritis. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 16, p. 365-378, 2006.

HUBLEY-KOZEY, C. L. et al. Co-activation differences in lower limb muscle between asymptomatic controls and those with varying degrees of knee osteoarthritis during walking. **Clin Biomech**, v. 24, p. 407-414, 2009.

HURLEY, M. The role of muscle weakness in the pathogenesis of osteoarthritis. **Rheum Dis Clin North Am**, v. 25, p. 283-298, 1999.

KAUFMAN, K.R. et al. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. **J Biomech**, v. 34, p. 907-915, 2001.

KELLGREN, J.H.; LAWRENCE, J.S. Radiological assessment of osteo-arthritis. **Ann Rheum Dis**, v.16, p. 494-502, 1957.

LEWEK, M.D.; RUDOLPH, K.S.; SNYDER-MACKLER, L. Quadriceps femoris muscle weakness and activation failure in patients with symptomatic knee osteoarthritis. **J Orthop Res**, v. 22, p. 110-115, 2004.

LIKAVAINIO, T. et al. Loading and gait symmetry during level and stair walking in asymptomatic subjects with knee osteoarthritis: Importance of quadriceps femoris in reducing impact force during heel strike? **Knee**, v. 14, p. 231-238, 2007.

LIKAVAINIO, T. Physical functional and properties of quadriceps femoris muscle in men with knee osteoarthritis. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 89, p. 2185-2194, 2008.

LIKAVAINIO, T. et al. Gait and muscle activation changes in men with knee osteoarthritis. **Knee**, v. 17, p. 69-76, 2009.

Mc FADYEN, B. J.; WINTER, D. A. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. **J Biomech**, v. 21, p. 733-744, 1988.

MALY, M. R. Abnormal and cumulative loading in knee osteoarthritis. **Curr Opin Rheumatol**, v. 20, p. 547-552, 2008.

MÜNDERMANN, A.; DYRBY, C.O.; ANDRIACCHI, T. P. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis - Increased load at the ankle, knee, and hip during walking. **Arthritis Rheum**, v. 52, p. 2835-2844, 2005.

PROTOPAPADAKI, A. et al. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. **Clin Biomech**, v. 22, p. 203-210, 2007.

SALSICH, G. B.; BRECHTER, J. H.; POWERS, C. M. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. **Clin Biomech**, v. 16, p. 906-912, 2001.

SOWERS, M. F. Epidemiology of risk factors for osteoarthritis: systemic factors. **Curr Opin Rheumatol**, v. 13, p. 447-451, 2001.

ZENI, J. A.; HIGGINSON, J. S. Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of altered walking speed? **Clin Biomech**, v. 24, p. 372-378, 2009.

**APÊNDICE A**  
**Ficha de avaliação**



Nº \_\_\_\_\_

**AVALIAÇÃO FÍSICA****Data de avaliação:** \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ **Examinador:** \_\_\_\_\_

- Nome: \_\_\_\_\_
- Data de Nascimento: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Telefone: \_\_\_\_\_  
e-mail: \_\_\_\_\_
- Idade: \_\_\_\_\_ Peso: \_\_\_\_\_ kg Altura: \_\_\_\_\_ m
- Fumante: ( ) sim ( ) não
- Atividade Física: ( ) não  
( ) sim  
Frequência: \_\_\_\_\_
- Dominância: ( ) Esquerdo ( ) Direito

- H.P./H.A.:  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

- Faz uso de algum medicamento? ( ) não ( ) sim. Qual?  
\_\_\_\_\_

- História de lesão ou trauma na articulação do joelho: ( ) não ( ) sim  
Qual? \_\_\_\_\_

- Presença de dor na articulação do joelho ou em alguma parte de corpo?  
( ) não ( ) sim Local: \_\_\_\_\_

- Presença de dor em atividades funcionais:  
( ) Agachamento por tempo prolongado ( ) Permanecer muito tempo sentado  
( ) Subir ou descer escadas ( ) Contração isométrica do quadríceps  
( ) Ajoelhar-se ( ) Praticar esporte  
( ) Correr

Dor neste momento:

|-----|

Nenhuma dor Maior dor possível

**PATELA:**

	<b>PATELA DIREITA</b>	<b>PATELA ESQUERDA</b>
<b>POSIÇÃO</b>	( ) normal ( ) hipermóvel ( ) hipomóvel ( ) medializada ( ) lateralizada	( ) normal ( ) hipermóvel ( ) hipomóvel ( ) medializada ( ) lateralizada
<b>PRESENÇA DE DERRAME</b> (Hoppenfield)		
<b>CREPITAÇÃO</b>		

**MEDIDA DE COMPRIMENTO DOS MEMBROS INFERIORES: (Hoppenfield)**

	<b>Membro Inferior Direito</b>	<b>Membro Inferior Esquerdo</b>
<b>Medida Real (cm)</b>		
<b>Medida Aparente (cm)</b>		

**SENTADO:**

	<b>MEMBRO INFERIOR DIREITO</b>	<b>MEMBRO INFERIOR ESQUERDO</b>
<b>STRESS VALGO</b> (Hoppenfield)		
<b>STRESS VARO</b> (Hoppenfield)		

**PROVA DE RETRAÇÃO MUSCULAR: (Hoppenfield)**

	<b>MEMBRO INFERIOR DIREITO</b>	<b>MEMBRO INFERIOR ESQUERDO</b>
<b>GASTROCNÊMIO</b>		
<b>ISQUIOTIBIAIS</b>		
<b>PROVA DE THOMAS</b>	( ) Reto Femoral ( ) Iliopsoas	( ) Reto Femoral ( ) Iliopsoas
<b>PROVA DE OBER</b>		

**TESTES ESPECIAIS**

	<b>JOELHO DIREITO</b>	<b>JOELHO ESQUERDO</b>
<b>GAVETA ANTERIOR</b>	- rotação neutra: -rotação interna: -rotação externa:	- rotação neutra: -rotação interna: -rotação externa:
<b>GAVETA POSTERIOR</b>	- rotação neutra: -rotação interna:	- rotação neutra: -rotação interna:
<b>McMURRAY</b>		
<b>APPLEY</b>		
<b>PALPAÇÃO DA INTERLinha ARTICULAR</b>		

**APÊNDICE B**

**Termo de consentimento livre e esclarecido**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS**  
**DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA**  
**Laboratório de Análise da Função Articular**  
**Profª Drª Stela Márcia Mattiello Gonçalves Rosa**  
 Rodovia Washington Luiz, Km 235 - C.P.676 - 13565-905  
 São Carlos/SP - Brasil  
 TEL: (16) 3351-8039 FAX: (16) 3361-2081

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

**Nome do projeto: Avaliação da atividade funcional excêntrica em portadores de osteoartrite de joelho**

**Responsáveis:**

Profª. Drª. Stela Márcia Mattiello Gonçalves Rosa – Orientadora e coordenadora do projeto

Giovanna Camparis Lessi – Fisioterapeuta e aluna de mestrado

Eu, \_\_\_\_\_, RG n.º \_\_\_\_\_,  
 residente à \_\_\_\_\_ n.º \_\_\_\_\_,  
 bairro \_\_\_\_\_, na cidade de \_\_\_\_\_, estado \_\_\_\_\_,  
 declaro que fui convidado a participar da pesquisa citada e estou consciente das condições sob as quais me submeterei detalhadas a seguir:

**Objetivo:** o objetivo desse estudo será avaliar funcionalmente portadores de osteoartrite do joelho em atividade de descida de degraus por meio da cinética, cinemática e eletromiografia do músculo vasto lateral, além de correlacionar esses achados com a força excêntrica máxima e submáxima do joelho desses indivíduos e o questionário WOMAC.

**Justificativa:** Sei que a coleta dos dados dos exercícios, tanto na plataforma de força quanto no dinamômetro, fornecerá maiores informações sobre as ações da articulação do joelho comprometido. Assim como, essas novas informações auxiliarão novos estudos, o entendimento da osteoartrite e o tratamento de futuros pacientes com lesões de cartilagem iguais ou de maior intensidade que as minhas. Portanto, sei do objetivo desse estudo em investigar uma ação preventiva para impedir a progressão da osteoartrite em futuros tratamentos.

a) Serei submetido a uma avaliação física segundo a ficha de avaliação específica desse trabalho, uma análise do meu joelho será feita num dinamômetro isocinético (equipamento que mede a minha força muscular), uma análise em uma Plataforma de Força onde a atividade de meu músculo da coxa será captada e a avaliação será filmada para análise de meus movimentos e responderei a um questionário. As avaliações serão realizadas no Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos.

b) Minha identidade será preservada em todas as situações que envolvam discussão, apresentação ou publicação dos resultados da pesquisa, a menos que haja uma manifestação da minha parte por escrito, autorizando tal procedimento.

c) Estou ciente de que minha participação no presente estudo é estritamente voluntária. Não receberei qualquer forma de remuneração pela minha participação no experimento, e os resultados obtidos a partir dele serão propriedades exclusivas dos pesquisadores, podendo ser divulgados de qualquer forma, a critério dos mesmos.

d) Estou ciente de que minha participação no presente estudo não envolve qualquer tipo de risco. Mesmo assim, no caso de ocorrerem riscos não previstos e, caso seja necessário, os próprios pesquisadores se responsabilizam pelas condutas de primeiros socorros, bem como qualquer tipo de avaliação fisioterapêutica como resultado de dano físico.

e) Minha recusa em participar do procedimento não me trará qualquer prejuízo, estando livre para abandonar o experimento a qualquer momento.

Eu li e entendi todas as informações contidas neste documento, assim como as da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

São Carlos, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2009.

---

Assinatura do Voluntário

**Responsáveis:**

---

Profª Drª Stela Márcia Mattiello Gonçalves Rosa

Orientadora e coordenadora do projeto

---

Ft. Giovanna Camparis Lessi

Aluna de mestrado

## **APÊNDICE C**

### **Parecer do comitê de ética em pesquisa em seres humanos**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
 PRÓ-REITORIA DE PESQUISA  
 Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos  
 Via Washington Luís, km. 235 - Caixa Postal 676  
 Fones: (016) 3351.8109 / 3351.8110  
 Fax: (016) 3361.3176  
 CEP 13560-970 - São Carlos - SP - Brasil  
[propq@power.ufscar.br](mailto:propq@power.ufscar.br) - <http://www.propg.ufscar.br/>

## CAAE 0105.0.135.000-09

**Título do Projeto:** Avaliação da atividade funcional excêntrica em portadores de osteoartrite de joelho

**Classificação:** Grupo III

**Procedência:** Programa de Pós-Graduação em Física

**Pesquisadores (as):** Giovanna Camparis Lessi, Stela Márcia Mattiello Gonçalves Rosa (orientadora), Rodrigo Bezerra de Menezes Reiff (colaborador)

**Processo nº.:** 23112.002762/2009-99

### Parecer Nº. 295/2009

#### 1. Normas a serem seguidas

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprobatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e).
- Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, inicialmente em \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ e ao término do estudo.

#### 2. Avaliação do projeto

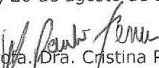
O Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (CEP/UFSCar) analisou o projeto de pesquisa acima identificado e considerando os pareceres do relator e do revisor DELIBEROU:

A proposta de estudo apresentada atende às exigências éticas e científicas fundamentais previstas na Resolução 196/96, do Conselho Nacional de Saúde.

#### 3. Conclusão:

Projeto aprovado

São Carlos, 26 de agosto de 2009.

  
 Prof. Dra. Cristina Paiva de Sousa  
 Coordenadora do CEP/UFSCar



**ANEXO A**  
**Questionário WOMAC**

## QUESTIONÁRIO WOMAC

Nome: \_\_\_\_\_ Data avaliação: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

As perguntas a seguir se referem à INTENSIDADE DA DOR que você está atualmente sentindo devido a artrite de seu joelho. Para cada situação, por favor, coloque a intensidade da dor que sentiu nas últimas 72 horas (3 dias)

**Pergunta: Qual a intensidade da sua dor?**

<b>1-Caminhando em um lugar plano.</b>									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
<b>2- Subindo ou descendo escadas.</b>									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
<b>3- A noite deitado na cama.</b>									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
<b>4-Sentando-se ou deitando-se.</b>									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
<b>5. Ficando em pé.</b>									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>

**TOTAL:** \_\_\_\_\_

As perguntas a seguir se referem a intensidade de RIGIDEZ nas junta (não dor), que você está atualmente sentindo devido a artrite em seu joelho nas últimas 72 horas. Rigidez é uma sensação de restrição ou dificuldade para movimentar suas juntas.

<b>1- Qual é a intensidade de sua rigidez logo após acordar de manhã?</b>									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
<b>2- Qual é a intensidade de sua rigidez após se sentar, se deitar ou repousar no decorrer do dia?</b>									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>

**TOTAL:** \_\_\_\_\_

As perguntas a seguir se referem a sua ATIVIDADE FÍSICA. Nós chamamos atividade física, sua capacidade de se movimentar e cuidar de você mesmo(a). Para cada uma das atividades a seguir, por favor, indique o grau de dificuldade que você está tendo devido à artrite em seu joelho durante as últimas 72 horas.

**Pergunta: Qual o grau de dificuldade que você tem ao:**

<b>1 - Descer escadas.</b>									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
<b>2- Subir escadas.</b>									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>

**3- Levantar-se estando sentada.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**4- Ficar em pé.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**5- Abaixar-se para pegar algo.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**6- Andar no plano.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**7- Entrar e sair do carro.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**8- Ir fazer compras.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**9- Colocar meias.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**10- Levantar-se da cama.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**11- Tirar as meias.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**12- Ficar deitado na cama.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**13- Entrar e sair do banho.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**14 - Se sentar.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**15- Sentar e levantar do vaso sanitário.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**16- Fazer tarefas domésticas pesadas.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**17- Fazer tarefas domésticas leves.**

Nenhuma  Pouca  Moderada  Intensa  Muito intensa

**TOTAL:** \_\_\_\_\_

---

**OBRIGADO POR COMPLETAR ESTE QUESTIONÁRIO**

**ANEXO B**

**Comprovante de submissão do manuscrito**

----- Mensagem Original -----  
Assunto: Submission Confirmation  
De: "The Knee" <[knee@elsevier.com](mailto:knee@elsevier.com)>  
Data: Ter, Janeiro 18, 2011 11:45 pm  
Para: [stela@ufscar.br](mailto:stela@ufscar.br)

---

Dear Stela,

Thank you for submitting your manuscript "Subjects with early-stage knee osteoarthritis do not present biomechanical alterations in the sagittal plane during stair descent" to The Knee.

You may check on the progress of your paper by logging on to the Elsevier Editorial System as an author. The URL is <http://ees.elsevier.com/thekne/>.

Your username is: Mattiello-Rosa

If you need to retrieve password details, please go to:

[http://ees.elsevier.com/thekne/automail\\_query.asp](http://ees.elsevier.com/thekne/automail_query.asp).

Your manuscript will be given a reference number once an Editor has been assigned.

For guidelines on how to track your manuscript in EES please go the following address: [http://support.elsevier.com/app/answers/detail/a\\_id/89](http://support.elsevier.com/app/answers/detail/a_id/89)

Kind regards,

The Knee Editorial Office  
The Knee

\*\*\*\*\*

For further assistance, please visit our customer support site at <http://support.elsevier.com>. Here you can search for solutions on a range of topics, find answers to frequently asked questions and learn more about EES via interactive tutorials. You will also find our 24/7 support contact details should you need any further assistance from one of our customer support representatives.

**ANEXO C**

**Manuscrito submetido ao periódico *The Knee* (versão inglês)**

Manuscript Number:

Title: Subjects with early-stage knee osteoarthritis do not present biomechanical alterations in the sagittal plane during stair descent

Article Type: Original Article

Keywords: knee osteoarthritis; stairs; kinematics; ground reaction force; electromyography.

Corresponding Author: Dr Stela Márcia Mattiello,

Corresponding Author's Institution: Federal University of São Carlos

First Author: Giovanna C Lessi

Order of Authors: Giovanna C Lessi; Paula R Mendes da Silva Serrão; Ana Claudia F Gimenez; Karina Gramani-Say; Ana Beatriz Oliveira; Stela Márcia Mattiello

Abstract: Patients with osteoarthritis (OA) of the knee show a loss of functional independence due to difficulty performing tasks that require high demand of the knee joint, such as descending stairs. However, it is unclear how muscular and biomechanical changes were present in patients with OA in the early stages. Thus, the purpose of this study was to analyze the kinetics, kinematics and muscle activation of men with early-stage knee OA during stair descent and compare them with a healthy control group. We evaluated 31 volunteers who were divided into two groups. The Osteoarthritis Group (OAG) included 17 men with grade I or II knee OA (53+6 years) and the Control Group (CG) included 14 healthy men (50+6 years). We performed a kinematic evaluation of stair descent in the sagittal plane in order to analyze knee flexion angles. Electromyography (EMG) of the vastus lateralis muscle was also performed and the vertical ground reaction force was measured. The WOMAC questionnaire was administered to all volunteers. Statistical analysis consisted of the nonparametric Mann-Whitney U test for intergroup comparisons of all variables ( $p > 0.05$ ). There were no significant kinematic, kinetic or EMG differences between groups. For the WOMAC, the intergroup differences were significant in all three sections (pain:  $p = 0.001$ , stiffness:  $p = 0.008$  and function:  $p = 0.0005$ ). In men with knee OA grade I or II, the stair descent is preserved in the sagittal plane, indicating that at these stages of the disease the functional adaptations are not expressed.

**SUBJECTS WITH EARLY-STAGE KNEE OSTEOARTRHITIS DO NOT  
PRESENT BIOMECHANICAL ALTERATIONS IN THE SAGITTAL PLANE  
DURING STAIR DESCENT**

Giovanna Camparis Lessi<sup>1</sup>; Paula Regina Mendes da Silva Serrão<sup>1</sup>, Ana Cláudia Faralli  
Gimenez<sup>1</sup>; Karina Gramani-Say<sup>1</sup>; Ana Beatriz Oliveira<sup>1</sup>; Stela Márcia Mattiello<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Department of Physical Therapy, Federal University of São Carlos, São Carlos, SP,  
Brazil

Dear Editor:

On behalf of my co-authors, I am submitting the enclosed material for possible publication in *The Knee*. It has not been submitted for publication nor has it been published in whole or in part elsewhere. I attest to the fact that all authors listed on the title page have read the manuscript, attest to the validity and legitimacy of the data and its interpretation, and agree to its submission to *The Knee*.

Stela Márcia Mattiello

**Key words:** knee osteoarthritis; stairs; kinematics; ground reaction force; electromyography.

**Corresponding author:** Stela Márcia Mattiello

Address: Rodovia Washington Luís, Km 235 CEP:13.565-905 CP: 676 - São Carlos,  
SP – Brazil

e-mail address: [stela@ufscar.br](mailto:stela@ufscar.br)

tel: +55 16 33518039 - fax: +55 16 33618203



Conflict of Interest Statement

I confirm that none of the authors has any financial or personal relationships related to this study that could be deemed a conflict of interest.

Stela Márcia Mattiello

**Abstract**

Patients with osteoarthritis (OA) of the knee show a loss of functional independence due to difficulty performing tasks that require high demand of the knee joint, such as descending stairs. However, it is unclear how muscular and biomechanical changes were present in patients with OA in the early stages. Thus, the purpose of this study was to analyze the kinetics, kinematics and muscle activation of men with early-stage knee OA during stair descent and compare them with a healthy control group. We evaluated 31 volunteers who were divided into two groups. The Osteoarthritis Group (OAG) included 17 men with grade I or II knee OA ( $53 \pm 6$  years) and the Control Group (CG) included 14 healthy men ( $50 \pm 6$  years). We performed a kinematic evaluation of stair descent in the sagittal plane in order to analyze knee flexion angles. Electromyography (EMG) of the vastus lateralis muscle was also performed and the vertical ground reaction force was measured. The WOMAC questionnaire was administered to all volunteers. Statistical analysis consisted of the nonparametric Mann-Whitney U test for intergroup comparisons of all variables ( $p > 0.05$ ). There were no significant kinematic, kinetic or EMG differences between groups. For the WOMAC, the intergroup differences were significant in all three sections (pain:  $p = 0.001$ , stiffness:  $p = 0.008$  and function:  $p = 0.0005$ ). In men with knee OA grade I or II, the stair descent is preserved in the sagittal plane, indicating that at these stages of the disease the functional adaptations are not expressed.

**SUBJECTS WITH EARLY-STAGE KNEE OSTEOARTRHITIS DO NOT  
PRESENT BIOMECHANICAL ALTERATIONS IN THE SAGITTAL PLANE  
DURING STAIR DESCENT**

Giovanna Camparis Lessi<sup>1</sup>; Paula Regina Mendes da Silva Serrão<sup>1</sup>, Ana Cláudia Faralli  
Gimenez<sup>1</sup>; Karina Gramani-Say<sup>1</sup>; Ana Beatriz Oliveira<sup>1</sup>; Stela Márcia Mattiello<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Department of Physical Therapy, Federal University of São Carlos, São Carlos, SP,  
Brazil

**Key words:** knee osteoarthritis; stairs; kinematics; ground reaction force;  
electromyography.

**Corresponding author:** Stela Márcia Mattiello

Address: Rodovia Washington Luís, Km 235 CEP:13.565-905 CP: 676 - São Carlos,  
SP – Brazil

e-mail address: [stela@ufscar.br](mailto:stela@ufscar.br)

tel: +55 16 33518039 - fax: +55 16 33618203

## **1. Introduction**

Patients with osteoarthritis (OA) of the knee show great impairment of the musculoskeletal system, including pain, stiffness and decreased range of motion (ROM) [1, 2], which leads to loss of functional independence.

Kinematic and kinetic studies have shown that, compared with level walking, greater knee ROM is required for climbing stairs [3]. Thus, for individuals with OA, stair ascent and descent are more difficult tasks than level walking [4, 5] since they place a higher demand on the knee joint [1, 5].

Sensorimotor dysfunction of the quadriceps has been identified as a contributing factor to altered joint kinematics in people with knee OA and includes muscle weakness, delayed activation and inhibition of the quadriceps and even reduced proprioceptive acuity [6-8].

Since the quadriceps muscle is crucial for walking and descending stairs, especially for ROM control and shock absorption in the knee [7], limitations to knee flexion during stair descent can significantly decrease the joint's ability to absorb impact and thus lead to increased vertical ground reaction force [9, 10]. Some studies have evaluated stair descent in patients with OA, though in different degrees of the disease where these types of biomechanical changes are observable [1, 5, 6, 11].

Therefore, OA-associated changes in neuromuscular strategy may change the quadriceps strength, leading to alterations in the biomechanics of the joint, which would lead to an increase in joint loading and result in more evident progression of the disease. Thus, to identify possible changes in the early stages of the disease and to know compensatory mechanisms used by this population would be relevant to the development of an appropriate rehabilitation program. This knowledge would contribute to improve quality of life and monitor the progression of the OA, since this is a chronic degenerative and debilitating disease.

Thus, the purpose of this study was to analyze the kinetics, kinematics and muscle activation of men with early-stage knee OA during stair descent and compare the results with those of a healthy control group.

## 2. Methods

### 2.1. Participants

This study involved 31 sedentary males, aged between 40 and 65, who were divided into two groups: the Control Group (CG), which included 14 volunteers with no dysfunction or joint disease, and the Osteoarthritis Group (OAG), which included 17 volunteers with grade I or II OA of the knee (Table 1).

All volunteers underwent an initial evaluation and a radiological examination of both knees to determine the OA diagnosis, according to the criteria of Kellgren & Lawrence [12], and were placed in the appropriate group. The following parameters were set for the OAG: each subject had to present signs of OA in at least one knee joint compartment (tibiofemoral or patellofemoral) that could be classified as grade I or II [13] and to have had no history of trauma, ligament injury or lower limb fracture.

For inclusion in the CG, the subjects had to show no radiographic alterations according to the above-mentioned criteria, as well as to have had no history of lower limb pain, illness, injury, trauma, surgery or fracture.

Exclusion criteria included knee physiotherapy in the previous 12 months, knee surgery in the previous 3 months, systemic arthritis, steroid injections in the previous 6 months and any medical condition that might preclude safe testing [1]. Subjects with decreased knee ROM were also excluded.

The study was approved by the Federal University of São Carlos Human Research Ethics Committee (295/2009). All participants provided written informed consent.

Insert TABLE 1 about here

### 2.2. Procedures

A three-step wooden staircase (20.5 cm high and 27.5 cm deep) was used to evaluate stair descent [15]. The most symptomatic limb of the OAG was measured and the right or left limb of the CG was randomly tested [1]. To carry out the descent, the

volunteers, barefoot, always initiated with the evaluated limb, so that the assessed limb was the first to hit the ground.

For each subject five valid trials were considered, being defined as trials in which the subject descended the stairs by placing one foot on each step while his hands remained positioned at his waist (Figure 1). Additionally, three warm-up trials were allowed to familiarize the subject with the task prior to data collection.

#### 2.2.1. Kinematic analysis

To carry out the kinematic analysis, a passive reflective marker was affixed to each of the following three locations: the skin over the greater trochanter, laterally on the knee joint and the lateral malleolus (Figure 1). The task was recorded at 60 Hz with two digital video cameras (NV-Panasonic GS180PL) that were placed in the frontal and sagittal plane perpendicular to each other.

Calibration was performed using a 40x145x150cm object that was positioned where the subjects would perform the tests (orientation X=latero-lateral; Y=vertical ; Z=antero- posterior) and contained 24 markers with known absolute positions in Cartesian Coordinates.

The Kinematic data were digitized, filtered and reconstructed using Ariel Performance Analysis System software (APAS, Ariel Dynamics, Inc., Trabuco Canyon, USA). Data were low-pass filtered at 10 Hz using a digital filter algorithm. The reconstruction of real coordinates was performed using the direct linear transformation (DLT) procedure. Complete knee extension was considered to be 180°.

#### 2.2.2. Kinetic analysis

For kinetic analysis, a force platform was placed (Bertec<sup>®</sup> model 4060-08, Bertec Corp., Ohio, USA) on the ground at the end of the stair case (Figure 1) to capture the vertical component of ground reaction force (GRF) at a sampling frequency of 1000Hz.

Insert FIGURE 1 about here

### 2.2.3. Electromyography (EMG)

Surface EMG activity of the vastus lateralis (VL) muscle was recorded during stair descent. The data were collected with an eight-channel signal conditioning module (EMG-800C, EMG System do Brasil<sup>®</sup>, São José dos Campos, SP, Brazil) featuring an analogue-to-digital converter with 12-bit resolution and an acquisition frequency of 1000 Hz per channel and with Dataq data acquisition software (EMG System do Brasil<sup>®</sup>). Each channel had a 100x gain, a Butterworth filter at a bandwidth of 20 to 500 Hz and common-mode rejection of 100 dB.

After skin preparation, two disposable self-adhesive 20x gain Ag/AgCl preamplified surface electrodes (Medi-Trace<sup>™</sup>, Kendall, Mansfield, MA, USA) were attached over the muscle belly 20 mm apart, according to SENIAM recommendations (i.e., placed 2/3 of the way from the superior anterior iliac spine to the lateral side of the patella) [16]. The reference electrode was placed on the opposing wrist. Electrodes were also secured with hypoallergenic adhesive tape to reduce movement artifact.

The kinetic, kinematic and EMG data were synchronized with a light emitting diode (LED) that sent two signals, one luminous, recorded by the cameras and another electric, recorded by the force platform and EMG.

### 2.2.4. Knee pain and disability

For the assessment of knee pain and disability the Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) was used. The WOMAC is a disease-specific measure of pain, stiffness, and physical function for individuals with OA of the knee. Each item was scored on a 5-point Likert scale [14, 17], and the maximum score in each section was considered as a percentage.

### 2.2.5. Data analysis

Data were processed using MatLab<sup>®</sup> (versão 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, USA).

A sliding window (with a duration of 13s and 50% overlap) was used with the kinematic data to identify the start of the task. The beginning of the task was defined as when the average of two consecutive windows ( $k$  and  $k + 1$ ) was smaller than the average of the previous window ( $k - 1$ ) minus 2 standard deviations of that mean. The end of the task was determined by foot contact with the force platform. Foot contact time was defined as when GRF reached 2N [18]. By identifying the events that determined the

beginning and end of the stair descent, we calculated the time it took to perform the task or task time (TT).

The EMG signals were band-pass filtered using a fourth-order zero-lag Butterworth filter at 20 to 400 Hz, and were full-wave rectified and normalized according to the average signal obtained during the task [19]. The integral of the signal was calculated after being low-pass filtered at 8Hz to obtain the linear envelope. It was also determined the onset of VL activation (VL onset) that preceded the beginning of the task. For this, the rectified signal was filtered using a fourth-order zero-lag Butterworth filter and low pass filtered at 50 Hz. EMG onset was identified as the point at which the EMG signals deviated by more than 3 standard deviations for a minimum of 25ms above baseline [1].

For kinetic and kinematic analysis, the task time, range of knee motion in the task (total ROM), peak angle knee flexion (peak flexion), angle of knee flexion at foot strike on the force platform (flexion on contact), peak loading response knee flexion (PLRKF), time from foot strike to PLRKF (time to PLRKF), GRFz peak normalized to body mass (peak GRFz), time to peak GRFz from foot strike, the integral of the EMG signal (EMG) and the onset of VL (VL onset) were considered.

Insert FIGURE 2 about here

#### 2.2.6. Statistics

Data were analyzed using Statistica<sup>®</sup> version 7 (StatSoft, Inc., Tulsa, USA). The Shapiro-Wilks test was used to verify the normality of the data. In accordance with the results, nonparametric tests were applied. The Mann-Whitney U test was used for all intergroup analysis. Results were considered statistically significant at  $p \leq 0.05$ .

### 3. Results

There were no significant intergroup differences for kinematic, kinetic and EMG results. Table 2 shows the data expressed as median, maximum and minimum value for CG and OAG and the  $p$  value for intergroup analysis.



Insert TABLE 2 about here

For the WOMAC, the intergroup differences groups were significant in all three sections (pain  $p = 0.001$ , stiffness  $p = 0.008$  and function  $p = 0.0005$ ). Values are expressed as median, maximum and minimum values of percentage of total points for each section.

Insert TABLE 3 about here

#### **4. Discussion**

The results showed that the biomechanics of stair descent for the patients with early-stage knee OA were similar to those of the healthy control group.

The data suggest that activation of the quadriceps had not changed, so there were no alterations in knee angles during the task. Thus, the lower limb load remains unaltered in subjects during early degrees of OA. Some speculation can be drawn from these findings.

There were no changes in the recruitment of VL, so the angles of flexion developed by the knee joint were also maintained, especially load response knee flexion (LRKF). Also known as controlled knee flexion, LRKF occurs as weight is loaded onto the limb at heel strike and acts to dissipate the load, being controlled by eccentric quadriceps contraction. A decrease in LRKF happens when patients with knee OA present weakness or failure in quadriceps activation [1, 6]. Himnan et al. (2002), investigating stair ascent and descent in men and women with different degrees of OA, found no differences in total knee ROM and LRKF between the OA and control group, which corroborates the results of the present study, even though they reported a delay in VL onset during stair descent prior to foot strike.

Our findings about peak knee flexion during stair descent and time to reach peak flexion agree with Kaufman et al. (2001), which evaluated male and female patients with grade II knee OA, even though they observed a shorter task time for the OA group, unlike the present study.

Furthermore, studies have shown that the quadriceps of patients with OA have strength deficits caused by inhibition or atrophy [7, 20, 21] that lead to functional deficits such as difficulty climbing stairs, squatting, sitting or rising from a chair [21].

In this study, quadriceps strength was not assessed, but unpublished studies from our laboratory have demonstrated that OA patients of the same profile as the subjects in this study had no deficits in eccentric quadriceps strength or changes in eccentric steadiness, which supports the finding that there is no change in knee flexion.

However, Hortobágy et al. (2004) observed a decrease in eccentric strength and steadiness in patients with early degrees of OA. They also observed changes in functional tasks, including decreased velocity during stair descent in the OA group. In another study Hortobágy et al. (2005) analyzed the recruitment of VL and biceps femoris (BF) in men and women with early-stage knee OA while they walked and climbed stairs and found a lower activation of VL and an increased activation of BF, which indicates a greater co-activation of these muscles during such tasks. These authors interpreted the data as a natural compensatory adaptation to quadriceps weakness, pain, and local changes. Thus, the increased recruitment of the hamstrings in patients with knee OA works to stabilize the joint, resulting in improved eccentric control.

We therefore speculate that the sample in this study was slightly different from the samples recruited by Hortobágy et al. (2004, 2005), since they included both men and women with grade II knee OA and we included only men with either grade I or II knee OA, and 41.2% of the volunteers had grade I.

Liikavainio et al. (2009), who evaluated men with different stages of knee OA, reported that subjects with more advanced stages had higher peak GRF and a greater activation of the vastus medialis while descending stairs and concluded that patients with knee OA had different strategies for achieving the proposed tasks than the healthy subjects. Hunt et al. (2010) found no correlation between quadriceps strength and GRF in the gait of men and women with different degrees of knee OA.

Taking into account the early stage of the disease presented by the volunteers, it could be that the joint alterations were still insufficient to cause observable biomechanical changes in the stair descent task. Thus, any sensorimotor changes due to OA [6, 23] may not have been sufficient to alter the recruitment of the VL, so that the eccentric contraction of the quadriceps, which is fundamental for performing the

proposed task, remained unchanged, and the variations in knee angles and GRF were preserved.

We could therefore suggest that if the difficulty of the chosen task were increased, such as increasing the speed of descent, some changes might become observable, as was also suggested by Liikavainio et al. (2009), who reported that when the speed of descent increases, alterations also tend to become more pronounced.

Although the biomechanics of the volunteers remained intact, the WOMAC did not follow this pattern. In all sections of the questionnaire, the OAG had a higher score than the GC, which was also observed by Hurbly-Kozey et al. (2006). This result indicates an altered perception of pain, stiffness and function due to the disease. Certain authors have found no correlation between biomechanical changes and the questionnaire [1]. However, since the perception of these individuals is changed, it would be reasonable to infer that some kind of alteration is present, even if it does not appear in the evaluation tool.

There are countless variations in other published studies that may explain discrepancies with this study's results. One such variation could be the definition of groups. Generally speaking, researchers form mixed-gender and mixed-degree OA groups [1, 2, 4, 6, 8, 18]. Although most of the studies match the OA and control groups with regard to sex, age, weight and height, the difference in signs and symptoms that occur at different degrees of the disease tends to be quite sharp. Moreover, it is a common practice to include subjects in the control group based on clinical history and symptoms alone without verifying that the joint is healthy with an imaging exam [24, 25].

In this study the group inclusion criteria were very strict, including a required imaging exam for the knees of both the OAG and CG. Furthermore, the OAG was composed solely of individuals in the early stages of the disease (grade I or II), so that any changes at the beginning of the disease could be analyzed. Women were excluded mainly due to the involvement of hormonal and biomechanical factors [2, 26].

It is known that knee OA causes sensorimotor deficits that lead to a loss of quadriceps strength and to functional changes as the disease progresses. Mechanical factors contribute to articular cartilage injury [27], but exactly when biomechanical changes begin to appear in OA patients has not yet been identified, or how these changes contribute to the progression of the disease.

Thus, the interest in understanding the biomechanical changes presented by patients with knee OA in the early stages would be important for a better comprehension of the development of the disease and to establish a therapeutic approach appropriate to each phase of the disease.

The present study showed that in the sagittal plane in the stair descent there are no changes in knee angles, as well failure in the activation of the VL. So more studies are needed in order to define when changes in muscle activation and knee angles appear. This knowledge would be helpful for planning precocious intervention that could prevent or delay the functional manifestations promoted by OA.

## **5. Conclusion**

In adult men with knee OA grade I or II, the stair decent is preserved in the sagittal plane, indicating that at these stages of the disease the functional adaptations linked to the OA are not expressed.

## **6. Conflict of interest**

None of the authors has any financial or personal relationships related to this study that could be deemed a conflict of interest.

Table1: mean and standard deviation of anthropometric data of subjects

	<b>CG</b>	<b>OAG</b>
<b>Age (years)</b>	50.1 ( $\pm$ 6.3)	52.9 ( $\pm$ 6.1)
<b>Height (m)</b>	1.75 ( $\pm$ 0.1)	1.73 ( $\pm$ 0.1)
<b>Weight (Kg)</b>	81.3 ( $\pm$ 13.1)	88.0 ( $\pm$ 10.2)
<b>BMI (Kg/m<sup>2</sup>)</b>	26.5 ( $\pm$ 2.7)	29.7 ( $\pm$ 4.7)

BMI=body mass index; CG: control group; OAG: osteoarthritis group

Table 2: Median, maximum and minimum value for kinematic, kinetic and electromyographic data for CG and OAG and *p* value for the intergroup analysis

	<b>CG</b>	<b>OAG</b>	<b><i>p</i></b>
<b>Task Time (s)</b>	2.63 (3.38 – 2.12)	2.59 (3.09 – 2.06)	0.87
<b>Total knee ROM (°)</b>	86.98 (95.12 – 71.26)	88.35 (91.42 – 80.85)	0.90
<b>Peak flexion (°)</b>	89.09 (98.86 – 82.30)	88.78 (94.63 – 85.93)	0.77
<b>Flexion on contact (°)</b>	173.06 (177.15 – 167.03)	174.90 (176.61 – 166.30)	0.28
<b>PLRKF (°)</b>	160.15 (170.16 – 150.21)	161.11 (168.33 – 142.04)	0.59
<b>Time to PLRKF (s)</b>	0.20 (0.62 – 0.16)	0.22 (0.97 – 0.16)	0.36
<b>Peak GRFz (N/Kg)</b>	150.00 (169.95 – 111.04)	149.23 (168.63 – 177.63)	0.74
<b>Time to peak GRFz from foot strike (s)</b>	2.80 (3.93 – 2.24)	2.82 (3.25 – 2.21)	0.59
<b>EMG (a.u.)</b>	10.09 (21.55 – 4.26)	8.00 (19.06 – 4.04)	0.57
<b>VL onset (ms)</b>	0.77 (1.18 – 0.38)	0.79 (1.91 – 0.29)	0.48

Median (Max-min); CG: control group; OAG: osteoarthritis group; ROM: range of motion; PLRKF: peak load response knee flexion; GRF: ground reaction force; EMG: electromyography; VL: vastus lateralis

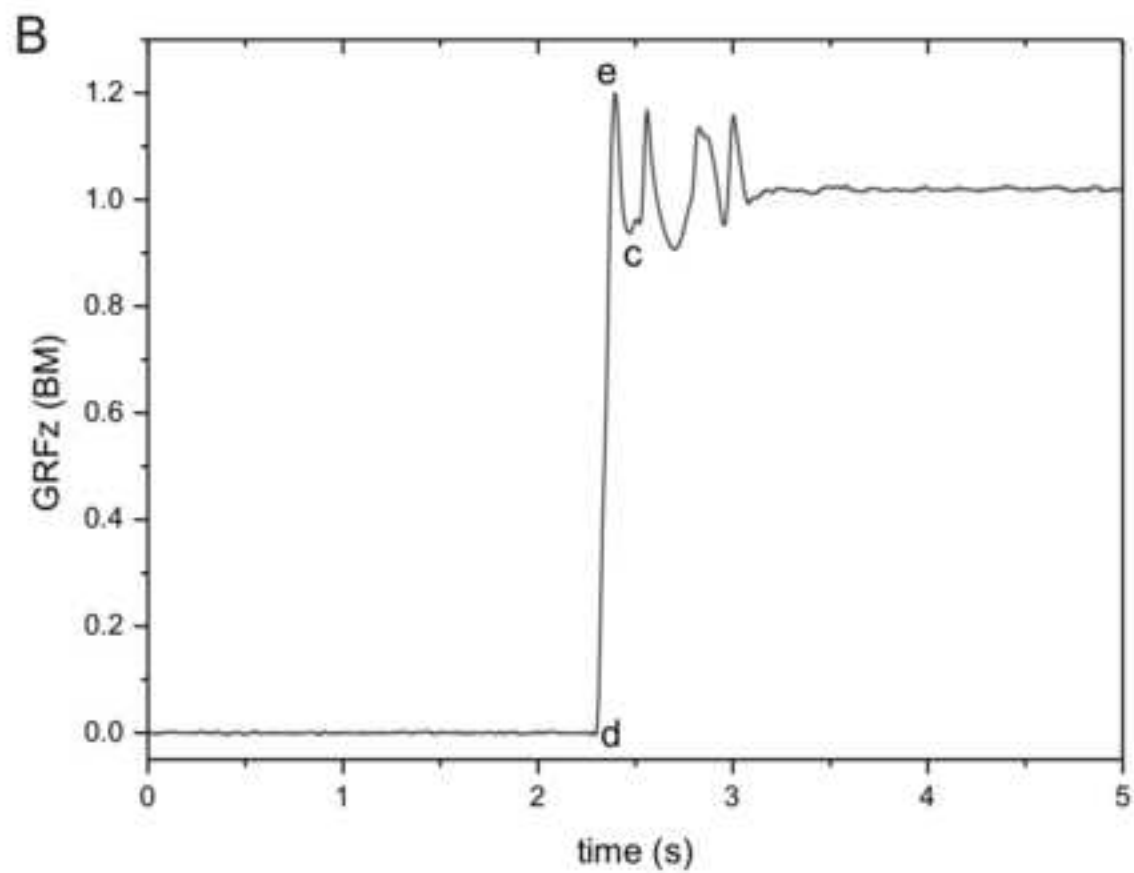
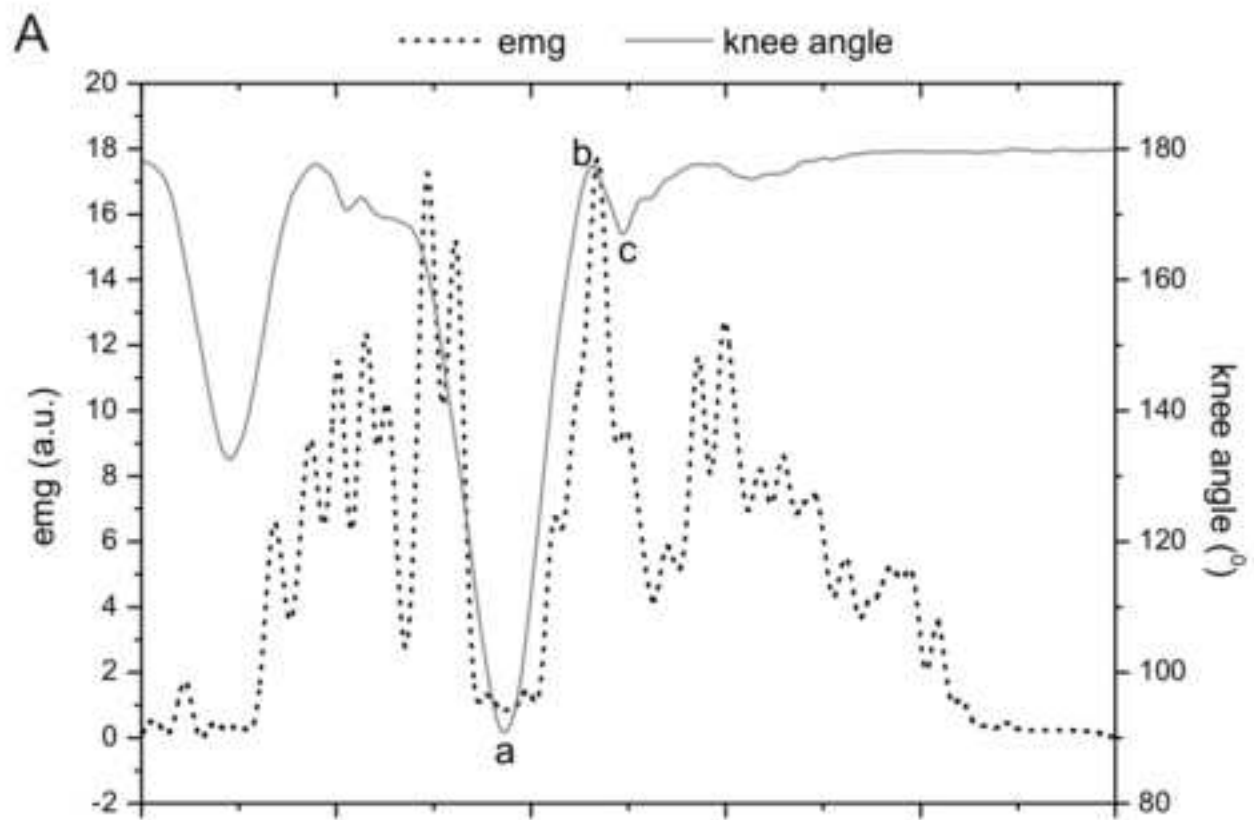
Table 3: WOMAC's median, maximum and minimum and *p* value for CG and OAG for the 3 sections.

<b>Section</b>	<b>CG</b>	<b>OAG</b>	<b><i>p</i></b>
<b>Pain</b>	0% (5% - 0%)	5% (55% - 0%)	0.001*
<b>Stiffness</b>	0% (12.5% - 0%)	6% (63% - 0%)	0.008*
<b>Function</b>	0% (13.2% - 0%)	6% (68% - 0%)	0.0005*

Median (max – min); CG: control group; OAG: osteoarthritis group

\* Significant difference

Figure(s)  
[Click here to download high resolution image](#)





Figure(s)  
[Click here to download high resolution image](#)

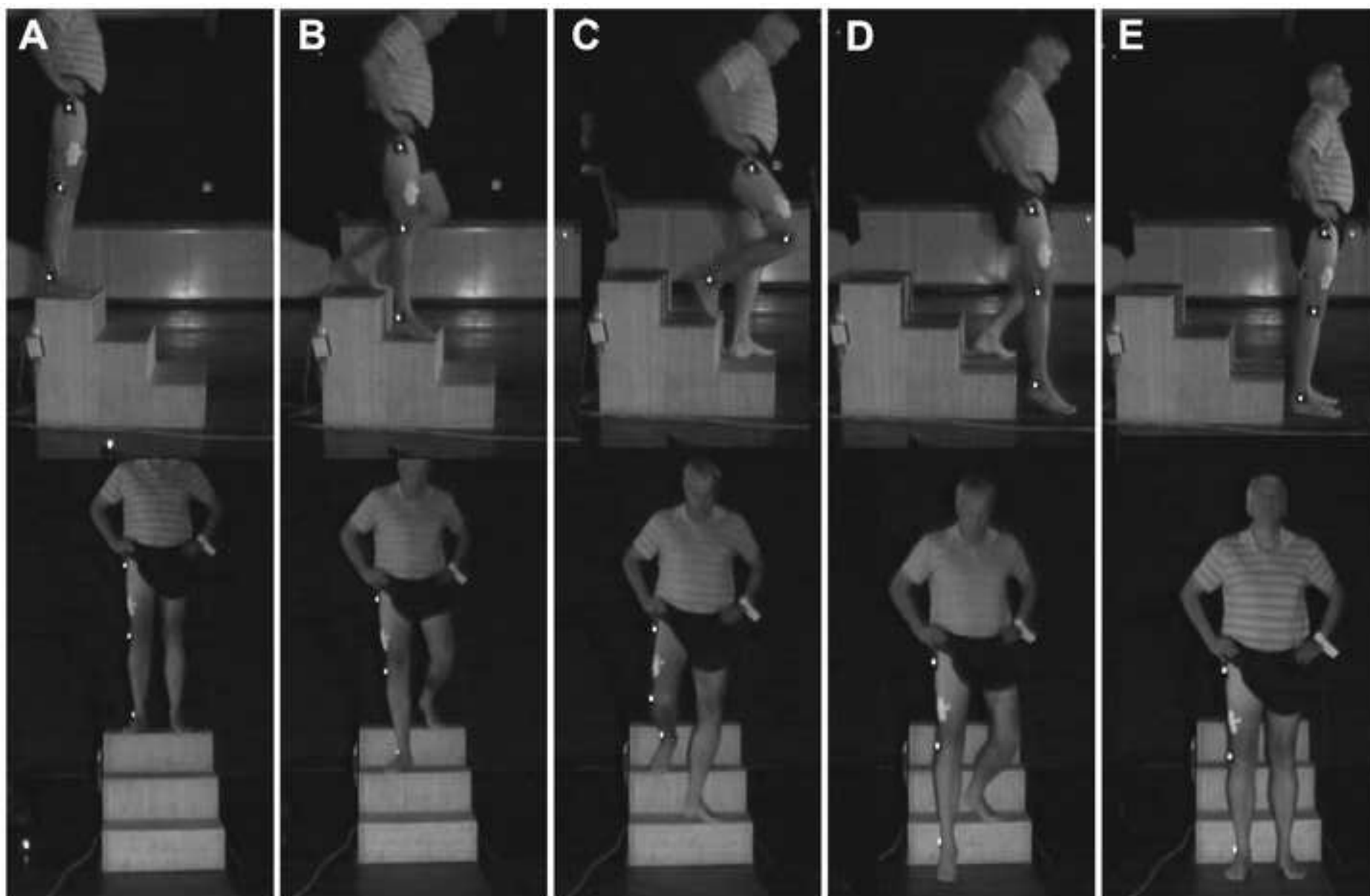


Figure 1: Sequence of images in the sagittal and frontal plane captured, respectively, during the stair descent task and the placement of the markers. A: initial position adopted by the subject before the task. B: starting the task with the evaluated limb. C: stair descent. D: foot of the evaluated limb hit the force platform on the ground. E: final position at the end of the task, subject in bipedal stance on the force platform.

Figure 2: A: graphic representation of the knee angle variation and vastus lateralis electromiographic signal during stair descent; a) peak flexion; b) flexion on contact; c) peak load response knee flexion (PLRKF). B: graphic representation of the vertical ground reaction force (GRFz) at the end of stair descent; c) PLRKF; d) foot strike on the force platform; e) peak GRFz.