

Paula Maria Machado Arantes

**ANÁLISE DA CINEMÁTICA E DO PADRÃO DE ATIVAÇÃO
MUSCULAR DURANTE A MARCHA DE IDOSAS
ASSINTOMÁTICAS E COM OSTEOARTRITE DE JOELHOS**

Belo Horizonte
Mestrado em Ciências da Reabilitação - UFMG
2006

Paula Maria Machado Arantes

**ANÁLISE DA CINEMÁTICA E DO PADRÃO DE ATIVAÇÃO
MUSCULAR DURANTE A MARCHA DE IDOSAS
ASSINTOMÁTICAS E COM OSTEOARTRITE DE JOELHOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Área de Concentração: Desempenho Motor e Funcional Humano

Orientador: Prof. Dr. João Marcos Domingues Dias
Co-orientadora: Prof. Dra. Renata Noce Kirkwood

Belo Horizonte
2006

A Deus, por estar sempre presente em minha vida e me dar sempre força para continuar.

Ao meu querido avô, pelo imenso amor que sempre me dedicou.

Aos meus pais, por me darem a vida e pelo apoio constante.

Ao Bruno, pelo amor e companheirismo.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por estar sempre presente em minha vida, principalmente nos momentos mais difíceis, não me deixando nunca desistir.

Ao meu orientador, Prof. João Marcos Domingues Dias, por acreditar em minha capacidade, por me proporcionar a oportunidade de realizar o meu sonho e pelo carinho e compreensão durante esta caminhada.

À minha co-orientadora, Profa. Renata Noce Kirkwood, por aceitar co-orientar meu trabalho e pela imensa disponibilidade e colaboração para este estudo.

À Profa. Rosângela Corrêa Dias, exemplo de profissional, por todas as oportunidades e por ter cultivado em mim a paixão pela gerontologia.

Ao professor Sérgio Teixeira Fonseca, pela imensa contribuição para minha formação profissional e acadêmica.

À minha mãe, por sofrer e sorrir comigo em todos os momentos da minha vida. Amo muito você!

Ao meu pai, por acreditar em mim e por todo o apoio e amor.

Ao Bruno, pela paciência nos momentos difíceis e por me estimular a querer sempre o melhor.

À Vandinha, minha segunda mãe, pela força e disponibilidade.

Aos meus irmãos, por estarem sempre ao meu lado e torcerem por mim.

À minha querida amiga Mariana, companheira de todos os momentos, braços direito e esquerdo. Você é para mim um exemplo de responsabilidade e dedicação. Foi muito bom compartilhar com você e contar com o seu apoio em todos os momentos desta caminhada. Obrigada por tudo!!!

À amiga Flávia, pelo companheirismo e pela disponibilidade e contribuição a este trabalho.

Aos voluntários, pela confiança e pela colaboração que tornou possível este trabalho.

Aos meus pacientes, por me ensinarem a gostar cada vez mais da minha profissão.

Aos professores do Departamento de Fisioterapia, pelos ensinamentos e pelo empenho na melhora do Curso de Fisioterapia e do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação.

Ao nosso “anjo” João Lucas, por todos os programas desenvolvidos, por todos os problemas solucionados e por tornar possível a realização deste estudo. Você é demais!

À Renatinha, Carlinha, Robertinha e Bruno pela imensa colaboração na coleta de dados.

À querida Pri, companheira imprescindível na fase dos estudos pilotos, pela ajuda inestimável com o sistema de análise de movimento *Qualisys*.

À fisioterapeuta Luciana Moreno pela colaboração no recrutamento das voluntárias.

À Katy e Jennifer, colegas de mestrado e amigas muito queridas, pelas oportunidades e colaborações e principalmente pelo exemplo de força de vontade e determinação.

À Cecília, Daniela Vaz, Paula Lanna e Juliana Ocarino, por estarem sempre solícitas para esclarecer dúvidas e colaborar. Vocês são um exemplo para mim. Nunca me esquecerei de vocês!

Às minhas amigas Roberta, Letícia e Fernanda e ao meu amigo Christiano, por tornarem os momentos difíceis mais suaves.

Ao Haroldo, pela confecção dos clusteres que viabilizou a coleta dos dados.

À Marilane, pela imensa boa vontade em resolver todos os problemas.

RESUMO

A osteoartrite (OA) de joelho é a causa mais comum de incapacidade em idosos. O entendimento de como a função é afetada pela doença é crítico para o delineamento de intervenções efetivas para prevenir a incapacidade. Neste sentido, o estudo da marcha torna-se especialmente relevante devido à grande importância desta atividade para a função destes indivíduos. Os objetivos deste estudo foram: (a) investigar as alterações cinemáticas das articulações do quadril, joelho e tornozelo durante a marcha de idosas com OA de joelhos quando comparadas às idosas assintomáticas; (b) comparar os padrões de ativação muscular durante a marcha entre idosas com OA de joelhos e assintomáticas; (c) comparar o trabalho pela massa corporal dos músculos quadríceps e isquiotibiais; (d) investigar a associação entre a força do músculo quadríceps e a cinemática do joelho na fase de resposta à carga. A amostra deste estudo foi composta por 21 idosas com OA de joelhos ($71,43 \pm 4,14$ anos) e 21 idosas assintomáticas ($71,38 \pm 4,09$ anos). Os dados cinemáticos, espaciais e temporais foram obtidos durante a marcha usual das participantes através de um Sistema de Análise de Movimento. A intensidade e duração da ativação dos músculos vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnêmio e sóleo durante a marcha foram avaliadas por eletromiografia de superfície. A dinamometria isocinética foi utilizada para avaliar o trabalho pela massa corporal dos músculos quadríceps e isquiotibiais. O teste ANOVA foi utilizado para a comparação entre os grupos. As correlações foram calculadas pelo coeficiente de correlação de *Pearson*. Foi estabelecido nível de significância de $\alpha=0,05$. Os resultados demonstraram que as

idosas com OA de joelhos apresentaram menor pico de flexão do joelho na fase de balanço inicial ($p=0,003$), menor ADM da articulação do joelho na fase de resposta à carga ($p=0,019$) e no período de apoio ($p=0,046$) e menor ADM do quadril durante o apoio ($p=0,007$). Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos no padrão de ativação muscular durante a marcha e na força dos músculos quadríceps e isquiotibiais. Conclui-se que a marcha das idosas com OA de joelhos apresentou alterações cinemáticas que não se restringiram à articulação do joelho, acometendo também a articulação do quadril. Além disto, não foi encontrada diferença na função muscular entre os dois grupos, sugerindo que as alterações da marcha podem ocorrer mesmo na ausência de déficit de força.

Palavras-chave: idosas, osteoartrite de joelhos, marcha, cinemática, função muscular

ABSTRACT

Knee osteoarthritis (OA) is the most common cause of disability among elderly. Understanding how function is affected by pathology may be critical in designing effective interventions for preventing disability. In this way, the gait study is especially relevant because of the great importance of this activity to these subjects' function. The purposes of this study were: (a) investigate knee, hip and ankle kinematic alterations during gait of elderly women with knee OA when compared with asymptomatic elderly women; (b) compare muscle activation patterns during gait between elderly women with knee OA and asymptomatic elderly women; (c) compare quadriceps and hamstrings muscles work for body weight; (d) investigate the association between quadriceps strength and knee kinematics in the load response phase. The sample of this study was composed by 21 elderly women with knee OA ($71,43 \pm 4,14$ years old) and 21 asymptomatic elderly women ($71,38 \pm 4,09$ years old). Kinematics data were obtained during usual gait of the subjects by a motion analysis system. Intensity and duration of vastus lateralis, biceps femoris, tibialis anterior, gastrocnemius and soleus muscles activity during gait was assessed by surface electromyography. The isokinetic dynamometry was used to assess quadriceps and hamstring work for body weight. ANOVA test was used to determine differences between groups and the correlations were calculated by Pearson coefficient. The level of significance was set at $\alpha=0,05$. Elderly with knee osteoarthritis demonstrated less knee flexion peak during initial swing phase ($p=0,003$), less knee flexion excursion during weight acceptance ($p=0,019$) and stance ($p=0,046$) and less hip extension excursion

during stance ($p=0,007$). There were no significant differences between groups for muscle activation patterns during gait and quadriceps and hamstrings strength. In summary, the gait of elderly women with knee osteoarthritis demonstrated kinematics alterations that were not limited to the knee, affecting either the hip. Moreover, there were no differences in muscle function between groups, suggesting that gait alterations can occur without strength decrease.

Key words: elderly women, knee osteoarthritis, gait, kinematics, muscle function

SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO	11
1.1 – OBJETIVOS	24
1.2 – HIPÓTESES	26
2 – METODOLOGIA	27
2.1 – Participantes	27
2.2 – Instrumentação	28
<u>2.2.1 – Sistema de Análise de Movimento</u>	<u>28</u>
<u>2.2.2 – Eletromiografia de Superfície</u>	<u>31</u>
<u>2.2.3 – Dinamômetro Isocinético</u>	<u>33</u>
<u>2.2.4 - Questionário WOMAC</u>	<u>33</u>
2.3 – Procedimentos	34
2.4 - Redução dos dados	39
<u>2.4.1 – Parâmetros cinemáticos, espaciais e temporais</u>	<u>39</u>
<u>2.4.2 – Dados eletromiográficos</u>	<u>42</u>
<u>2.4.3 – Desempenho muscular</u>	<u>43</u>
2.5 – Análise estatística	43
3 - REFERÊNCIAS	46
4 – ARTIGO VERSÃO INGLÊS	58
5 – ARTIGO VERSÃO PORTUGUÊS	84
APÊNDICES	113
APÊNDICE A	113
APÊNDICE B	116
ANEXOS	118
ANEXO A	118

ANEXO B 119
ANEXO C 126

1 – INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas observou-se um nítido processo de envelhecimento demográfico.¹ Neste contexto, o Brasil destaca-se por apresentar uma das maiores taxas de crescimento da população idosa.^{1,2} O índice de envelhecimento da população brasileira em 1991 era de 13,90%, aumentando para 19,77% em 2000.³ Além disto, o Brasil apresenta um acréscimo de aproximadamente 9,1 anos na expectativa de vida desde 1980 até 2004.⁴ Este aumento do número de anos vividos tem sido acompanhado do aumento de manifestações de doenças crônicas.^{2,5} Almeida *et al.* (2002) constataram que quase 81% dos idosos brasileiros apresentavam alguma doença crônica.⁵ Essas doenças são a principal causa de incapacidade e geram consideráveis gastos para o setor de saúde.⁵

Dentre as doenças crônicas, a osteoartrite (OA) é a de maior prevalência,⁶⁻⁸ acometendo aproximadamente 16% da população brasileira.⁹ A OA é definida como o grupo heterogêneo de condições que levam a sinais e sintomas articulares associados à degeneração da cartilagem hialina e mudanças ósseas nas margens articulares, como esclerose do osso subcondral e formação de osteófitos.^{10,11} Os principais sinais e sintomas são dor articular, diminuição da força muscular, instabilidade articular, rigidez, presença de crepitação, limitação da amplitude de movimento (ADM) e alargamento ósseo.^{12,13}

As causas do aparecimento da OA ainda não estão claras. Fatores biomecânicos, bioquímicos e imunológicos têm sido considerados em sua etiologia.¹² Dentre os fatores biomecânicos destacam-se cargas impulsivas

repetitivas¹⁴, mau alinhamento ósseo levando à distribuição inadequada de carga sobre a articulação^{15,16} e instabilidade articular¹⁵. Andriacchi *et al* (2004) sugerem que a doença se inicia quando alguma condição, traumática ou crônica, leva a uma mudança substancial na direção da descarga de peso para uma zona na cartilagem articular não condicionada à esse estresse.¹⁷ Alguns autores apontam também fatores metabólicos¹⁸ e genéticos^{18,19}. Dentre estes, Aspden *et al* (2001) sugerem que a OA é uma desordem metabólica induzida por modificação na atividade de células derivadas de precursores mesenquimais, levando a um distúrbio do equilíbrio entre degradação e reparo da cartilagem articular.¹⁸ Apesar do envolvimento ósseo ser amplamente reconhecido, ainda não está claro se é um fator primário ou uma consequência secundária à doença.^{11,17,18,20}

A OA acomete as articulações que suportam descarga de peso e, dentre estas, a articulação do joelho é a mais acometida.^{12,21} A articulação do joelho tem função essencial em várias atividades de vida diária, como subir e descer escadas, levantar-se de uma cadeira e andar. O importante papel da articulação do joelho e de sua musculatura para a função do membro inferior torna a OA de joelho uma doença significativamente debilitante, sendo a principal causa de incapacidade em idosos.^{22,23}

A dor é o principal sintoma da OA de joelho e tem sido considerada um importante fator determinante de incapacidade.^{24,24-26} A dor na articulação do joelho piora tipicamente com atividades com descarga de peso e melhora com o repouso.¹³ Alguns mecanismos têm sido sugeridos para explicar a dor na OA de joelhos. Dentre eles, a tensão nos nociceptores devido ao aumento da pressão

local ou o movimento articular e a irritação dos nociceptores por mediadores inflamatórios.²⁷

Fraqueza do músculo quadríceps também tem sido demonstrada em estudos transversais em indivíduos com OA de joelhos.²⁸⁻³⁰ Hortobagyi *et al* (2004) demonstraram que indivíduos com OA de joelhos têm uma redução de 76% e 56% na produção de força excêntrica e concêntrica do quadríceps, respectivamente, quando comparados a indivíduos saudáveis.³⁰ A atrofia secundária ao desuso²⁹ e a diminuição da ativação voluntária do músculo quadríceps devido à dor^{28,31} e ao dano articular^{32,33} são fatores importantes para esta redução. Alguns estudos, entretanto, relataram fraqueza do músculo quadríceps em indivíduos com sinais radiográficos de OA, mesmo na ausência de sintomas e atrofia desta musculatura.^{23,34} Portanto, acredita-se que a fraqueza muscular pode preceder o início da OA de joelho, sendo considerada um fator de risco para o desenvolvimento desta.^{23,34}

A presença de dor articular, fraqueza do músculo quadríceps e instabilidade articular pode levar a alterações no padrão da marcha de indivíduos com OA de joelhos.³⁵⁻⁴² Messier *et al* (1994) sugeriram que enquanto indivíduos saudáveis utilizam o custo energético como critério de otimização da marcha, indivíduos com OA provavelmente estão mais preocupados em minimizar a dor e aumentar a estabilidade.⁴³ Desta forma, provavelmente os indivíduos com OA de joelhos apresentam alterações cinemáticas e nos padrões de ativação muscular da marcha em função de minimizar a dor em seus joelhos e aumentar a estabilidade.

A marcha pode ser descrita através de parâmetros espaciais, temporais e cinemáticos. Os parâmetros espaciais e temporais incluem velocidade, cadência (número de passadas por minuto), comprimento do passo e tempo do ciclo da marcha. A cinemática da marcha envolve principalmente a determinação dos ângulos formados pelos segmentos corporais durante a marcha e a quantificação do movimento articular.⁴⁴ Os parâmetros cinemáticos freqüentemente são descritos de acordo com as fases da marcha, uma vez que estas representam eventos críticos durante o ciclo da marcha (Anexo 1). Estes parâmetros, espaço-temporais e cinemáticos, fornecem informação importante a respeito da marcha e são considerados bons preditores de disfunção.⁴⁵

Alguns estudos avaliaram os parâmetros espaço-temporais e cinemáticos da marcha de pacientes com OA de joelhos.^{35-42,46} Alterações como diminuição da velocidade^{38,40-42,45,47}, do comprimento do passo^{38,40-42,45,47} e da cadência^{26,36,40,41} e aumento do tempo da fase de apoio duplo e do tempo total da passada^{36,40,41} já foram descritas. A velocidade apresentada por indivíduos com OA de joelhos varia de acordo com o estudo, mas geralmente se situa entre 0,6 e 1,0 m/s, aproximadamente 20 a 40% inferior à média apresentada por indivíduos saudáveis da mesma idade.^{36,38,39,41,42}

Apesar das alterações espaciais e temporais estarem bem definidas na literatura, os estudos que mediram o deslocamento angular do joelho nas diferentes fases da marcha mostram resultados inconsistentes.^{38,42,46,48-50} A avaliação da cinemática do joelho nas fases de contato inicial, resposta à carga,

pré-balanço e balanço inicial é importante porque a função desta articulação será diferente em cada uma delas.

Durante a marcha normal, é esperado que no momento do contato inicial a articulação do joelho esteja aproximadamente em sua posição de extensão.⁵¹ Entretanto, alguns estudos vêm demonstrando que indivíduos com OA realizam o contato inicial com um pico de flexão do joelho maior quando comparados a indivíduos saudáveis.^{46,48,49} Childs *et al* (2004), em um estudo conduzido em 48 indivíduos com média de idade de 62 anos, encontraram diferença estatisticamente significativa entre o ângulo do joelho no contato inicial dos participantes do grupo com OA (4,5°) e do grupo controle (1,4°).⁴⁹ De acordo com Bennell *et al* (2004), o aumento do ângulo de flexão pelos indivíduos com OA seria uma estratégia para diminuir a dor, uma vez que na posição de extensão ocorre maior descarga dos mecanoreceptores.⁵²

Ao contrário, Mundermann *et al* (2005) demonstraram que indivíduos com OA de joelho apresentam maior extensão desta articulação na fase de contato inicial quando comparados aos indivíduos sem OA.⁵³ Provavelmente, este aumento da extensão ocorreu em função de aumentar a estabilidade, uma vez que a estabilidade articular pode estar diminuída em indivíduos com OA de joelhos.⁵² Outros estudos similares mostraram não haver diferença estatisticamente significativa neste ângulo.^{38,50} Desta forma, ainda não está definido na literatura se indivíduos com OA de joelhos apresentam aumento ou diminuição do ângulo de flexão do joelho na fase de contato inicial ou se não há alteração deste ângulo.

Na fase de contato inicial, a função da articulação do joelho é manter a estabilidade para que ocorra a descarga de peso.⁵¹ Na marcha normal, esta estabilidade é obtida passivamente, uma vez que a articulação se encontra aproximadamente em sua posição de extensão e, assim, há maior congruência articular e produção de momento extensor pelo vetor da força de reação do solo, que se localiza anteriormente ao eixo da articulação.⁵¹ Um aumento do ângulo de flexão do joelho na fase de contato inicial coloca a articulação em uma situação de instabilidade, criando uma demanda nos tecidos moles e ação muscular para manter a estabilidade articular. Em contrapartida, o aumento da extensão nesta fase pode acarretar em aumento da dor promovida pelo aumento da descarga dos mecanorreceptores.⁵² Desta forma, é importante definir se existe alteração deste ângulo nesta fase em indivíduos com OA de joelhos para o planejamento de intervenções efetivas para estes indivíduos.

Outra alteração da marcha de indivíduos com OA de joelhos que ainda não está bem estabelecida é a diminuição do pico de flexão do joelho na fase de resposta à carga. Alguns estudos que compararam este ângulo em indivíduos com e sem OA de joelhos encontraram redução significativa, de aproximadamente 10°, nos indivíduos em estágios mais avançados da doença,^{36,42} enquanto outros estudos não conseguiram demonstrar diferença estatisticamente significativa.^{38-40,50} Tem sido proposto que a redução do ângulo de flexão do joelho nesta fase seria um mecanismo de proteção utilizado por estes pacientes.^{37,48} Esta estratégia é denominada “marcha evitando o uso do quadríceps” (*quadriceps avoidance gait*)

e já foi descrita também em indivíduos com lesão do ligamento cruzado anterior⁵⁴ e jovens com dor patelo-femoral.¹⁴

Uma das razões para a ocorrência da “marcha evitando o uso do quadríceps” seria a fraqueza do músculo quadríceps.^{37,52} Na fase de resposta à carga, a força de reação do solo (FRS), posterior ao eixo da articulação, produz um momento de força externo de flexão na articulação do joelho.⁵¹ Para balancear este momento flexor, o quadríceps passa a se contrair excentricamente desacelerando a flexão promovida por este momento e prevenindo o colapso da articulação, produzindo, portanto, um momento interno extensor.⁵¹ Como o ângulo de flexão do joelho nesta fase está diretamente associado à magnitude deste momento,⁴⁶ a estratégia é diminuir o ângulo de flexão do joelho, reduzindo assim o momento externo flexor que está atuando nesta articulação, diminuindo a demanda sobre o músculo quadríceps e as forças compressivas na articulação.^{37,52} Entretanto, a maioria dos estudos que demonstraram esta alteração não avaliou a força do músculo quadríceps, sendo encontrado apenas um estudo que correlacionasse a força deste músculo com o pico de flexão do joelho na fase de resposta à carga.³³ Bennell *et al* (2004) encontraram uma correlação fraca ($r=0,17$), porém significativa entre as duas medidas.⁵² Entretanto, o autor avaliou a musculatura em contrações isométricas, o que não se aproxima do tipo de contração realizada por este músculo nesta fase da marcha. Assim são necessários mais estudos que investiguem a associação entre estes fatores.

Na fase de resposta à carga, o joelho promove absorção do choque produzido pelo impacto do membro no solo e a ação de sua musculatura promove

a redistribuição da energia da perna para o tronco.^{51,55} Assim, o esclarecimento de possíveis alterações da cinemática do joelho nesta fase é necessário, uma vez que estas podem acarretar prejuízo para a articulação do joelho e mesmo para outras articulações.

Após a recepção do peso que ocorre na fase de resposta à carga, a articulação do joelho começa a estender e em seguida se prepara para transferir o peso para o outro membro na fase de pré-balanço.⁵¹ Nesta fase, a flexão do joelho prepara o membro para avançar e iniciar a fase de balanço.⁵⁶ Apesar desta importante função, não foi encontrado na literatura pesquisada nenhum estudo a respeito desta variável em indivíduos com OA de joelhos.

Em seguida à fase de pré-balanço, ocorre a fase de balanço inicial. Nesta fase é esperado que, em indivíduos idosos, o joelho atinja um pico de aproximadamente 60° de flexão.⁵⁷ Entretanto, há um desacordo também no que diz respeito ao pico de flexão do joelho na fase de balanço inicial de indivíduos com OA de joelhos. Baliunas *et al* (2002) demonstraram que indivíduos com OA atingem um pico de flexão de 59° durante esta fase, sem diferença estatística quando comparado com a média de 62° de flexão do grupo sem a doença.⁴⁶ Entretanto, outros autores sugerem que indivíduos com OA apresentam menor pico de flexão do joelho nesta fase, em comparação aos indivíduos assintomáticos, para diminuir a ADM do joelho e assim minimizar a dor nesta articulação.^{36,42} No estudo conduzido por Al-Zahrani *et al* (2002), a média do pico de flexão do joelho de pacientes com OA esperando por tratamento de artroplastia total, com média de 71 anos, foi 34,78°, estatisticamente menor que a média de

60,10° apresentada pelos participantes assintomáticos.⁴² Outros autores também encontraram resultados similares a este, porém com uma diferença menor entre grupos.^{39,40,48}

Na fase de balanço inicial, a flexão do joelho é responsável pela liberação do pé e avanço do membro.⁵¹ Assim, a diminuição desta flexão pode trazer repercussões para a função de indivíduos com OA de joelhos e deve ser investigada.

Como a marcha é uma atividade na qual os movimentos das articulações ocorrem de forma sincronizada⁵⁸, é possível que alteração na cinemática do joelho esteja associada à alteração na cinemática do quadril e do tornozelo. Porém, poucos estudos têm investigado a cinemática destas articulações durante a marcha de indivíduos com OA de joelho.

Em um estudo conduzido com indivíduos com OA unilateral de joelho,⁴² foi encontrada uma ADM do quadril na fase de apoio 30% menor no grupo OA, estatisticamente significativa, em relação ao grupo assintomático. McGibbon e Krebs (2002) encontraram um resultado diferente.⁵⁰ No estudo conduzido por estes autores em 13 indivíduos com OA de joelhos, estes apresentaram maior ADM do quadril na fase de apoio quando comparados aos indivíduos sem a doença. Mundermann *et al* (2005) não encontraram diferença significativa no deslocamento angular desta articulação entre o grupo com e sem OA de joelhos.⁵³ Desta forma, não há consenso entre os autores a respeito da cinemática da articulação do quadril na marcha de indivíduos com OA de joelho.

É importante definir se a cinemática da articulação do quadril está alterada na marcha de indivíduos com OA de joelhos, uma vez que durante o período de apoio, a extensão que ocorre em torno de 40° na articulação do quadril é importante para o avanço do membro contralateral. Além disto, neste período, esta articulação tem importante função na transmissão de energia dos membros inferiores para o tronco.⁵⁵ Assim, alteração da ADM da articulação do quadril durante o período de apoio da marcha pode trazer importante prejuízo para a marcha de indivíduos com OA de joelhos.

Em relação à articulação do tornozelo, a função principal é a geração de potência durante o segundo arco de flexão plantar no período de apoio para impulsionar o peso do corpo para o outro membro.⁵⁹ No que diz respeito à cinemática desta articulação em indivíduos com OA de joelhos, Al Zahrani *et al* (2002) não encontraram diferença significativa no pico de flexão plantar no período de apoio entre indivíduos assintomáticos e com a doença.⁴² Adicionalmente, no estudo conduzido por Mundermann *et al* (2005), o deslocamento angular desta articulação foi semelhante nos grupos com e sem OA de joelhos.⁵³ Assim, os estudos encontrados na literatura pesquisada parecem indicar não haver alteração da cinemática do tornozelo em indivíduos com OA de joelhos. Entretanto, são necessários mais estudos que investiguem a cinemática desta articulação nestes indivíduos.

Para ampliar a interpretação das variáveis cinemáticas, é importante entender como os principais músculos dos membros inferiores se comportam durante a marcha.⁴⁹ A resposta neuromuscular da musculatura dos membros

inferiores durante a marcha tem sido investigada em indivíduos saudáveis e com disfunções através do uso da eletromiografia de superfície.⁶⁰⁻⁶² Parâmetros eletromiográficos como magnitude e duração da ativação muscular fornecem informação sobre como os músculos respondem às mudanças na dinâmica articular durante o ciclo da marcha.⁶³ Entretanto, há um número limitado de estudos na literatura a respeito destes parâmetros em indivíduos com OA de joelho.

Hortobagyi *et al* (2005) avaliaram a ativação dos músculos vasto lateral e bíceps femoral durante a marcha em indivíduos com e sem OA de joelho e não encontraram diferença significativa entre os dois grupos.⁶⁴ No estudo conduzido por Hubley-Kozey *et al* (2005), o grupo com OA de joelho apresentou menor intensidade da ativação da cabeça medial do gastrocnêmio e maior intensidade e duração dos músculos vasto lateral e bíceps femoral em relação ao grupo de indivíduos saudáveis.⁶³ Childs *et al* (2004) investigaram a duração da ativação do vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio e encontraram maior duração da atividade destes músculos no grupo de indivíduos com OA de joelho em comparação aos indivíduos saudáveis.⁴⁹ Os autores sugerem que o aumento da atividade muscular possa ocorrer em função de aumentar a estabilidade articular, uma vez que os fatores que contribuem para a estabilidade da articulação, como força muscular e congruência das superfícies articulares,^{65,66} podem estar diminuídos nos indivíduos acometidos pela OA.⁶⁷ Assim, são necessários mais estudos que investiguem estes parâmetros durante a marcha de indivíduos com OA de joelhos.

Uma possível explicação para a grande divergência encontrada entre os estudos sobre os parâmetros da marcha de indivíduos com OA de joelhos é a falta de controle de algumas variáveis de confusão. Messier *et al* (1992) apontaram a dificuldade de discernir os efeitos da OA na marcha devido à diferença de idade, massa corporal, sexo e tipo de sapato usado entre os grupos controle e com OA nos estudos publicados.⁴⁸

Apesar de estarem documentadas na literatura várias mudanças dos parâmetros da marcha relacionadas à idade,^{41,68} alguns estudos comparam grupos com médias de idade diferentes,^{36,39,45} como o de Kaufman *et al* (2001), que avaliou a marcha de dois grupos, um com OA e o outro sem, com médias de 57 e 30 anos, respectivamente. Massa corporal é outra variável que influencia os parâmetros da marcha⁶⁹ e que não tem sido controlada em vários estudos.^{36,39,41,45,49,50} Diferença na distribuição de sexos entre os grupos com e sem OA também tem sido encontrada em alguns estudos^{36,39,45,50} e podem ter influenciado os resultados destes.⁶⁹ Além disso, outras variáveis que também podem ser fatores de confusão e que não foram controladas por alguns pesquisadores são o uso de dispositivo de auxílio à marcha^{36,45}, estar em tratamento fisioterapêutico,^{36,39,41,42,45,49,50} nível de atividade física,^{36,39,45,46,50} e presença de artrite reumatóide em outras articulações.³⁷

A considerável divergência nos resultados dos estudos que investigaram a cinemática da marcha em indivíduos com OA de joelho demonstra a necessidade de experimentos com maior rigor metodológico. Desta forma, são necessários estudos que controlem as variáveis de confusão, garantindo que os grupos sejam

comparáveis em relação a elas. Só assim será possível investigar quais alterações da marcha podem ser realmente atribuídas à doença estudada.

Além disto, há escassez de estudos que investiguem as alterações da marcha relacionadas à OA de joelhos em uma população específica de idosos. Está bem documentado na literatura que idosos apresentam diferenças de força muscular⁷⁰, flexibilidade⁷¹ e marcha^{41,72} em relação aos jovens. Assim, esta população pode se comportar de maneira diferente quando acometida por uma doença crônico-degenerativa como a OA. Portanto, é relevante que seja considerada a faixa etária da população a ser estudada.

O entendimento de como a função é afetada pela doença é crítico para o delineamento de intervenções efetivas para prevenir a incapacidade devido a OA de joelhos em idosos.⁷³ Neste sentido, o estudo da marcha torna-se especialmente relevante devido à grande importância desta atividade para a função destes indivíduos. Os parâmetros espaço-temporais e cinemáticos da marcha descrevem o movimento e podem ser bons preditores de disfunção.⁴⁵ A definição das alterações cinemáticas da marcha de idosos com OA de joelho é importante para a elucidação de alguns fatores biomecânicos associados à doença. O estudo destes fatores contribuirá para o desenvolvimento de melhores condutas fisioterapêuticas para o tratamento da OA de joelho. Além disto, a compreensão dos fatores que contribuem para estas alterações, como a função muscular, é de fundamental relevância para o planejamento de intervenções terapêuticas, uma vez que podem ser influenciados por estas.

1.1 – OBJETIVOS

Objetivo geral:

Comparar a cinemática das articulações do joelho, quadril e tornozelo e os padrões de ativação muscular durante a marcha de idosas com OA de joelhos e idosas assintomáticas.

Objetivos específicos:

1. Determinar os picos angulares da articulação do joelho durante as fases de contato inicial, resposta à carga, pré-balanço e balanço inicial da marcha em um grupo de idosas com OA de joelhos e compará-los aos de um grupo de idosas assintomáticas.

2. Determinar as ADMs da articulação do joelho durante a fase de resposta à carga e durante o período de apoio da marcha em um grupo de idosas com OA de joelhos e compará-las aos de um grupo de idosas assintomáticas.

3. Determinar as ADMs das articulações do quadril e tornozelo durante o período de apoio da marcha em um grupo de idosas com de OA de joelhos e compará-las aos de um grupo de idosas assintomáticas.

4. Determinar as variáveis espaço-temporais velocidade, cadência, comprimento da passada e tempo do ciclo da marcha em grupo de idosas com OA de joelhos e compará-las aos de um grupo de idosas assintomáticas.

5. Determinar os padrões de ativação dos músculos vasto-lateral, bíceps-femoral, tibial anterior, gastrocnêmio e sóleo durante a marcha de um

grupo de idosas com história de OA de joelhos e compará-los aos de um grupo de idosas assintomáticas.

6. Comparar a variável de desempenho muscular trabalho pela massa corporal dos músculos quadríceps e isquiotibiais entre um grupo de idosas com OA de joelhos e um grupo de idosas assintomáticas.

7. Analisar a correlação entre a função muscular do quadríceps e o pico e ADM de flexão do joelho na fase de resposta à carga.

1.2 – HIPÓTESES

H₁. A marcha das idosas com OA de joelhos apresenta aumento do ângulo de flexão do joelho no contato inicial e diminuição do ângulo de flexão do joelho na fase de resposta à carga, pré-balanço e balanço inicial quando comparadas às idosas assintomáticas.

H₂. O grupo de idosas com OA de joelhos apresenta menor ADM do joelho nas fases de resposta à carga e apoio quando comparadas às idosas assintomáticas.

H₃. O grupo de idosas com OA de joelhos apresenta menor ADM do quadril e tornozelo na fase apoio quando comparadas às idosas assintomáticas.

H₄. O grupo de idosas com OA de joelhos apresenta menor velocidade, cadência e comprimento da passada e maior duração do ciclo da marcha em relação às idosas assintomáticas.

H₅. Há diferenças significativas entre os padrões de ativação muscular entre o grupo de idosas com OA e o grupo de idosas assintomáticas.

H₆. O grupo de idosas com OA de joelhos apresenta menor trabalho pela massa corporal dos músculos quadríceps e isquiotibiais em relação às idosas assintomáticas.

H₇. Há correlação significativa entre a função muscular do quadríceps e o pico e ADM de flexão do joelho na fase de resposta à carga.

2 – METODOLOGIA

2.1 - Participantes

Este estudo foi composto por um grupo com 21 idosas com diagnóstico clínico e radiográfico de OA de joelhos e um grupo controle com 21 idosas sem o diagnóstico de OA e assintomáticas para esta doença. O cálculo do tamanho da amostra foi baseado no intervalo de confiança da média do ângulo de flexão do joelho durante a fase de resposta à carga, encontrado em um estudo que avaliou uma população com OA de joelhos.⁴⁶ Foi considerado um nível de significância estatística de 5% e um Poder de Teste de 80%.

As participantes foram recrutadas de grupos de convivência ou de listas de espera para tratamento fisioterapêutico no Ambulatório Bias Fortes do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Minas Gerais ou na Clínica-escola do Centro Universitário de Belo Horizonte UNI-BH. Os critérios de inclusão comuns aos dois grupos, assintomático e com OA, foram: idade igual ou superior a 65 anos; ser sedentária segundo o critério do *Center for Disease Control/American College of Sports Medicine* (CDC/ACSM), que define como sedentário aquele indivíduo que não pratica atividade física moderada por no mínimo 30 minutos, cinco ou mais vezes na semana, ou atividade de intensidade vigorosa por pelo menos 20 minutos, três vezes por semana⁷⁴⁻⁷⁷; não estar em tratamento fisioterapêutico para membros inferiores (MMII) há pelo menos seis meses; não ter caído nos últimos seis meses⁷⁸; deambular sem dispositivos mecânicos e não ter

sofrido trauma ou intervenção cirúrgica nas articulações do tornozelo, joelho e quadril.

Especificamente para o grupo de OA, as idosas deveriam ter diagnóstico de osteoartrite bilateral de joelhos baseado nos critérios clínicos e radiográficos do *American College of Rheumatology*, um método de classificação que oferece 91% de sensibilidade e 86% de especificidade¹⁰. A classificação radiográfica foi realizada segundo Kellgren and Lawrence (1957)⁷⁹. O diagnóstico e a classificação do grau da OA foram dados sempre pelo mesmo examinador. As idosas do grupo controle tinham como critério de inclusão específico não ter história de dor prolongada ou outros sinais e sintomas condizentes com OA em qualquer articulação dos membros inferiores. Foram excluídas do estudo aquelas voluntárias que apresentaram outro tipo de doença acometendo as articulações dos MMII, doença neurológica concomitante ou OA em outra articulação além do joelho. Os dois grupos foram pareados quanto à idade e ao Índice de massa corporal (IMC).⁸⁰

2.2 - Instrumentação

2.2.1 – Sistema de Análise de Movimento

O Sistema de Análise do Movimento *Qualysis – ProReflex MCU* (*QUALISYS MEDICAL AB, 411 12 Gothenburg, Sweden*) foi utilizado para a obtenção dos parâmetros cinemáticos, temporais e espaciais da marcha (Figura 1). O Qualysis ProReflex é um sistema de fotogrametria baseado em vídeo, que permite a reconstrução em três dimensões (3D) de marcas passivas refletoras localizadas em proeminências ósseas específicas. O sistema possui quatro

câmeras com iluminação produzida por um grupo de refletores infravermelhos localizados em volta da lente de cada uma das câmeras. As marcas passivas refletoras captam e refletem a luz infravermelha de volta à câmera. Os dados captados são processados pelo *software* de aquisição *Qualisys Track Manager 1.6.0.x – QTM* que calcula a posição de cada marca em duas dimensões. Através da combinação das posições das marcas obtidas pelas quatro câmeras, as coordenadas de cada marca são reconstruídas em três dimensões.



Figura 1: Disposição das câmeras do sistema da análise de movimento *Qualisys*

O processo de calibração foi realizado através do posicionamento na passarela de uma estrutura metálica em forma de L, com três marcas afixadas no eixo X e duas marcas no eixo Y (Figura 2). As coordenadas de referência global são determinadas pela leitura das marcas sobre a estrutura metálica definindo o eixo X como o médio-lateral, o Y como ântero-posterior e Z como o proximal-distal.

Em seguida, é feita a varredura da área de coleta com uma “batuta” em forma de “T” que contém duas marcas localizadas em seus extremos distanciadas por 750 mm. A varredura é realizada por 15 segundos, de acordo com as instruções do manual.⁸¹ O parâmetro de predição de erro foi estabelecido em 15 mm e o de residual máximo em 5 mm.⁸¹ Os dados foram capturados em uma frequência de 60 Hz (60 quadros por segundo).⁸²



Figura 2: Processo de calibração do sistema da análise de movimento *Qualisys*

Além da coleta da marcha, o sistema exige que seja realizada uma coleta estática, com o indivíduo na posição ortostática. A coleta estática é necessária para que o sistema possa identificar o tamanho dos segmentos, a localização dos eixos articulares e desta forma atribuir um sistema de coordenadas para cada segmento de maneira coerente com a definição de planos e eixos anatômicos. Para isto são colocadas marcas sobre proeminências ósseas localizadas nas

extremidades proximais e distais dos segmentos (marcas anatômicas). Além destas, são colocadas também um conjunto de três marcas em cada segmento denominadas marcas de rastreamento, para definir o trajeto do segmento durante o movimento. As marcas de rastreamento são afixadas sobre uma superfície rígida, denominada cluster, de maneira não colinear, de forma a minimizar a quantidade de movimento entre as marcas.^{83,84} Para a obtenção da posição das marcas em três dimensões são necessários um mínimo de três marcas por segmento, sendo que cada marca tem que ser visualizada por pelo menos duas câmeras.⁸³

2.2.2 – Eletromiografia de Superfície

O eletromiógrafo MP150WSW (*Biopac Systems*®, Goleta, Califórnia) foi utilizado para monitorar a atividade elétrica dos músculos vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio cabeça medial (GM) e sóleo (SOL) durante a marcha. Este aparelho possui impedância de entrada de 2 mega Ohms ($M\Omega$) e capacidade de rejeição do modo comum de 1000 $M\Omega$. O eletromiógrafo é equipado com um amplificador do sinal eletromiográfico captado pelos eletrodos. O sinal eletromiográfico é formado pela soma dos potenciais de ação das unidades motoras recrutadas durante a contração muscular.

Cinco eletrodos de superfície ativos (TSD-150A) da *Biopac Systems*®, pré-amplificados e com configuração bipolar, foram utilizados na captação do sinal eletromiográfico. Os eletrodos possuem 11,4 mm de diâmetro e 3 cm de distância entre as duas superfícies de detecção, que são conectadas por um circuito eletrônico. Além dos eletrodos de detecção foi utilizado um eletrodo de referência,

colocado sobre uma proeminência óssea. A função da utilização deste eletrodo de referência é excluir os ruídos, ou seja, os sinais não provenientes de contração muscular. Isto é feito da seguinte forma: os sinais captados pelos eletrodos de detecção são comparados àqueles vindo do eletrodo de referência; como o eletrodo de referência é colocado sobre uma proeminência óssea, os sinais captados por ele não são referentes à contração muscular; assim, aqueles sinais captados pelos eletrodos de detecção que forem similares aos do eletrodo de referência são excluídos. A coleta dos dados eletromiográficos foi realizada em uma frequência de 1000 Hz^{49,63} e o *software* utilizado foi o *Acknowledge*® (*Biopac System*®, *Goleta, Califórnia*).

Dois *footswitches* (*heel/toe strike transducer* – *Biopac System*®, *Goleta, California*) foram acoplados no calcâneo e cabeça do primeiro metatarso. Os *footswitches* são transdutores de força que, quando saturados, emitem um sinal analógico permitindo identificar contato e perda de contato do pé com solo. Desta forma, é possível delimitar o ciclo da marcha em fases de apoio e balanço. Os *footswitches* são conectados ao eletromiógrafo e este sinal é captado pelo *software Acknowledge* (*Biopac System*®, *Goleta, Califórnia*).

Para que houvesse a sincronização entre os dados captados pelo *Qualisys* e pelo *Acknowledge*, utilizou-se um dispositivo que foi conectado ao módulo de sinal analógico dos dois instrumentos e disparava a coleta de ambos ao mesmo tempo. Assim, foi garantido que os momentos do contato inicial e do desprendimento do pé indicados pelos *footswitches* poderiam ser utilizados para definir o ciclo da marcha nos dois instrumentos.

2.2.3 – Dinamômetro Isocinético

Para avaliação da função muscular foi utilizado o dinamômetro isocinético *Biodex System 3 Pro®* (*Biodex Medical Systems Inc., Shirley, NY, USA*). O dinamômetro é um equipamento eletromecânico que permite avaliar quantitativamente e de maneira segura, parâmetros físicos da função muscular. O equipamento é composto por uma cadeira, um dinamômetro e um microcomputador para o processamento dos dados. O participante é instruído a realizar força máxima para mover a alavanca que está encaixada no dinamômetro e que se move a uma velocidade constante previamente determinada. O torque produzido pela participante contra a alavanca do dinamômetro é registrado. A resistência oferecida por esta alavanca é acomodativa, ou seja, tem intensidade igual à força exercida pelo participante. Desta forma, a velocidade do sistema é mantida constante, não havendo aceleração e desaceleração dos movimentos de flexão e extensão do joelho e o risco de lesão é, portanto, mínimo.⁸⁵

2.2.4 - Questionário WOMAC

Para avaliação da dor foi utilizado o questionário *Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index* (WOMAC). Este é um instrumento específico para osteoartrite e sua validade e confiabilidade já foram comprovadas.⁸⁶⁻⁸⁸ O WOMAC foi traduzido e validado para a língua portuguesa⁸⁹ e, atualmente é recomendado pela Organização Mundial de Saúde.⁹⁰ Este questionário é composto por 24 questões auto-relatadas divididas em três domínios: dor, rigidez e função física.⁸⁷ Neste estudo, foi utilizada apenas a sub-escala de dor. Esta contém cinco questões que devem ser respondidas de acordo

com a intensidade da dor que a idosa sentiu nas últimas 72 horas nas seguintes circunstâncias: durante a caminhada em um lugar plano, subindo ou descendo escadas, à noite deitada na cama, sentando-se e levantando-se e permanecendo em pé (Anexo 2). Os escores do WOMAC são calculados pela Escala *Likert*, na qual cada questão recebe um escore que varia de 0 a 100, distribuído da seguinte forma: nenhuma= 0; pouca= 25; moderada= 50; intensa= 75; muito intensa= 100.⁸⁹

2.3 - Procedimentos

O presente projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), parecer ETIC n° 005/05 (Anexo 3). Os indivíduos selecionados receberam uma explicação detalhada dos procedimentos do estudo e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice 1). A coleta de dados foi realizada nos Laboratórios de Desempenho Motor e Funcional Humano e de Análise do Movimento do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.

Inicialmente as voluntárias foram submetidas a uma avaliação dos aspectos demográficos e clínicos (Apêndice 2). Nesta avaliação foram coletadas informações como data de nascimento, estado civil, massa corporal, altura, presença de edema e crepitações no joelho, medicamentos em uso e doenças associadas. Em seguida, as participantes responderam às perguntas referentes à sub-escala de dor do questionário WOMAC. A aplicação deste questionário foi feita sempre pela mesma examinadora.

A coleta dos dados cinemáticos e eletromiográficos foi realizada no membro mais acometido, considerado aquele de maior queixa das idosas com OA. Para as voluntárias do grupo controle, foi avaliado apenas o membro dominante. Foi definido como dominante, o membro com o qual a idosa chutaria uma bola.⁹¹

Para a coleta as participantes usaram um short preto fornecido pela pesquisadora, permitindo a visualização do membro inferior. Primeiramente, foi realizada a limpeza da pele usando algodão embebido em álcool, para retirar a oleosidade cutânea, e assim diminuir a impedância da mesma.⁹² Após a limpeza, os eletrodos de detecção foram posicionados sobre o ventre da musculatura analisada, identificada através da palpação durante uma contração isométrica resistida, seguindo a orientação das fibras musculares, conforme preconizado por Cram et al. (1998).⁹² Os eletrodos foram aderidos à pele com uma fita dupla-face e fixados com esparadrapo antialérgico. Um eletrodo de referência ou terra foi posicionado sobre a tuberosidade da tíbia. Foram utilizados sempre os mesmos eletrodos para cada músculo. Em seguida, os *footswitches* foram fixados, um sob o calcâneo e o outro no antepé, sob a cabeça do primeiro metatarso, através de fita dupla face e esparadrapo anti-alérgico.

Para a coleta dos dados cinemáticos, inicialmente foram fixadas as marcas anatômicas. Marcas passivas refletoras de 19 mm de diâmetro foram colocadas na pele das participantes sobre proeminências ósseas localizadas na pélvis (ponto mais alto das cristas ilíacas direita e esquerda), coxa (trocânter maior direito e esquerdo e epicôndilos lateral e medial do fêmur), perna (maléolos lateral e medial) e pé (calcâneo e cabeças do 1° e 5° metatarsos) (Figura 3). Em seguida,

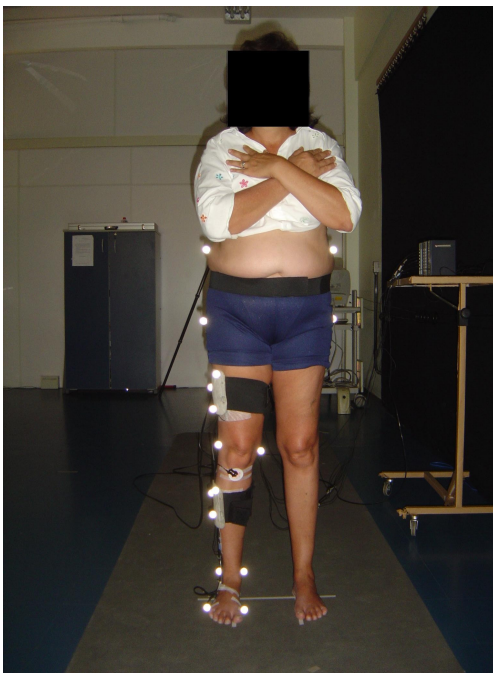
uma placa (cluster) de acrílico em forma de L foi fixado na base do sacro, entre as espinhas ilíacas posteriores e dois clusteres de polipropileno, de forma retangular, foram colocados lateralmente nos terços distais da coxa e da perna (Figura 3). O tipo de cluster usado e o posicionamento sobre o segmento estão de acordo com estudos que investigaram erros devido a movimento entre placa e pele.⁹³⁻⁹⁷. Os clusteres foram fixadas através de fita dupla-face e faixas elásticas com velcro. Três refletores, de mesmo diâmetro (19mm), foram posicionados de forma não-colinear em cada um desses clusteres (marcas de rastreamento).^{83,84}

Os fios dos eletrodos e dos *footswitches* foram presos nas faixas elásticas que fixavam os clusteres da perna e da coxa, para que não atrapalhassem ou interferissem na marcha das voluntárias. A colocação dos eletrodos e das marcas passivas foi realizada sistematicamente sempre pela mesma examinadora, para diminuir a variabilidade da localização destes entre as participantes.

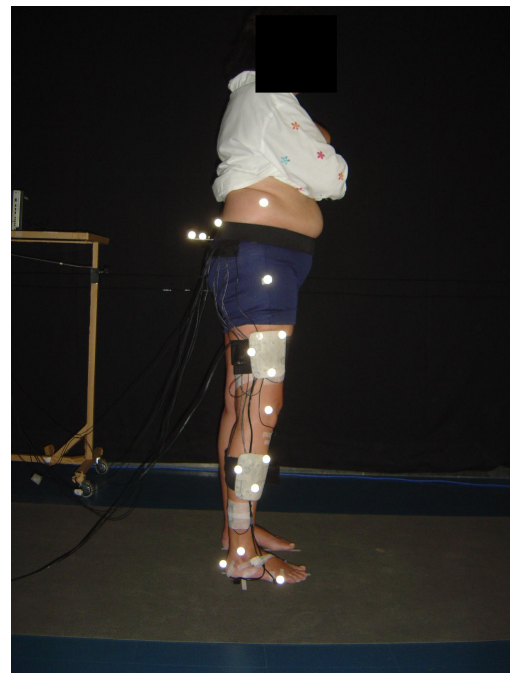
Antes de iniciar a coleta da marcha, foi coletada a posição de referência (Figura 3). Para isto, as voluntárias foram instruídas a permanecerem em posição ortostática, com os pés alinhados nos eixos x e y marcados pela examinadora na passarela. A captação deste dado foi realizada por apenas um segundo. Após esta coleta, as marcas anatômicas foram retiradas, permanecendo apenas as marcas de rastreamento.

Em seguida, as voluntárias foram instruídas a caminharem, descalças, em uma velocidade auto-selecionada e confortável,⁶³ ao longo de uma passarela emborrachada de cinco metros de comprimento por um metro de largura (Figura 4). O equipamento da EMG de superfície foi colocado sobre um carrinho móvel

para que os fios dos eletrodos acompanhassem a marcha da participante. Este procedimento foi realizado com o objetivo de prevenir que os fios fossem tracionados ou perdessem conexão. Foi permitido um período de prática para as voluntárias se familiarizarem com os procedimentos, e assim, caminharem da maneira mais natural possível. Sem que fosse avisado à idosa, a pesquisadora ativava o dispositivo que iniciava a coleta. Cada voluntária deambulou pelo menos dez vezes toda a extensão da passarela. Foram excluídas as passadas que tiveram algum artefato, como queda das marcas ou má qualidade do sinal eletromiográfico. Foram desprezadas as passadas iniciais e finais, sendo consideradas para análise apenas as passadas intermediárias.



(A)



(B)

**Figura 3: Posição de referência e disposição das marcas – (A) Vista frontal
(B) Vista Lateral**

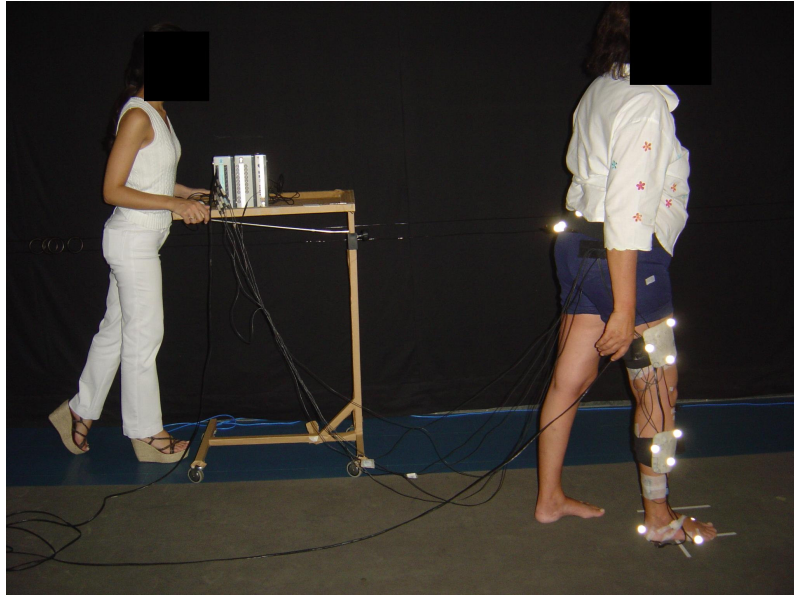


Figura 4: Coleta da marcha

Após a coleta dos parâmetros eletromiográficos e cinemáticos da marcha, as voluntárias foram encaminhadas para o dinamômetro isocinético para avaliação da função muscular dos extensores e flexores do joelho (Figura 5). Segundo instruções do fabricante, o eixo rotacional da articulação foi alinhado com o eixo rotacional do aparelho. A inclinação do encosto da cadeira foi 85° .⁹⁸ A almofada do braço de alavanca foi posicionada imediatamente acima do maléolo lateral. A correção do efeito da gravidade sobre a musculatura envolvida foi realizada na posição de 5° de flexão do joelho. A ADM total do teste foi 85° , a partir do ângulo de 90° de flexão do joelho. Foram realizadas três repetições sub-máximas antes do teste para familiarização. Foi dado um intervalo de 30 segundos entre a familiarização e o teste.⁹⁹ A avaliação foi realizada em cinco contrações concêntricas, na velocidade angular de $60^{\circ}/s$.¹⁰⁰⁻¹⁰² Durante a avaliação, as voluntárias foram estimuladas verbalmente a mover a alavanca do dinamômetro o mais rápido e com a maior força possível, produzindo assim um torque máximo.⁹⁹



Figura 5: Avaliação no dinamômetro isocinético

2.4 - Redução dos dados

2.4.1 – Parâmetros cinemáticos, espaciais e temporais

Os parâmetros espaciais e temporais da marcha investigados foram a velocidade de marcha, a cadência, o comprimento da passada e o tempo do ciclo da marcha. As variáveis cinemáticas investigadas foram os picos angulares do joelho nas fases de contato inicial (CI), de resposta à carga (RC), de pré-balanço (PB) e de balanço inicial (BI), a ADM total desta articulação durante a fase de resposta à carga e apoio, a ADM do quadril e tornozelo durante a fase de apoio.

O contato inicial foi definido como o momento em que o calcanhar toca o solo; o pico da fase de resposta à carga foi estabelecido como o primeiro pico de flexão do joelho durante o ciclo da marcha, o do pré-balanço como o ângulo do joelho no momento imediatamente anterior ao desprendimento do pé do chão e o do balanço como o segundo pico de flexão do joelho.

Os dados captados foram inicialmente processados através do *software* de aquisição *Qualisys Track Manager*[®] 1.6.0.x – (*QTM*). Neste *software* realizou-se a interpolação quando a trajetória dos marcadores foi perdida por no máximo 10 quadros. As causas da perda de trajetória podem ser obstrução ou impossibilidade da marca ser vista por no mínimo duas câmeras. Neste caso, o processo de interpolação utiliza um algoritmo que reconstrói a possível trajetória desta marca perdida.

Em seguida, os dados foram exportados para o *software Visual 3D* (*C-Motion Inc., Rockville, MD, USA*). A função principal deste *software* é criar um sistema de coordenadas para cada segmento a partir das posições das marcas anatômicas capturadas pelo *QTM* na posição de referência, para desta forma determinar as posições e orientações instantâneas de cada segmento. Assim, o sistema *QTM* é responsável por capturar a trajetória dos marcadores e o sistema *Visual 3D* por criar os segmentos e então calcular os deslocamentos angulares.

Através das marcas anatômicas e de rastreamento, o modelo biomecânico composto pela pelve, coxa, perna e pé foi construído. As marcas localizadas nas cristas ilíacas, trocânteres e cluster fixado no sacro foram utilizadas para definir a pelve. As marcas localizadas no trocânter maior, epicôndilos do fêmur e cluster fixado na coxa foram utilizadas para definir o segmento coxa. As marcas localizadas nos epicôndilos, maléolos e no cluster fixado na perna definiram o segmento perna. E as marcas localizadas nos maléolos, calcâneo e cabeças do 1° e 5° metatarsos definiram o pé. No segmento pé, as marcas de referência foram

iguais às de rastreamento devido à dificuldade de colocação de cluster neste segmento.

Neste modelo os segmentos são considerados como corpos rígidos.^{103,104} A cada segmento foi associado um sistema de coordenadas coerente com os planos e eixos do corpo humano. O sistema de coordenadas associado ao corpo rígido tem seu primeiro eixo definido através das marcas anatômica afixadas no segmento. O segundo eixo está a 90° do primeiro e o terceiro eixo é produto dos dois primeiros. Os ângulos articulares foram obtidos pela orientação relativa entre dois sistemas de coordenadas adjacentes, que correspondem aos ângulos de flexão/extensão, abdução/adução e rotação interna/externa. No presente estudo, apenas os ângulos no plano sagital foram considerados. A sequência de ângulos de Cardan foi usada para a obtenção dos deslocamentos angulares.^{105,106} A posição de referência ou ortostática foi considerada a posição zero ou neutra. As curvas dos deslocamentos angulares no plano sagital das articulações do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital foram normalizadas pelo ciclo da marcha, definido de 0 a 100%.

Foi aplicado um filtro *low pass Butterworth* de quarta ordem com a frequência de corte estabelecida em 6 HZ às trajetórias dos marcadores, para diminuir os ruídos devido à movimentação de marcas.⁸⁴

2.4.2 – Dados eletromiográficos

Para o processamento dos dados eletromiográficos foi criada uma rotina específica no *Software* MatLab® (*Matrix Laboratory*). Inicialmente, o sinal eletromiográfico bruto foi retificado e filtrado com filtro *low pass* de 500 HZ e *high*

pass de 10 HZ.¹⁰⁷ Este procedimento auxilia na suavização do sinal e na eliminação de sinais indesejados, como o proveniente da movimentação entre o eletrodo e a pele.^{92,108,109}

Em seguida, foi selecionado manualmente o trecho do sinal eletromiográfico que seria analisado, desconsiderando as passadas iniciais e finais. Para a quantificação do sinal eletromiográfico foram utilizadas duas variáveis: a duração da ativação e a amplitude média do sinal. A duração da atividade eletromiográfica foi reportada como porcentagem do ciclo da marcha. A amplitude média da atividade eletromiográfica foi calculada através da média aritmética simples do sinal eletromiográfico retificado ao longo do período de ativação. A escolha destas variáveis foi baseada no fato destas proverem informação temporal e sobre o nível de intensidade da contração, respectivamente.¹¹⁰ Foram calculadas as médias das amplitudes médias e das durações das atividades eletromiográficas nas dez vezes que a participante caminhou.

Os grupos musculares analisados foram considerados ativos quando os seus sinais eletromiográficos foram iguais ou superiores a 5% do nível do pico de atividade (atividade eletromiográfica máxima) registrado em cada passada.¹⁴

Para permitir a comparação entre grupos, os sinais eletromiográficos processados foram normalizados pela média dos picos de atividade eletromiográfica das passadas de cada tentativa.^{111,112} Este procedimento é necessário devido às diferenças antropomórficas entre os sujeitos, como a espessura do tecido adiposo subcutâneo, áreas transversas dos músculos e impedância da pele.⁹² O método de normalização pelo pico tem sido utilizado em

vários estudos da marcha humana e é mais indicado para estudos com população que apresenta dor articular, como no presente estudo.⁹² A literatura mostra que este método resulta em menor variabilidade intra-indivíduo.¹¹³

2.4.3 – Desempenho muscular

Foram analisadas as seguintes variáveis do teste de desempenho muscular: trabalho por massa corporal (TMC) dos músculos flexores e extensores do joelho. O trabalho foi calculado como a área abaixo da curva de torque (Joules). O valor desta variável foi normalizado pela massa corporal (Kg) e multiplicado por cem. A normalização é necessária para permitir a comparação de pessoas com massas corporais diferentes, uma vez que esta influencia a produção de trabalho.⁹⁹ Esta variável foi escolhida porque representa a capacidade do indivíduo em manter a produção de torque durante a ADM determinada, sendo uma medida mais representativa da função muscular.⁸⁵

2.5 – Análise estatística

Para a análise dos dados, foram utilizados os programas computacionais *Statistical Analyse System (SAS)*[®] Versão 6.12 (*SAS Intitute Inc. Cary, Nc, USA*) e Sistema para Análises Estatísticas (SAEG)[®] Versão 9.0 (UFV-Universidade Federal de Viçosa, Viçosa, MG). O estudo foi planejado e desenvolvido na forma de um delineamento inteiramente casualizado, sendo suas conclusões obtidas pelos testes F de *Fisher*, T de *Student* e correlação produto-momento de *Pearson*.

Inicialmente, foram realizadas análises descritivas das variáveis idade, massa corporal, estatura, IMC, grau da OA, membro mais sintomático, presença de crepitação, edema e dor.

A comparação das variáveis cinemáticas, eletromiográficas e de trabalho muscular entre grupos foi realizada pelo teste de análise de variância (ANOVA) na forma do delineamento mencionado. Para a realização deste teste é necessário que a variável apresente uma distribuição normal e que haja homogeneidade das variâncias nos dois grupos (homocedasticidade). A normalidade das variáveis foi verificada pelos testes de *Shapiro-Wilk* e *Lilliefors* enquanto os testes de *Cochran* e *Bartlett* foram utilizados para avaliar suas condições de homogeneidade.

Todas as variáveis apresentaram distribuição normal. As variáveis ângulo do joelho no pré-balanço, velocidade da marcha, comprimento da passada e tempo do ciclo da marcha não apresentaram homocedasticidade e por isso suas medidas sofreram uma transformação logarítima para que a análise de suas variâncias pudessem ser processadas. Estas logaritimizadas foram feitas somente para atender aos cálculos estatísticos, sendo os resultados de suas médias descritos com seus valores naturais.

Como o número de observações em cada grupo foi diferente em algumas variáveis (ADM quadril, ângulo joelho na fase de balanço, ADM tornozelo, amplitude do BF, TMC quadríceps e isquiotibiais), optou-se por um modelo de regressão linear através de uma equação com inversa generalizada (GLM-*General Linear Model*), condição esta imposta pelo desbalanceamento de dados descrito.

Para analisar a correlação entre as variáveis pico de flexão e ADM do joelho na fase de Resposta à Carga e TMC do quadríceps em cada um dos grupos foi utilizado o coeficiente de correlação de *Pearson*.

Tanto os testes de comparação de médias quanto as correlações pesquisadas foram feitas assumindo-se a ocorrências de erro do tipo I, com nível de significância $\alpha = 0,05\%$.

3 – REFERÊNCIAS

1. ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. *The world health report*. ed. Geneva: 2001.
2. SIQUEIRA, R.L.; BOTELHO, M.I.V.; COELHO, F.M.G. A velhice: algumas considerações teóricas e conceituais. *Ciência & Saúde Coletiva*, v. 7, n.4, p. 899-906, 2002.
3. OLIVEIRA, J.C.; ALBUQUERQUE, F.R.P.C. A mortalidade no Brasil no período 1980 – 2004: desafios e oportunidades para os próximos anos. v. 2005.
4. IBGE Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílios - Síntese de Indicadores. v. 2001.
5. ALMEIDA, M.F.; BARATA, R.B.; MONTERO, C.V. Prevalência de doenças crônicas auto-referidas e utilização de serviços de saúde, PNAD/1998, Brasil. *Ciência & Saúde Coletiva*, v. 7, n.4, p. 743-756, 2002.
6. FELSON, D.T.; ZHANG, Y.; HANNAN, M.T.; NAIMARK, A.; WEISSMAN, B.N.; ALIABADI, P.; LEVY, D. The incidence and natural history of knee osteoarthritis in the elderly. The Framingham Osteoarthritis Study. *Arthritis Rheum*, v. 38, n.10, p. 1500-1505, Oct. 1995.
7. FELSON, D.T.; NAIMARK, A.; ANDERSON, J.; KAZIS, L.; CASTELLI, W.; MEENAN, R.F. The prevalence of knee osteoarthritis in the elderly. The Framingham Osteoarthritis Study. *Arthritis Rheum*, v. 30, n.8, p. 914-918, Aug. 1987.
8. GUCCIONE, A.A. Implications of an aging population for rehabilitation: Demography, mortality, and morbidity in the elderly. *In: GUCCIONE, A.A. Geriatric Physical Therapy*. 2 ed. Mosby: 2000. cap.1, p.3-16.
9. NETO, J.F.M.; GONÇALVES, E.T.; LANGEN, L.F.O.B.; CUNHA, M.F.L.; RADOMINSK, S.; OLIVEIRA, S.M.; CURY, S.E.; MEDEIROS, F.; SAMPAIO, G.C. Estudo multicêntrico da prevalência da artrite reumatóide do adulto em amostras da população brasileira. *Rev Bras Reumatol*, v. 33, n.5, p. 169-173, 2005.

10. ALTMAN, R.; ASCH, E.; BLOCH, D.; BOLE, G.; BORENSTEIN, D.; BRANDT, K.; CHRISTY, W.; COOKE, T.D.; GREENWALD, R.; HOCHBERG, M.; . Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. Diagnostic and Therapeutic Criteria Committee of the American Rheumatism Association. *Arthritis Rheum*, v. 29, n.8, p. 1039-1049, Aug. 1986.
11. ETTINGER, W.H., JR.; AFABLE, R.F. Physical disability from knee osteoarthritis: the role of exercise as an intervention. *Med Sci Sports Exerc*, v. 26, n.12, p. 1435-1440, Dec. 1994.
12. MARTIN, D.F. Pathomechanics of knee osteoarthritis. *Med Sci Sports Exerc*, v. 26, n.12, p. 1429-1434, Dec. 1994.
13. Recommendations for the medical management of osteoarthritis of the hip and knee: 2000 update. American College of Rheumatology Subcommittee on Osteoarthritis Guidelines. *Arthritis Rheum*, v. 43, n.9, p. 1905-1915, Sept. 2000.
14. RADIN, E.L.; YANG, K.H.; RIEGGER, C.; KISH, V.L.; O'CONNOR, J.J. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *J Orthop Res*, v. 9, n.3, p. 398-405, May 1991.
15. WALKER, J.M. Pathomechanics and classification of cartilage lesions, facilitation of repair. *J Orthop Sports Phys Ther*, v. 28, n.4, p. 216-231, Oct. 1998.
16. MOSCHELLA, D.; BLASI, A.; LEARDINI, A.; ENSINI, A.; CATANI, F. Wear patterns on tibial plateau from varus osteoarthritic knees. *Clin Biomech (Bristol , Avon)*, v. 21, n.2, p. 152-158, Feb. 2006.
17. ANDRIACCHI, T.P.; MUNDERMANN, A.; SMITH, R.L.; ALEXANDER, E.J.; DYRBY, C.O.; KOO, S. A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Ann Biomed Eng*, v. 32, n.3, p. 447-457, Mar. 2004.
18. ASPDEN, R.M.; SCHEVEN, B.A.; HUTCHISON, J.D. Osteoarthritis as a systemic disorder including stromal cell differentiation and lipid metabolism. *Lancet*, v. 357, n.9262, p. 1118-1120, Apr. 2001.

19. SENIOR, K. Osteoarthritis research: on the verge of a revolution? *Lancet*, v. 355, n.9199, p. 208- Jan. 2000.
20. ROGERS, J.; SHEPSTONE, L.; DIEPPE, P. Is osteoarthritis a systemic disorder of bone? *Arthritis Rheum*, v. 50, n.2, p. 452-457, Feb. 2004.
21. GUCCIONE, A.A.; FELSON, D.T.; ANDERSON, J.J. Defining arthritis and measuring functional status in elders: methodological issues in the study of disease and physical disability. *Am J Public Health*, v. 80, n.8, p. 945-949, Aug. 1990.
22. COOPER, C.; COGGON, D. Physical activity and knee osteoarthritis. *Lancet*, v. 353, n.9171, p. 2177-2178, June 1999.
23. SLEMENDA, C.; HEILMAN, D.K.; BRANDT, K.D.; KATZ, B.P.; MAZZUCA, S.A.; BRAUNSTEIN, E.M.; BYRD, D. Reduced quadriceps strength relative to body weight: a risk factor for knee osteoarthritis in women? *Arthritis Rheum*, v. 41, n.11, p. 1951-1959, Nov. 1998.
24. MCALINDON, T.E.; COOPER, C.; KIRWAN, J.R.; DIEPPE, P.A. Determinants of disability in osteoarthritis of the knee. *Ann Rheum Dis*, v. 52, n.4, p. 258-262, Apr. 1993.
25. CREAMER, P.; HUNT, M.; DIEPPE, P. Pain mechanisms in osteoarthritis of the knee: effect of intraarticular anesthetic. *J Rheumatol*, v. 23, n.6, p. 1031-1036, June 1996.
26. TANG, S.F.; CHEN, C.P.; CHEN, M.J.; PEI, Y.C.; LAU, Y.C.; LEONG, C.P. Changes in sagittal ground reaction forces after intra-articular hyaluronate injections for knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 85, n.6, p. 951-955, June 2004.
27. ZIMMERMANN, M. Pain mechanisms and mediators in osteoarthritis. *Semin Arthritis Rheum*, v. 18, n.4 Suppl 2, p. 22-29, May 1989.
28. O'REILLY, S.C.; JONES, A.; MUIR, K.R.; DOHERTY, M. Quadriceps weakness in knee osteoarthritis: the effect on pain and disability. *Ann Rheum Dis*, v. 57, n.10, p. 588-594, Oct. 1998.

29. BAKER, K.R.; XU, L.; ZHANG, Y.; NEVITT, M.; NIU, J.; ALIABADI, P.; YU, W.; FELSON, D. Quadriceps weakness and its relationship to tibiofemoral and patellofemoral knee osteoarthritis in Chinese: the Beijing osteoarthritis study. *Arthritis Rheum*, v. 50, n.6, p. 1815-1821, June 2004.
30. HORTOBAGYI, T.; GARRY, J.; HOLBERT, D.; DEVITA, P. Aberrations in the control of quadriceps muscle force in patients with knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, v. 51, n.4, p. 562-569, Aug. 2004.
31. HASSAN, B.S.; MOCKETT, S.; DOHERTY, M. Static postural sway, proprioception, and maximal voluntary quadriceps contraction in patients with knee osteoarthritis and normal control subjects. *Ann Rheum Dis*, v. 60, n.6, p. 612-618, June 2001.
32. HURLEY, M.V.; SCOTT, D.L.; REES, J.; NEWHAM, D.J. Sensorimotor changes and functional performance in patients with knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*, v. 56, n.11, p. 641-648, Nov. 1997.
33. PAP, G.; MACHNER, A.; AWISZUS, F. Strength and voluntary activation of the quadriceps femoris muscle at different severities of osteoarthritic knee joint damage. *J Orthop Res*, v. 22, n.1, p. 96-103, Jan. 2004.
34. SLEMENDA, C.; BRANDT, K.D.; HEILMAN, D.K.; MAZZUCA, S.; BRAUNSTEIN, E.M.; KATZ, B.P.; WOLINSKY, F.D. Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee. *Ann Intern Med*, v. 127, n.2, p. 97-104, July 1997.
35. TEIXEIRA, L.F.; OLNEY, S.J. Interferência do Alinhamento na Performance Biomecânica do Joelho durante a Marcha em Pacientes com Osteoartrite. *Acta Fisiátrica*, v. 3, n.1, p. 20-29, 1996.
36. STAUFFER, R.N.; CHAO, E.Y.S.; GYÖRY, A.N. Biomechanical Gait Analysis of the Diseased Knee Joint. *Biomechanical Gait Analysis*, v. 126, p. 246-255, 1977.
37. FISHER, N.M.; WHITE, S.C.; YACK, H.J.; SMOLINSKI, R.J.; PENDERGAST, D.R. Muscle function and gait in patients with knee osteoarthritis before and after muscle rehabilitation. *Disabil Rehabil*, v. 19, n.2, p. 47-55, Feb. 1997.

38. MANETTA, J.; FRANZ, L.H.; MOON, C.; PERELL, K.L.; FANG, M. Comparison of hip and knee muscle moments in subjects with and without knee pain. *Gait Posture*, v. 16, n.3, p. 249-254, Dec. 2002.
39. KAUFMAN, K.R.; HUGHES, C.; MORREY, B.F.; MORREY, M.; AN, K.N. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech*, v. 34, n.7, p. 907-915, July 2001.
40. GOK, H.; ERGIN, S.; YAVUZER, G. Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthop Scand*, v. 73, n.6, p. 647-652, Dec. 2002.
41. CHEN, C.P.; CHEN, M.J.; PEI, Y.C.; LEW, H.L.; WONG, P.Y.; TANG, S.F. Sagittal plane loading response during gait in different age groups and in people with knee osteoarthritis. *Am J Phys Med Rehabil*, v. 82, n.4, p. 307-312, Apr. 2003.
42. AL ZAHRANI, K.S.; BAKHEIT, A.M. A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disabil Rehabil*, v. 24, n.5, p. 275-280, Mar. 2002.
43. MESSIER, S.P. Osteoarthritis of the knee and associated factors of age and obesity: effects on gait. *Med Sci Sports Exerc*, v. 26, n.12, p. 1446-1452, Dec. 1994.
44. WU,G. A Review of Body Segmental Displacement, Velocity, and Acceleration in Human Gait. In: CRAIK,R.L.; OATIS,C.A. *Gait Analysis Theory and Application*. St Louis: 1995. cap.16, p.205-221.
45. GYORY, A.N.; CHAO, E.Y.; STAUFFER, R.N. Functional evaluation of normal and pathologic knees during gait. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 57, n.12, p. 571-577, Dec. 1976.
46. BALIUNAS, A.J.; HURWITZ, D.E.; RYALS, A.B.; KARRAR, A.; CASE, J.P.; BLOCK, J.A.; ANDRIACCHI, T.P. Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, v. 10, n.7, p. 573-579, July 2002.
47. ROBON, M.J.; PERELL, K.L.; FANG, M.; GUERERRO, E. The relationship between ankle plantar flexor muscle moments and knee compressive forces

in subjects with and without pain. *Clin Biomech (Bristol , Avon)*, v. 15, n.7, p. 522-527, Aug. 2000.

48. MESSIER, S.P.; LOESER, R.F.; HOOVER, J.L.; SEMBLE, E.L.; WISE, C.M. Osteoarthritis of the knee: effects on gait, strength, and flexibility. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 73, n.1, p. 29-36, Jan. 1992.
49. CHILDS, J.D.; SPARTO, P.J.; FITZGERALD, G.K.; BIZZINI, M.; IRRGANG, J.J. Alterations in lower extremity movement and muscle activation patterns in individuals with knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol , Avon)*, v. 19, n.1, p. 44-49, Jan. 2004.
50. MCGIBBON, C.A.; KREBS, D.E. Compensatory gait mechanics in patients with unilateral knee arthritis. *J Rheumatol*, v. 29, n.11, p. 2410-2419, Nov. 2002.
51. PERRY, J. Knee. In: PERRY, J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 1 ed.: 1992. cap.5, p.89-108.
52. 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, n.6, p. 455-463, June 2004.
53. MUNDERMANN, 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, n.9, p. 2835-2844, Sept. 2005.
54. ANDRIACCHI, T.P. Functional analysis of pre and post-knee surgery: total knee arthroplasty and ACL reconstruction. *J Biomech Eng*, v. 115, n.4B, p. 575-581, Nov. 1993.
55. ZAJAC, F.E.; NEPTUNE, R.R.; KAUTZ, S.A. Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait Posture*, v. 17, n.1, p. 1-17, Feb. 2003.
56. ANDERSON, F.C.; GOLDBERG, S.R.; PANDY, M.G.; DELP, S.L. Contributions of muscle forces and toe-off kinematics to peak knee flexion during the swing phase of normal gait: an induced position analysis. *J Biomech*, v. 37, n.5, p. 731-737, May 2004.

57. WINTER, D.A. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. 2nd. ed. Waterloo: University of Waterloo Press, 1991.
58. DELLA, C.U.; RILEY, P.O.; LELAS, J.L.; KERRIGAN, D.C. A refined view of the determinants of gait. *Gait Posture*, v. 14, n.2, p. 79-84, Oct. 2001.
59. OBUSEK, J.P.; HOLT, K.G.; ROSENSTEIN, R.M. The hybrid mass-spring pendulum model of human leg swinging: stiffness in the control of cycle period. *Biol Cybern*, v. 73, n.2, p. 139-147, July 1995.
60. KWON, O.Y.; MINOR, S.D.; MALUF, K.S.; MUELLER, M.J. Comparison of muscle activity during walking in subjects with and without diabetic neuropathy. *Gait Posture*, v. 18, n.1, p. 105-113, Aug. 2003.
61. CLARK, B.C.; MANINI, T.M.; ORDWAY, N.R.; PLOUTZ-SNYDER, L.L. Leg muscle activity during walking with assistive devices at varying levels of weight bearing. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 85, n.9, p. 1555-1560, Sept. 2004.
62. NENE, A.; BYRNE, C.; HERMENS, H. Is rectus femoris really a part of quadriceps? Assessment of rectus femoris function during gait in able-bodied adults. *Gait Posture*, v. 20, n.1, p. 1-13, Aug. 2004.
63. HUBLEY-KOZEY, C.L.; DELUZIO, K.J.; LANDRY, S.C.; MCNUTT, J.S.; STANISH, W.D. Neuromuscular alterations during walking in persons with moderate knee osteoarthritis. *J Electromyogr Kinesiol*, v. Oct. 2005.
64. HORTOBAGYI, T.; WESTERKAMP, L.; BEAM, S.; MOODY, J.; GARRY, J.; HOLBERT, D.; DEVITA, P. Altered hamstring-quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, v. 20, n.1, p. 97-104, Jan. 2005.
65. WILLIAMS, G.N.; CHMIELEWSKI, T.; RUDOLPH, K.; BUCHANAN, T.S.; SNYDER-MACKLER, L. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *J Orthop Sports Phys Ther*, v. 31, n.10, p. 546-566, Oct. 2001.
66. MARKOLF, K.L.; BARGAR, W.L.; SHOEMAKER, S.C.; AMSTUTZ, H.C. The role of joint load in knee stability. *J Bone Joint Surg Am*, v. 63, n.4, p. 570-585, Apr. 1981.

67. SHARMA, L.; HAYES, K.W.; FELSON, D.T.; BUCHANAN, T.S.; KIRWAN-MELLIS, G.; LOU, C.; PAI, Y.C.; DUNLOP, D.D. Does laxity alter the relationship between strength and physical function in knee osteoarthritis? *Arthritis Rheum*, v. 42, n.1, p. 25-32, Jan. 1999.
68. OSTROSKY, K.M.; VANSWEARINGEN, J.M.; BURDETT, R.G.; GEE, Z. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. *Phys Ther*, v. 74, n.7, p. 637-644, July 1994.
69. LEE, T.H.; TSUCHIDA, T.; KITAHARA, H.; MORIYA, H. Gait analysis before and after unilateral total knee arthroplasty. Study using a linear regression model of normal controls -- women without arthropathy. *J Orthop Sci*, v. 4, n.1, p. 13-21, 1999.
70. FRONTERA, W.R.; HUGHES, V.A.; LUTZ, K.J.; EVANS, W.J. A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-yr-old men and women. *J Appl Physiol*, v. 71, n.2, p. 644-650, Aug. 1991.
71. GAJDOSIK, R.L.; VANDER LINDEN, D.W.; WILLIAMS, A.K. Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle-tendon unit of women. *Phys Ther*, v. 79, n.9, p. 827-838, Sept. 1999.
72. DEVITA, P.; HORTOBAGYI, T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol*, v. 88, n.5, p. 1804-1811, May 2000.
73. MCGIBBON, C.A.; KREBS, D.E.; SCARBOROUGH, D.M. Rehabilitation effects on compensatory gait mechanics in people with arthritis and strength impairment. *Arthritis Rheum*, v. 49, n.2, p. 248-254, Apr. 2003.
74. KAHN, E.B.; RAMSEY, L.T.; BROWNSON, R.C.; HEATH, G.W.; HOWZE, E.H.; POWELL, K.E.; STONE, E.J.; RAJAB, M.W.; CORSO, P. The effectiveness of interventions to increase physical activity. A systematic review. *Am J Prev Med*, v. 22, n.4 Suppl, p. 73-107, May 2002.
75. MATSUDO, S.M.; MATSUDO, V.R.; ARAUJO, T.; ANDRADE, D.; ANDRADE, E. Nível de atividade física da população do estado de São Paulo: análise de acordo com gênero, idade, nível sócio-econômico, distribuição geográfica e de conhecimento. *Revista Brasileira De Ciência e Movimento*, v. 10, p. 41-50, 2002.

76. US DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES & CDC Increasing physical activity. A report on recommendations of the task force on community preventive services. *Morbidity and Mortality Weekly Report*, v. 50, p. 1-18, 2001.
77. US DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES Physical activity and health: a report of the surgeon general. 1996.
78. CHIBA, H.; EBIHARA, S.; TOMITA, N.; SASAKI, H.; BUTLER, J.P. Differential gait kinematics between fallers and non-fallers in community-dwelling elderly people. *Geriatrics and Gerontology International*, v. 5, p. 127-134, 2005.
79. KELLGREN, J.H.; LAWRENCE, J.S. Radiological assessment of osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*, v. 16, n.4, p. 494-502, Dec. 1957.
80. LIPSCHITZ, D.A. Screening for nutritional status in the elderly. *Prim Care*, v. 21, n.1, p. 55-67, Mar. 1994.
81. QUALISYS TRACK MANAGER USER MANUAL. Suécia, v. 2004.
82. MESSIER, S.P.; DEVITA, P.; COWAN, R.E.; SEAY, J.; YOUNG, H.C.; MARSH, A.P. Do older adults with knee osteoarthritis place greater loads on the knee during gait? A preliminary study. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 86, n.4, p. 703-709, Apr. 2005.
83. COSTIGAN, P.A.; WYSS, U.P.; DELUZIO, K.J.; LI, J. Semiautomatic three-dimensional knee motion assessment system. *Med Biol Eng Comput*, v. 30, n.3, p. 343-350, May 1992.
84. WINTER, D.A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 3rd. ed. Waterloo, 2004.
85. PERRIN, D.H. *Isokinetic Exercise and Assessment*. ed. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1993.
86. BELLAMY, N. Pain assessment in osteoarthritis: experience with the WOMAC osteoarthritis index. *Semin Arthritis Rheum*, v. 18, n.4 Suppl 2, p. 14-17, May 1989.

87. BELLAMY, N.; BUCHANAN, W.W.; GOLDSMITH, C.H.; CAMPBELL, J.; STITT, L.W. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *J Rheumatol*, v. 15, n.12, p. 1833-1840, Dec. 1988.
88. JINKS, C.; JORDAN, K.; CROFT, P. Measuring the population impact of knee pain and disability with the Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC). *Pain*, v. 100, n.1-2, p. 55-64, Nov. 2002.
89. IVANOVITH, M.F. Tradução e validação do questionário de qualidade de vida específico para osteoartrose WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) para a língua portuguesa. *Tese de Doutorado*, p. 1-87, 2002.
90. DIEPPE, P.A. Recommended methodology for assessing the progression of osteoarthritis of the hip and knee joints. *Osteoarthritis Cartilage*, v. 3, n.2, p. 73-77, June 1995.
91. AQUINO, M.A.; LEME, L.E.G.; AMATUZZI, M.M.; GREVE, J.M.D.; TERRERI, A.S.A.P.; ANDRUSAITIS, F.R.; NARDELLI, C.C. Isokinetic Assessment of Knee Flexor/Extensor Muscular Strength in Elderly women. *Rev Hosp Clin Fac Med S Paulo*, v. 57, n.4, p. 131-134, 2002.
92. CRAM, J.R.; KASMAN, G. S. *Introduction to Surface Electromyography*. ed. Maryland: Aspen Publis, 1998.
93. VOGT, L.; PFEIFER, K.; BANZER, W. Comparison of angular lumbar spine and pelvis kinematics during treadmill and overground locomotion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, v. 17, n.2, p. 162-165, Feb. 2002.
94. MANAL, K.; MCCLAY, I.; STANHOPE, S.; RICHARDS, J.; GALINAT, B. Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. *Gait Posture*, v. 11, n.1, p. 38-45, Feb. 2000.
95. TAYLOR, N.F.; GOLDIE, P.A.; EVANS, O.M. Angular movements of the pelvis and lumbar spine during self-selected and slow walking speeds. *Gait Posture*, v. 9, n.2, p. 88-94, May 1999.

96. HOLDEN, J.P.; ORSINI, J.A.; SIEGEL, K.L.; KEPPLER, T.M.; GERBER, L.H.; STANHOPE, S.J. Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. *Gait Posture*, v. 5, p. 217-227, 1997.
97. CAPPOZZO, A.; CATANI, F.; CROCE, U.D.; LEARDINI, A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech (Bristol , Avon)*, v. 10, n.4, p. 171-178, June 1995.
98. LY, L.P.; HANDELSMAN, D.J. Muscle Strength and Ageing: Methodological Aspects of Isokinetic Dynamometry and Androgen Administration. *Clinical and Experimental Pharmacological and Physiology*, v. 29, p. 39-47, 2002.
99. KEATING, J.L.; MATYAS, T.A. The influence of subject and test design on dynamometric measurements of extremity muscles. *Phys Ther*, v. 76, n.8, p. 866-889, Aug. 1996.
100. DIAS, J.M.D.; ARANTES, P.M.M.; ALENCAR, M.A.; FARIA, J.C.; MACHALA, C.C.; CAMARGOS, F.F.O.; DIAS, R.C.; ZAZÁ, D.C. Relação Isquiotibiais/ Quadríceps em Mulheres Idosas Utilizando o Dinamômetro Isocinético. *Rev Bras Fisioter*, v. 8, n.2, p. 111-115, 2004.
101. YI, C.; CURRENT, M.E.; KIM, D.; PARK, Y.; YOON, J. Total Work Changes at Different Angular Velocities during Isokinetic Exercise. *J Phys Ther Sci*, v. 8, p. 39-44, 1996.
102. NEDER, J.A.; NERY, L.E.; SHINZATO, G.T.; ANDRADE, M.S.; PERES, C.; SILVA, A.C. Reference values for concentric knee isokinetic strength and power in nonathletic men and women from 20 to 80 years old. *J Orthop Sports Phys Ther*, v. 29, n.2, p. 116-126, Feb. 1999.
103. CAPPOZZO, A.; CATANI, F.; LEARDINI, A.; BENEDETTI, M.G.; CROCE, U.D. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech (Bristol , Avon)*, v. 11, n.2, p. 90-100, Mar. 1996.
104. RAMAKRISHNAN, H.K.; KADABA, M.P. On the estimation of joint kinematics during gait. *J Biomech*, v. 24, n.10, p. 969-977, 1991.

105. COLE, G.K.; NIGG, B.M.; RONSKY, J.L.; YEADON, M.R. Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: a standardization proposal. *J Biomech Eng*, v. 115, n.4A, p. 344-349, Nov. 1993.
106. GROOD, E.S.; SUNTAY, W.J. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng*, v. 105, n.2, p. 136-144, May 1983.
107. Standards for Reporting EMG Data. *J Electromyogr Kinesiol*, v. 7, p. I-II, 1997.
108. SODERBERG, G.L.; COOK, T.M. Electromyography in biomechanics. *Phys Ther*, v. 64, n.12, p. 1813-1820, Dec. 1984.
109. TURKER, K.S. Electromyography: some methodological problems and issues. *Phys Ther*, v. 73, n.10, p. 698-710, Oct. 1993.
110. KNUTSON, L.M.; SODERBERG, G.L. EMG: Use and interpretation in gait. In: CRAIK, R.L.; OATIS, C.A. *Gait Analysis Theory and Application*. St Louis: 1995. cap.22, p.307-325.
111. YANG, J.F.; WINTER, D.A. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 65, n.9, p. 517-521, Sept. 1984.
112. WU, G.; LIU, W.; HITT, J.; MILLON, D. Spatial, temporal and muscle action patterns of Tai Chi gait. *J Electromyogr Kinesiol*, v. 14, n.3, p. 343-354, June 2004.
113. BURDEN, A.M.; TREW, M.; BALZOPOULOS, V. Normalisation of gait EMGs: a re-examination. *J Electromyogr Kinesiol*, v. 13, n.6, p. 519-532, Dec. 2003.

4 – ARTIGO VERSÃO INGLÊS

KINEMATIC ANALYSIS AND MUSCLE ACTIVATION PATTERNS IN GAIT OF ELDERLY WOMEN WITH KNEE OSTEOARTHRITIS

Arantes, P.M.M. ¹; Dias, J.M.D. ²; Kirkwood, R.N. ²; Alencar, M. A. ¹; Dias, R. C. ².

¹Physical therapist, MSc, Federal University of Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brazil

²Physical therapist, PhDs, Department of Physical Therapy, Federal University of Minas Gerais, Belo Horizonte, Brazil

Federal University of Minas Gerais, Belo Horizonte, Brazil

Correspondence to: Paula Maria Machado Arantes, Rua Ramalhete, 115/102, Anchieta.

CEP 30.310-310. Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil. Telephone: (31)32254106.

E-mail: paulaarantes05@yahoo.com.br.

Key words: Elderly women, knee osteoarthritis, gait, kinematics, muscle function

ABSTRACT

Background: Knee osteoarthritis is the main cause of incapacity in elderly people. Understanding gait alterations of elderly women with knee osteoarthritis is critical for the outlining effective interventions to prevent the incapacity Knee osteoarthritis generates. This study was conducted to compare the kinematics of hips, knees and ankles as well as the muscle activation pattern in the gait of elderly women with and without knee osteoarthritis and to investigate the association between quadriceps strength and kinematics of load response phase. **Methods:** The sample of this study was composed by 21 elderly women with knee osteoarthritis and 21 asymptomatic elderly women. A motion analysis system was used to track the usual gait of the subjects. Intensity and duration of the activity of the vastus lateralis, biceps femoris, tibialis anterior, gastrocnemius and soleus muscles while walking was assessed through surface electromyography. Isokinetic dynamometry was used to assess the strength of the quadriceps and hamstrings muscles. ANOVA was used to determine differences between groups and correlations were calculated using the Pearson coefficient. The level of significance was set at $\alpha=0.05$. **Findings:** Elderly women with knee osteoarthritis demonstrated less peak knee flexion during the initial swing phase ($p=0.003$), less knee flexion excursion during weight acceptance ($p=0.019$) and stance ($p=0.046$) and less hip extension excursion during stance ($p=0.007$). There were no significant differences between groups with regard to muscle activation patterns during gait or strength of quadriceps and hamstrings. **Interpretation:** Elderly women with knee osteoarthritis walk with different hip and knee kinematics than matched asymptomatic subjects. There were no differences in muscle function between groups, suggesting that gait alterations may occur even with no decrease in strength.

INTRODUCTION

Osteoarthritis (OA) is a chronic disease of high prevalence in elderly people, frequently affecting the knee joint (Martin, 1994). The important role this joint plays in the function of the lower limbs makes Knee OA a debilitating disease and the main cause of incapacity in elderly people (Slemenda et al., 1998). Understanding how the function is affected by the disease is critical for the outlining effective interventions to prevent the incapacity Knee OA generates (McGibbon and Krebs, 2002). The study of gait is especially relevant due to the considerable importance of this activity.

The gait of individuals with Knee OA may present alterations due to knee pain and instability as well as the quadriceps muscle weakness that is characteristic of this illness (Martin, 1994). Such alterations include decreased velocity (Al Zahrani and Bakheit, 2002; Manetta et al., 2002), step length (Al Zahrani and Bakheit, 2002; Manetta et al., 2002), cadence (Stauffer et al., 1977) and increased total stride time (Stauffer et al., 1977). The literature describes alterations in kinematic parameters, such as increased knee flexion angle in the initial contact phase (Baliunas et al., 2002) as well as decreased knee flexion peak in the load response (Al Zahrani and Bakheit, 2002; Fisher et al., 1997) and initial swinging phases (Al Zahrani and Bakheit, 2002; Messier et al., 1992). However, there is still considerable divergence among studies regarding these variables (Baliunas et al., 2002; McGibbon and Krebs, 2002; Mundermann et al., 2005). An understanding of these alterations is needed, as the knee plays an important function in each phase of the gait (Perry, 1992).

Some authors suggest that individuals with Knee OA present a typical pattern of gait known as quadriceps avoidance gait (Fisher et al., 1997; Messier et al., 1992). One of the reasons for the occurrence of this mechanism is thought to be quadriceps muscle

weakness (Fisher et al., 1997). The strategy is to reduce the knee flexion peak, thereby decreasing the external flexor moment acting on this joint, with a resultant decrease in the quadriceps muscle demand and compressive forces across the knee joint (Fisher et al., 1997). However, most studies demonstrating this alteration did not evaluate the force of the quadriceps muscle (Al Zahrani and Bakheit, 2002; Fisher et al., 1997). Thus, further studies investigating the association between these factors are necessary, as the eccentric contraction of the quadriceps in this phase plays an important role in shock absorption (Perry, 1992).

As walking is an activity in which the movement of the joints occurs in a synchronized manner, it is possible that an alteration in the kinematics of the knee is associated to an alteration in the kinematics of the hip and ankle in these individuals. However, the few studies that have investigated the kinematics of these joints during the gait of subjects with Knee OA have presented contradictory results. Alterations such as like decreased (Al Zahrani and Bakheit, 2002) or increased (McGibbon and Krebs, 2002) hip range of motion (ROM) and the absence of significant differences (Mundermann et al., 2005) in hip ROM between asymptomatic subjects and those Knee OA have been reported. Thus, further studies regarding hip and ankle kinematics in the gait of subjects with Knee OA are needed.

To facilitate the interpretation of the kinematic variables, it is important to understand how the main muscles of the lower limbs behave during the gait. Besides alterations in kinematic parameters, it is possible that the gait of the subjects with Knee OA also presents alterations in the muscle activity. However, there have been a limited number of studies on these parameters in subjects with Knee OA and the results are still inconsistent (Hortobagyi et al., 2005; Hubble-Kozey et al., 2005).

A possible explanation for the considerable divergence found among studies on the gait of subjects with Knee OA is the lack of control regarding confounding variables such as age (Stauffer et al., 1977), body mass (McGibbon and Krebs, 2002), gender (McGibbon and Krebs, 2002), use of walking aids (Stauffer et al., 1977) and level of physical activity (Baliunas et al., 2002). This divergence demonstrates the need for experiments with greater methodological rigorousness. Only then will it be possible to investigate what gait alterations can actually be attributed to OA.

The definition of the alterations in the gait of elderly individuals with Knee OA is important for an understanding of the biomechanical factors associated to the disease. The study of these factors will contribute toward the development of better rehabilitation programs for the treatment of the Knee OA. Moreover, the understanding of factors that contribute to these alterations, such as the muscle function, is relevant for planning therapeutic interventions. Thus, the aims of the present study were to compare the kinematics of the knee, hip and ankle joints and the muscle activation patterns during the gait of elderly women with Knee OA and asymptomatic elderly women, and to investigate the association between quadriceps muscle strength and the kinematics of the knee in the loading response phase.

METHODS

Subjects

Twenty-one elderly women with bilateral Knee OA (OA group) waiting for rehabilitation programs participated in this study. Diagnosis of OA was based on clinical and radiographic criteria for knee osteoarthritis from the American College of Rheumatology (Altman et al., 1986). Radiographic changes were classified into the Kellgren and Lawrence (1957) Grades I, II, III or IV by a single observer (Kellgren and

LAWRENCE, 1957). Control subjects consisted of 21 elderly asymptomatic age- and mass-matched women with no clinical diagnosis of Knee OA and no history of knee pain (AS group). These women had no knee radiographs.

Subjects were included into either group if they were at least 65 years of age, were sedentary in accordance with the classification of the Center for Disease Control/American College of Sports Medicine (CDC/ACSM, 2001), residents from the community, and were capable of walking without an assistance device. Subjects were excluded if they had been in a physical therapy program over the previous six months, reported a history of falls over the previous six months or a history of trauma or surgery on the ankle, knee or hip and had neurological diseases, rheumatoid arthritis or OA in joints other than the knee.

All subjects signed the informed consent and this protocol was approved by the Research Ethics Committee of the Federal University of Minas Gerais.

Procedures

Initially, demographic and clinical aspects were collected. Participants of the OA group answered the questions on the pain sub-scale of the *Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index* (WOMAC) questionnaire (Ivanovith, 2002) prior to testing.

Kinematic and electromyographic data were collected for the more symptomatic lower limb of the elderly women with Knee OA, and for the dominant lower limb of the control elderly women, which was defined as the limb with which the subject would kick a ball (Aquino et al., 2002). A surface electromyography (EMG) recording system was used (MP150WSW *Biopac Systems*[®], California) to record the electrical activity of the vastus lateralis, biceps femoris, tibialis anterior, gastrocnemius medialis and soleus muscles during gait. Prior to applying the electrodes, the skin was cleansed with alcohol. Five active

surface electrodes with a bipolar configuration (TSD-150A) from *Biopac Systems*[®] were attached in line with the muscle fibers over the bellies of these muscles, identified through palpation during resisted isometric contraction. (Cram and Kasman, 1998) A reference electrode was positioned over tibial tubercle. Two footswitches (*Toe strike Transducer - Biopac System*[®]) were fixed at the calcaneus and the head of 1st metatarsal to determine precisely the instants that the foot contacted and liberated the floor during gait.

The Qualysis – ProReflex MCU Motion Analysis System was used to obtain the temporal, spatial and kinematic data. This system was composed of four cameras set at 60 Hz. Reflective markers of 19 mm in diameter were placed over the following prominences: highest point of the right and left iliac crest, bilateral greater trochanter, medial and lateral femoral condyles, medial and lateral malleolus, calcaneus and first and fifth metatarsal heads. An L-shaped cluster was fixed over the sacro between the postero-superior spines and two rectangular-shaped clusters were placed laterally on the distal thirds of the thigh and leg. Clusters were attached with Velcro elastic bands. These types of clusters decreased errors due to movements between the cluster and the skin (Cappozzo et al., 1995). Three non-colinear markers with the same diameter (19mm) were placed on each of the clusters (tracking markers) (Winter, 2004).

Prior to the gait test, a reference position was determined with the individuals standing with their feet aligned on "x and y" axes drawn on the floor with their arms folded in front of the trunk. The purpose of the reference position is to obtain information for the construction of a biomechanical model for each subject.

Subjects were then instructed to walk barefoot with their upper limbs free along a six-meter walkway at a comfortable, self-selected pace (Hubble-Kozey et al., 2005). A

practice period was given to allow the subjects to walk in the most natural possible way. Initial and final strides were discarded. Ten trials were collected for all subjects. A manual trigger was connected to the analogical module of the EMG and the motion analysis system, allowing the synchronization of these instruments. The EMG signals were acquired simultaneously with the kinematic data.

The muscular performance of the knee flexors and extensors was assessed using the Biodex System 3 Pro isokinetic dynamometer. The test was performed on five concentric contractions at an angular velocity of $60^{\circ}/s$. Three submaximal repetitions were performed prior to the test to familiarize the subjects. The total ROM of the test was 85° , beginning at the 90° angle of knee flexion. All individuals were verbally encouraged to move the mechanism of the dynamometer as fast as they could and with as much force as possible, thereby achieving maximal torque (Perrin, 1993).

Data Reduction

Marker trajectories were interpolated and filtered with a fourth order Butterworth filter at a low pass cutoff frequency of 6 Hz (Winter, 2004). The Visual 3D software (C-Motion Inc., Rockville, MD, USA) was used to determine the angular displacement curves in the sagittal plane normalized to the gait cycle of the hip, knee and ankle joints. A biomechanical model was created, with the segments pelvis, thigh, leg and foot considered as rigid bodies (Cappozzo et al., 1996). The Euler technique was used to calculate joint angles (Grood and Suntay, 1983). The following kinematic variables were investigated: angular peaks of the knee during initial contact, loading response, pre-swing and initial swing phases; knee flexion ROM during loading response and stance; hip extension ROM; and plantar flexion ROM during stance. The temporal and spatial parameters studied were gait velocity, gait cycle time, cadence and stride length.

The raw electromyographic signal was filtered with a 500 HZ *low pass* filter and 10 HZ *high pass* filter (1997), and rectified in the *Software MatLab®*. The muscle groups analyzed were considered active when their EMG amplitude was 5% or more of peak levels recorded during the same gait cycle (Radin et al., 1991). The level of activity of each muscle was determined by an average of signal amplitude over the entire time of activation during the gait cycle. EMG signals were normalized by the average of peak amplitude among all strides of each gait trial in order to allow comparisons between groups (Wu et al., 2004).

The work for body weight (WBW) of the knee flexor and extensor muscles was calculated using the dynamometer software. This variable reflects the capacity of the muscles to generate torque throughout the ROM and is obtained from the area under the angle–torque curve.

The WOMAC-pain subscale required responses on a 5-point Likert scale that attributes the following scores: none = 0; slight = 25; moderate= 50; severe = 75; extreme = 100 (Ivanovith, 2002).

Statistical analysis

Analysis of variance (ANOVA) was used to compare groups in relation to kinematic, EMG and muscular performance variables. Prior to ANOVA, the normality distribution of the variables was tested by the Shapiro-Wilk and Lilliefors tests and homogeneity of variance was tested by the Cochran and Bartlett tests. Knee peak in the pre-swing phase, gait velocity, stride length and gait cycle duration showed no homogeneity and were therefore transformed by a logarithm to allow the application of ANOVA. A General Linear Model was used for the variables, with different numbers of observations in

each group. The association between knee flexion peak and knee ROM during the loading response phase and quadriceps WBW for each of the groups was verified by Pearson's correlation coefficients. The level of significance was set at $\alpha = 0.05$.

RESULTS

Clinical and demographic variables

No statistical difference was found between subject's age ($p=0.970$) and IMC ($p=0.300$). Clinical and demographic characteristics are displayed in Table 1. The WOMAC-pain score ranged from 10 to 100 in the OA group ($40+24.2$). Only 33% of the elderly women presented a score above 50, demonstrating that most of the elderly women reported mild or moderate pain.

Temporal, spatial and kinematic variables

Elderly women of the OA group walked with a significantly reduced gait velocity ($p= 0.017$), cadence ($p= 0.009$) and stride length (0.010), and a significantly increased gait cycle duration ($p= 0.012$) when compared to asymptomatic elderly women (Table 2).

Kinematic variables are displayed in Table 3. Peak knee flexion in the initial swing phase was significantly reduced in the OA group ($p= 0.003$). Similarly, knee flexion ROM was significantly reduced in the loading response phase ($p= 0.019$) and during stance ($p= 0.046$). Hip extension ROM during stance was also significantly reduced ($p= 0.008$) in OA group. There were no significant differences between the groups for the others kinematic variables (Fig. 1).

EMG variables

Elderly women of the OA group demonstrated reduced amplitude in the activity of the vastus lateralis, femoris biceps, tibialis anterior, gastrocnemius and soleus muscles in

comparison to asymptomatic elderly women. However, differences were not statistically significant ($p > 0.05$).

Muscular performance

The mean quadriceps WBW was 106.9 Nm/kg for the OA group and 116.5 Nm/kg for the asymptomatic elderly women. The difference was not statistically significant. The same is true for the hamstring WBW.

Peak knee flexion and ROM in loading response phase and quadriceps WBW correlations

Knee ROM in the loading response phase was moderately and significantly correlated with the quadriceps WBW ($r = 0.575$ and $p = 0.013$) in OA group. This correlation was not significant in the asymptomatic group ($r = -0.113$ and $p = 0.627$). There was no significant correlation between peak knee flexion in the loading response phase and the quadriceps WBW in the OA group ($r = 0.084$ and $p = 0.742$) and the AS group ($r = 0.259$ and $p = 0.258$).

DISCUSSION

The purpose of the present study was to compare kinematics and activation patterns in the main muscle groups of the lower limbs during the gait of elderly women with knee osteoarthritis and asymptomatic elderly women. The restriction of this sample in relation to gender and level of physical activity was determined because the literature shows that these parameters influence the gait pattern (Lee et al., 1999). Therefore, in spite of the restriction to the capacity for generalization, the control of these variables increases internal validity, as these could be confounding variables.

Elderly women with Knee OA walked with decreased gait velocity, cadence and stride length and increased gait cycle duration when compared to asymptomatic ones. The

evidence in the literature corroborates these findings (Bejek et al., 2005; Stauffer et al., 1977). The reduction of gait velocity is considered a mechanism of the functional adaptation adopted by individuals with Knee OA to reduce the load on the knee joint and facilitate the configuration selection of joint positions that produce less discomfort during walking (Kim et al., 2004).

As gait kinematics varies with velocity (Bejek et al., 2005), Messier et al. (1992) suggests that gait velocity may be a confounding variable in studies comparing the gait of healthy individuals and individuals with Knee OA. Thus, some studies determine the gait velocity of participants such that it is similar in both groups (Baliunas et al., 2002; Messier et al., 1992). In the present study, however, each elderly woman was asked to walk at her natural pace so that the results were representative of their usual gait. Moreover, determining a velocity above that which an elderly woman usually walks can modify the task demand for each group of participants.

The results of this study demonstrate that elderly women with Knee OA walk with a decreased peak knee flexion angle during the initial swing phase. This result was consistent with findings from other authors (Al Zahrani and Bakheit, 2002; McGibbon and Krebs, 2002; Messier et al., 1992). A possible explanation for this finding may be related to the angular velocity of the knee joint. Using a three-dimensional dynamic simulation, Anderson et al. (2004) showed that the initial velocity of knee flexion is the factor that most contributes to peak knee flexion during the swing phase. This factor contributes with 30° of knee flexion to this peak, surpassing other kinematic parameters and muscular actions (Anderson et al., 2004). In the present study, angular velocity of the knee was not measured. However, there is evidence that individuals with Knee OA present decreased angular velocity in this joint during walking (Messier et al., 1992). Therefore, it is possible

that one of the factors responsible for the decreased knee flexion peak during the swing phase found in this study was a decreased angular velocity of the knee during the gait.

Another factor that may have contributed to the decrease in the peak knee flexion during the swing phase is the presence of pain. It is possible that elderly women with Knee OA reduce the knee flexion peak in order to decrease the pain in the knee joint. Supporting this hypothesis, Györy et al. (1976) found a direct and significant correlation between pain and maximal knee flexion ROM during the gait (Gyory et al., 1976). Moreover, there is evidence that analgesia in the knee joint promoted by drug, intervention in patients with Knee OA is associated to an increase in knee flexion during the gait (Yavuzer et al., 2005).

The decrease in the knee flexion peak in the swing phase could have serious repercussions to the function of elderly women with OA. Knee flexion in this phase has the important function of liberating the foot from the ground to allow the progression of the limb (Perry, 1992). Therefore, the decrease in this flexion, as observed in the present study, may increase the propensity to trip over an obstacle (Pandya et al., 2005) and hence increase the risk of falls in individuals with Knee OA (Pandya et al., 2005).

Elderly women with Knee OA also presented a decreased knee flexion ROM during the loading response phase when compared to asymptomatic ones. Findings of others studies corroborate this result (Lewek et al., 2005; Manetta et al., 2002). This reduction can be a strategy used by the elderly women to decrease the pain due the compressive forces over the knee joint during the flexion, accentuated by weight bearing (Stauffer et al., 1977).

Another factor that may have influenced the decreased knee flexion ROM during the loading response phase is the quadriceps strength, as there was a significant and moderate correlation between the quadriceps WBW and knee flexion ROM during the loading response phase in the OA group. Although it is not possible to infer on any relation

of causality, we could conclude that elderly women showing a higher capacity for work production also present greater knee flexion ROM during this phase. Therefore, despite the fact that the decrease in strength in the elderly women with Knee OA was not significant, it is possible that this variable influenced the results, as the reduction of knee flexion ROM can decrease the quadriceps demand. Corroborating this hypothesis, no correlation was found between these variables in the asymptomatic group.

The reduction in the knee flexion ROM during the loading response phase has a negative effect on the gait of elderly women with Knee OA. During the flexion quadriceps acts eccentrically to decelerate the flexion promoted by the ground reaction force (GRF) and prevent further collapse of the joint into flexion (Perry, 1992). This action is very important in absorbing shocks and protecting the joints from the harmful effects of the impact of the limb on the ground (Perry, 1992). Moreover, the energy dissipated through the eccentric contraction of the quadriceps uniarticular muscles (vastus) during the flexion is transferred to the trunk and used for support and forward movement (Zajac et al., 2003). Therefore, it seems that this muscle group has the role of decelerating the leg and accelerating the trunk during the loading response phase of the gait (Zajac et al., 2003).

Although the elderly women of the OA group had walked with decreased knee ROM during the loading response phase, the peak knee flexion during this phase was similar between groups. Manetta et al. (2002) found a similar result and suggests that individuals with OA prevent quadriceps avoidance gait through velocity reduction (Manetta et al., 2002). This is possible due to the linear association between velocity and GRF, with higher GRF values found at higher velocities (Powers et al., 1999). Thus, the reduction in the velocity found in the present study may have been enough to reduce the GRF

magnitude and consequently reduce the extensor moment produced by the quadriceps in this phase without the need for decreasing the peak knee flexion.

Another possible reason for not decreasing the knee flexion angle is that the elderly women with Knee OA did not present significant weakness of the quadriceps, which has been pointed out as one of the causes of quadriceps avoidance gait. However, the correlation between the performance of the quadriceps and knee flexion peak was not significant, indicating that there was no association between these variables for the sample of the present study.

Another alteration in the gait of elderly women with Knee OA was a decreased knee flexion ROM throughout the stance phase. No study was found in the literature that evaluated this variable in a similar population. The explanation for this reduction may be related to the increase in knee flexion while weight bearing produces the compressive forces upon this joint and causes pain (Stauffer et al., 1977). Therefore, it is possible that elderly women with Knee OA decreased the flexion excursion throughout the stance phase in order to decrease knee pain.

One of the hypotheses of this study was that the gait of the elderly women with Knee OA would present alterations in joints other than the knee as well. Supporting this hypothesis, a decreased hip extension ROM during the stance phase was found in the gait of elderly women with Knee OA. Al-Zahani et al. (2002) found a similar result. In contrast, McGibbon et al. (2002) and Messier et al. (1992) showed that individuals with Knee OA walked with an increased hip extension ROM in the sagittal plane. These authors suggest that this increase in the hip ROM is a strategy to compensate for the decrease in the knee flexion ROM. However, the samples in these studies were not composed of only elderly people and the OA and asymptomatic groups walked at the same velocity. As it is described

in the literature, a decreased ROM of the hip in the sagittal plane is related to a decreased stride length and subsequently reduced gait velocity (Bejek et al., 2005). It is therefore possible that the elderly women of the present study did not employ the compensatory strategy of increasing the hip ROM due to the reduced velocity they displayed in comparison to the asymptomatic women. It is possible that elderly women do not use this strategy due to the difficulty in increasing velocity, suggesting that there are differences in the adaptations individuals at different ages use (McGibbon and Krebs, 2002; Messier et al., 1992).

The decrease in hip extension ROM throughout the gait stance may lead to a compensatory increase in pelvic motion (Bejek et al., 2005). As there is an interaction between the kinematics of these segments and the lumbar spine, this reduction in the hip ROM could in part explain the frequent low back pain individuals with Knee OA report (Bejek et al., 2005). Moreover, the hip joint in this gait phase has the function of transmitting energy from the lower limbs to the trunk and the reduction in the hip ROM may compromise this function (Zajac et al., 2003).

The reduction of hip ROM during the gait indicates that the gait alterations of elderly women with Knee OA are not limited to the knee joint. However, n

o significant difference was found in the present study for the ankle ROM between the elderly women with Knee OA and asymptomatic subjects, corroborating other findings (Al Zahrani and Bakheit, 2002; Mundermann et al., 2005). This result suggests that kinematic of ankle joint is not involved in the compensatory alterations of the gait of elderly women with Knee OA.

The elderly women with Knee OA did not present a significant decrease in quadriceps and hamstring strength in comparison to the asymptomatic subjects. This result

was unexpected and is not shared by other studies (Hortobagyi et al., 2004; Slemenda et al., 1998). A possible explanation for this disagreement is the fact that both the groups in the present study were composed of elderly women with the same level of physical activity. As the level of physical activity influences muscular performance and OA is associated to a low level of activity (Thomas et al., 2003), it is important that the groups to be compared are similar in relation to this variable. However, studies that compared the strength of these muscle groups in individuals with and without OA did not control this possible confounding variable (Hortobagyi et al., 2004; Slemenda et al., 1998). Moreover, the elderly women from the two groups in the present study were similar with regard to age, gender and body mass index. These variables that may also influence muscular performance and were not controlled in a number of studies that found significant differences in strength (Hortobagyi et al., 2004; Slemenda et al., 1998). Thus, similarity between groups regarding these variables can explain the absence of strength deficit in the elderly women with Knee OA.

The elderly women with Knee OA did not present significant differences in the intensity of the vastus lateralis, biceps femoris, tibialis anterior, gastrocnemius and soleus muscle activity during gait when compared to the asymptomatic subjects. Hortobagyi et al. (2005) found a similar result in a study investigating the intensity of activation of the vastus lateralis and biceps femoris muscles during the gait. The similarity of the elderly women in relation to capacity of strength production can explain this finding, as this variable influences electromyographic activity (Hubley-Kozey et al., 2005). Other study found difference between intensity of muscle activity (Hubley-Kozey et al., 2005). However, differences between studies with regard to the gender, age, normalization, filtering methods and definition of onset and offset times of the muscle activity make comparisons difficult.

Some limitation should be considered when interpreting the results of the study. Some of the asymptomatic elderly women could have had undiagnosed OA, as knee radiographs were not obtained for the control group. However, these elderly women did not present pain, joint stiffness or crepitus, thereby assuring the absence of a clinical diagnosis of Knee OA. Muscle performance was evaluated through concentric contractions, as the quadriceps acts eccentrically during the loading response phase of the gait. However, the eccentric test offers a greater risk of muscular lesion (Perrin, 1993). As the sample was composed of elderly women, some of whom were affected by OA, the decision was made to employ the concentric test.

CONCLUSIONS

Elderly women with Knee OA present alterations in the kinematic, temporal and spatial parameters of the gait. These alterations were not restricted to the knee joint, affecting the hip joint as well. It is likely that some of these alterations occur in order to minimize pain in the affected joint. Although these strategies minimize pain, it is not known whether they are beneficial, as such alterations can have negative consequences to the functioning of these elderly women. It is also likely that some of these alterations, such as decreasing the knee flexion peak during the swing phase and reducing hip ROM, occur in part due to the reduction in velocity these elderly women present. Moreover, no significant difference in the muscle function between the two groups was found, suggesting that gait alterations can occur in the absence of strength deficit.

An understanding of how function is affected by the disease is critical for designing effective interventions in order to prevent incapacity due Knee OA in elderly women. The results of this study suggest that physical therapy programs for elderly women with Knee OA should also focus on gait rehabilitation. Gait alterations can increase impact to the

joints and, consequently, the progression of the disease, leading to an increased risk of falls and compensatory strategies that affect other joints. Further studies are needed to clarify the effects of a rehabilitation program on the kinematic and kinetic parameters of gait in elderly women with Knee OA.

References

1997. Standards for Reporting EMG Data. *J Electromyogr. Kinesiol.* 7, I-II.
- Al Zahrani, K.S. , Bakheit, A.M., 2002. A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disabil. Rehabil* 24, 5, 275-280.
- Altman, R. et al., 1986. Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. Diagnostic and Therapeutic Criteria Committee of the American Rheumatism Association. *Arthritis Rheum.* 29, 8, 1039-1049.
- Anderson, F.C. et al., 2004. Contributions of muscle forces and toe-off kinematics to peak knee flexion during the swing phase of normal gait: an induced position analysis. *J. Biomech.* 37, 5, 731-737.
- Aquino, M.A. et al., 2002. Isokinetic Assessment of Knee Flexor/Extensor Muscular Strength in Elderly women. *57, 4, 131-134.*
- Baliunas, A.J. et al., 2002. Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis. Cartilage.* 10, 7, 573-579.
- Bejek, Z. et al., 2005. The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee. Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 1-11.
- Cappozzo, A. et al., 1995. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin. Biomech. (Bristol , Avon.)* 10, 4, 171-178.
- Cappozzo, A. et al., 1996. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin. Biomech. (Bristol , Avon.)* 11, 2, 90-100.
- Cram, J.R. , Kasman, G.S., 1998. Introduction to Surface Electromyography.
- Fisher, N.M. et al., 1997. Muscle function and gait in patients with knee osteoarthritis before and after muscle rehabilitation. *Disabil. Rehabil.* 19, 2, 47-55.
- Grood, E.S. , Suntay, W.J., 1983. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J. Biomech. Eng* 105, 2, 136-144.
- Gyory, A.N., Chao, E.Y., Stauffer, R.N., 1976. Functional evaluation of normal and pathologic knees during gait. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 57, 12, 571-577.
- Hortobagyi, T. et al., 2004. Aberrations in the control of quadriceps muscle force in patients with knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 51, 4, 562-569.

- Hortobagyi, T. et al., 2005. Altered hamstring-quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. *Clin Biomech. (Bristol. , Avon.)* 20, 1, 97-104.
- Hubley-Kozey, C.L. et al., 2005. Neuromuscular alterations during walking in persons with moderate knee osteoarthritis. *J. Electromyogr. Kinesiol.*
- Ivanovith, M.F., 2002. Tradução e validação do questionário de qualidade de vida específico para osteoartrose WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) para a língua portuguesa. 1-87.
- Kellgren, J.H. , LAWRENCE, J.S., 1957. Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann. Rheum. Dis.* 16, 4, 494-502.
- Kim, W.Y. et al., 2004. A new biomechanical model for the functional assessment of knee osteoarthritis. *Knee.* 11, 3, 225-231.
- Lee, T.H. et al., 1999. Gait analysis before and after unilateral total knee arthroplasty. Study using a linear regression model of normal controls -- women without arthropathy. *J. Orthop. Sci.* 4, 1, 13-21.
- Lewek, M.D. et al., 2005. Stride-to-stride variability of knee motion in patients with knee osteoarthritis. *Gait Posture.*
- Manetta, J. et al., 2002. Comparison of hip and knee muscle moments in subjects with and without knee pain. *Gait Posture.* 16, 3, 249-254.
- Martin, D.F., 1994. Pathomechanics of knee osteoarthritis. *Med. Sci. Sports Exerc.* 26, 12, 1429-1434.
- McGibbon, C.A. , Krebs, D.E., 2002. Compensatory gait mechanics in patients with unilateral knee arthritis. *J Rheumatol.* 29, 11, 2410-2419.
- Messier, S.P. et al., 1992. Osteoarthritis of the knee: effects on gait, strength, and flexibility. *73*, 1, 29-36.
- Mundermann, A., Dyrby, C.O., Andriacchi, T.P., 2005. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: increased load at the ankle, knee, and hip during walking. *Arthritis Rheum.* 52, 9, 2835-2844.
- Pandya, N.K. et al., 2005. Osteoarthritis of the knees increases the propensity to trip on an obstacle. *Clin. Orthop. Relat Res.* 431, 150-156.
- Perrin, D.H., 1993. *Isokinetic Exercise and Assessment.*
- Perry, J., 1992. *Knee.* 1, 5, 89-108.

- Powers, C.M. et al., 1999. The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon.)* 14, 10, 722-728.
- Radin, E.L. et al., 1991. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *J. Orthop. Res.* 9, 3, 398-405.
- Slemenda, C. et al., 1998. Reduced quadriceps strength relative to body weight: a risk factor for knee osteoarthritis in women? *Arthritis Rheum.* 41, 11, 1951-1959.
- Stauffer, R.N., Chao, E.Y.S., Györy, A.N., 1977. Biomechanical Gait Analysis of the Diseased Knee Joint. 126, 246-255.
- Thomas, S.G., Pagura, S.M., Kennedy, D., 2003. Physical activity and its relationship to physical performance in patients with end stage knee osteoarthritis. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 33, 12, 745-754.
- US DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES & CDC, 2001. Increasing physical activity. A report on recommendations of the task force on community preventive services. 50, 1-18.
- Winter, D.A., 2004. Biomechanics and motor control of human movement. 3rd, 1-344.
- Wu, G. et al., 2004. Spatial, temporal and muscle action patterns of Tai Chi gait. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 14, 3, 343-354.
- Yavuzer, G. et al., 2005. Effects of intra-articular hylan G-F 20 injections on clinical and biomechanical characteristics of the knee in osteoarthritis. *Int. J. Rehabil. Res.* 28, 4, 371-374.
- Zajac, F.E., Neptune, R.R., Kautz, S.A., 2003. Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait. Posture.* 17, 1, 1-17.

Table 1: Clinical and demographic variables of AS and OA groups

Variables	AS group (n=21)	OA group (n=21)	P
Age (years) - mean (SD)	71,38 (4,09)	71,43 (4,14)	0,970
Body mass (Kg) - mean (SD)	62,20 (11,80)	66,07 (10,79)	0,258
Height (m) - mean (SD)	1,57 (0,15)	1,54 (0,06)	0,318
BMI (Kg/m²) - mean (SD)	26,53 (4,84)	27,99 (4,13)	0,300
Radiographic classification			
Grade I	0	4	-
Grade II	0	7	-
Grade III	0	9	-
Grade IV	0	1	-

BMI= Body mass index

Table 2: Temporal and spatial variables of gait of AS and OA groups

Variables	AS group (n=21)	OA group (n=21)	<i>P</i>
	mean (SD)	mean (SD)	
Velocity (m/s)	0,976 (0,09)	0,758 (0,22)	0,017*
Cadence (strides/min)	56,25 (7,23)	49,42 (9,03)	0,009*
Stride length (m)	1,04 (0,08)	0,91 (0,21)	0,010*
Time of gait cycle (s)	1,08 (0,13)	1,27 (0,34)	0,012*

Table 3: Kinematic variables of gait of AS (n=21) and OA (n=21) groups

	Group	Mean	SD (°)	VC	P
Knee angle IC (°)	AS	4,70	4,37	92,98	0,053
	OA	7,81	5,65	72,42	
Peak Knee LR (°)	AS	14,47	4,11	28,40	0,766
	OA	14,01	4,89	34,92	
Peak Knee PS (°)	AS	35,02	7,99	22,81	0,602
	OA	33,68	8,38	24,87	
Peak Knee IS (°)	AS	61,27	4,23	6,90	0,003*
	OA	55,34	8,06	14,56	
Knee ROM LR (°)	AS	10,43	2,55	24,48	0,019*
	OA	6,80	3,29	48,32	
Knee ROM ST (°)	AS	30,42	7,54	24,77	0,046*
	OA	26,01	6,34	24,37	
Hip ROM ST (°)	AS	35,63	5,22	14,66	0,007*
	OA	30,47	6,50	21,34	
Ankle ROM ST (°)	AS	22,14	3,88	17,52	0,455
	OA	21,21	3,10	14,62	

* statistically significant

VC= variability coefficient; IC= initial contact; LR= loading response; PS= pre-swing; IS= initial swing; ST= stance

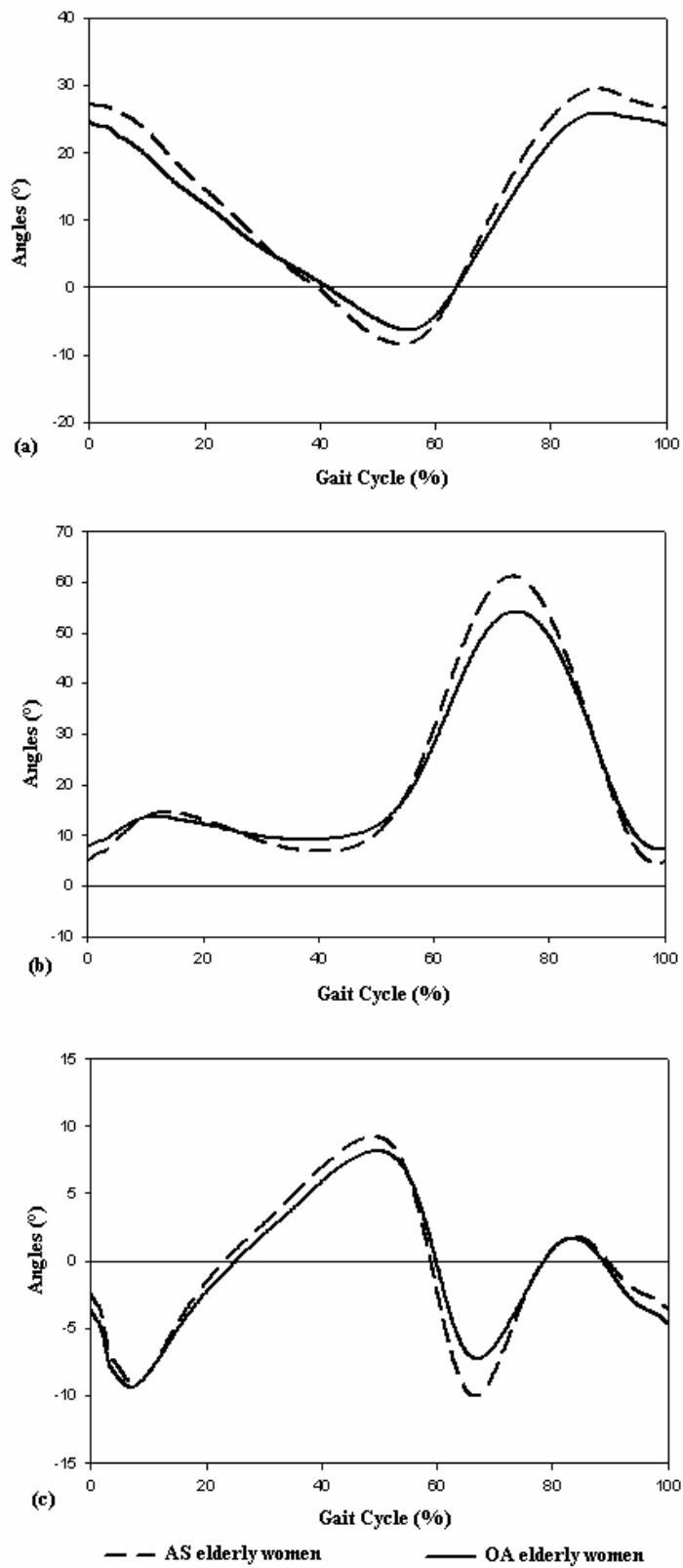


Fig 1: Hip (top), knee (middle) and ankle (bottom) flexion/extension angles during gait cycle of asymptomatic elderly women (dashed line) and elderly women with knee OA (dotted line)

4 – ARTIGO VERSÃO PORTUGUÊS

ANÁLISE DA CINEMÁTICA E DO PADRÃO DE ATIVAÇÃO MUSCULAR DURANTE A MARCHA DE IDOSAS ASSINTOMÁTICAS E COM OSTEOARTRITE DE JOELHOS

Arantes, P.M.M.¹; Dias, J.M.D.²; Kirkwood, R.N.²; Alencar, M. A.¹; Dias, R. C.².

¹ Fisioterapeuta, Msc, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil

² Fisioterapeuta, PhDs, Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil

Universidade Federal de Minas Gerais – Belo Horizonte, MG.

Correspondência para: Paula Maria Machado Arantes, Rua Ramalhete, 115/102, Anchieta.

CEP 30.310-310. Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil. Tel: (31)32254106.

E-mail: paulaarantes05@yahoo.com.br.

Palavras-chave: Idosas, osteoartrite de joelhos, marcha, cinemática, função muscular.

RESUMO

Introdução: A osteoartrite de joelhos é a principal causa de incapacidade em idosos. O entendimento das alterações da marcha de idosos com osteoartrite de joelhos é crítico para o delineamento de intervenções efetivas para prevenir a incapacidade devido a osteoartrite de joelhos. Este estudo foi conduzido para comparar a cinemática das articulações do joelho, quadril e tornozelo e os padrões de ativação muscular durante a marcha de idosos com osteoartrite (OA) de joelhos e idosos assintomáticos e investigar a associação entre a força do músculo quadríceps e a cinemática do joelho na fase de resposta à carga. **Método:** Participaram deste estudo 21 idosos com OA de joelhos ($71,43 \pm 4,14$ anos) e 21 idosos assintomáticos ($71,38 \pm 4,09$ anos). Um Sistema de Análise de Movimento foi utilizado para registrar a marcha usual das participantes. A intensidade e duração da ativação dos músculos vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnêmio e sóleo durante a marcha foram avaliadas por eletromiografia de superfície. O dinamometria isocinética foi utilizada para avaliar o trabalho pela massa corporal dos músculos quadríceps e isquiotibiais. O teste ANOVA foi utilizado para a comparação entre os grupos. As correlações foram calculadas pelo coeficiente de correlação de *Pearson*. Foi estabelecido nível de significância de $\alpha=0,05$. **Resultados:** As idosos com OA de joelhos apresentaram menor pico de flexão do joelho na fase de balanço inicial ($p=0,003$), menor amplitude de flexão da articulação do joelho na fase de resposta à carga ($p=0,019$) e no período de apoio ($p=0,046$) e menor amplitude de extensão do quadril durante o apoio ($p=0,007$). Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos no padrão de ativação muscular durante a marcha e na força dos músculos quadríceps e isquiotibiais. **Interpretação:** A marcha das idosos com OA de joelhos apresentou alterações cinemáticas nas articulações

do quadril e joelho. Além disto, não foi encontrada diferença significativa na função muscular entre os dois grupos, sugerindo que as alterações da marcha podem ocorrer mesmo na ausência de déficit de força.

INTRODUÇÃO

A osteoartrite (OA) é uma doença crônica de alta prevalência na população idosa, acometendo freqüentemente a articulação do joelho.(Martin, 1994) O importante papel que esta articulação exerce na função do membro inferior torna a OA de joelho uma doença debilitante, sendo a principal causa de incapacidade em idosos.(Slemenda et al., 1998) O entendimento de como a função é afetada pela doença é crítico para o delineamento de intervenções efetivas para prevenir a incapacidade gerada pela OA de joelhos.(McGibbon and Krebs, 2002) Neste sentido, o estudo da marcha torna-se especialmente relevante devido à grande importância desta atividade para a função dos indivíduos.

A marcha de indivíduos com OA de joelhos pode apresentar alterações em decorrência da dor e instabilidade articular e fraqueza do músculo quadríceps, característicos desta afecção.(Martin, 1994) Estas alterações incluem diminuição da velocidade(Al Zahrani and Bakheit, 2002; Manetta et al., 2002), do comprimento do passo(Al Zahrani and Bakheit, 2002; Manetta et al., 2002) e da cadência(Stauffer et al., 1977) e aumento do tempo da fase de apoio duplo e do tempo total da passada(Stauffer et al., 1977). Dentre os parâmetros cinemáticos, alterações como aumento do ângulo de flexão do joelho na fase de contato inicial(Baliunas et al., 2002) e diminuição do pico de flexão do joelho nas fases de resposta à carga(Al Zahrani and Bakheit, 2002; Fisher et al., 1997) e balanço inicial(Al Zahrani and Bakheit, 2002; Messier et al., 1992) estão descritas na literatura. No entanto, ainda há considerável divergência entre os estudos a respeito destas variáveis.(Baliunas et al., 2002; Manetta et al., 2002; McGibbon and Krebs, 2002; Mundermann et al., 2005; Stauffer et al., 1977) A elucidação destas alterações é necessária, uma vez que o joelho exerce uma função importante em cada uma dessas fases.(Perry, 1992)

Alguns autores sugerem que indivíduos com OA de joelhos apresentam um padrão típico de marcha denominado “marcha evitando o uso do quadríceps” (*quadriceps avoidance gait*). (Fisher et al., 1997; Messier et al., 1992) Uma das razões para a ocorrência deste mecanismo seria a fraqueza do músculo quadríceps. (Fisher et al., 1997) A estratégia seria diminuir o pico de flexão do joelho, reduzindo assim o momento externo flexor que está atuando nesta articulação, diminuindo a demanda sobre o músculo quadríceps e as forças compressivas na articulação. (Fisher et al., 1997) Entretanto, a maioria dos estudos que demonstraram esta alteração não avaliou a força do músculo quadríceps. Assim são necessários mais estudos que investiguem a associação entre estes fatores, pois a contração excêntrica do quadríceps nesta fase tem um importante papel na absorção de choque. (Perry, 1992)

Como a marcha é uma atividade na qual os movimentos das articulações ocorrem de forma sincronizada, é possível que alteração na cinemática do joelho esteja associada à alteração na cinemática do quadril e do tornozelo nestes indivíduos. Porém, poucos estudos têm investigado a cinemática destas articulações durante a marcha de indivíduos com OA de joelho e estes têm apresentado resultados contraditórios. Alterações como diminuição (Al Zahrani and Bakheit, 2002), aumento (McGibbon and Krebs, 2002) e ausência de diferença significativa (Mundermann et al., 2005) da ADM do quadril entre os indivíduos assintomáticos e com OA foram reportadas. Desta forma, são necessários mais estudos a respeito da cinemática do quadril e tornozelo na marcha de indivíduos com OA de joelho.

Para facilitar a interpretação das variáveis cinemáticas, é importante entender como os principais músculos dos membros inferiores se comportam durante a marcha. Além das alterações nos parâmetros cinemáticos, é possível que a marcha dos indivíduos com OA de joelho também apresente alterações na atividade muscular. Entretanto, há um número

limitado de estudos a respeito destes parâmetros em indivíduos com OA de joelho e os resultados ainda são inconsistentes.(Hortobagyi et al., 2005; Hubley-Kozey et al., 2005)

Uma possível explicação para a considerável divergência encontrada entre os estudos sobre a marcha de indivíduos com OA de joelhos é a falta de controle de algumas variáveis de confusão como idade(Stauffer et al., 1977), massa corporal(McGibbon and Krebs, 2002; Stauffer et al., 1977), sexo(McGibbon and Krebs, 2002; Stauffer et al., 1977), uso de dispositivo de auxílio à marcha(Stauffer et al., 1977), estar em tratamento fisioterápico (Al Zahrani and Bakheit, 2002; McGibbon and Krebs, 2002; Stauffer et al., 1977) e nível de atividade física (Baliunas et al., 2002; McGibbon and Krebs, 2002; Stauffer et al., 1977). Esta divergência demonstra a necessidade de experimentos com maior rigor metodológico. Só assim será possível investigar quais alterações da marcha podem ser realmente atribuídas à doença estudada.

A definição das alterações da marcha de idosas com OA de joelho é importante para a elucidação de fatores biomecânicos associados à doença. O estudo destes fatores contribuirá para o desenvolvimento de melhores condutas fisioterapêuticas para o tratamento da OA de joelho. Além disto, a compreensão dos fatores que contribuem para estas alterações, como a função muscular, é de fundamental relevância para o planejamento de intervenções terapêuticas, uma vez que podem ser influenciados por estas. Desta forma, os objetivos deste estudo foram comparar a cinemática das articulações do joelho, quadril e tornozelo e os padrões de ativação muscular durante a marcha de idosas com OA de joelhos e idosas assintomáticas e investigar a associação entre a força do músculo quadríceps e a cinemática do joelho na fase de resposta à carga.

METODOLOGIA

Participantes

Participaram deste estudo 21 idosas com diagnóstico de OA de joelhos (grupo OA) e 21 idosas sem o diagnóstico de OA e assintomáticas para esta doença (grupo AS). Para o cálculo do tamanho da amostra foi considerado um nível de significância estatística de 5% e um Poder de Teste de 80%.

As participantes foram recrutadas de grupos de convivência ou de listas de espera para tratamento fisioterápico em ambulatórios. Os critérios de inclusão comuns aos dois grupos foram: idade igual ou superior a 65 anos; ser sedentária segundo o critério do *Center for Disease Control/American College of Sports Medicine (CDC/ACSM)*(US DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES & CDC, 2001); não estar em tratamento fisioterapêutico para membros inferiores (MMII) há pelo menos seis meses; não ter caído nos últimos seis meses; deambular sem dispositivos mecânicos e não ter sofrido trauma ou intervenção cirúrgica no tornozelo, joelho e quadril.

Especificamente para o grupo OA, as idosas deveriam ter diagnóstico de osteoartrite bilateral de joelhos baseado nos critérios clínicos e radiográficos do *American College of Rheumatology*(Altman et al., 1986). A classificação radiográfica foi baseada nos critérios de Kellgren and Lawrence (1957).(Kellgren and LAWRENCE, 1957) As idosas do grupo controle tinham como critério de exclusão específico não ter história de dor ou outros sinais ou sintomas condizentes com OA em qualquer articulação dos membros inferiores. Foram excluídas do estudo aquelas voluntárias que apresentaram outro tipo de doença acometendo as articulações dos MMII, doença neurológica concomitante ou OA em outra articulação

além do joelho. Os dois grupos foram pareados quanto à idade e ao índice de massa corporal (IMC).

Procedimentos

Inicialmente as voluntárias foram submetidas a uma avaliação dos aspectos demográficos e clínicos. Em seguida, as participantes do grupo OA responderam às perguntas referentes à sub-escala de dor do questionário *Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC)*.(Ivanovith, 2002)

Apenas o membro mais acometido, considerado aquele de maior queixa, das idosas com OA foi avaliado. Para as voluntárias do grupo controle, foi avaliado o membro dominante, definido como o membro com o qual a idosa chutaria uma bola.(Aquino et al., 2002)

A atividade elétrica dos músculos vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnêmio e sóleo foi monitorada por eletromiografia de superfície. Após a limpeza da pele, os eletrodos de detecção ativos, de configuração bipolar, foram posicionados sobre o ventre destes músculos, identificados através da palpação durante uma contração isométrica resistida, seguindo a orientação das fibras musculares.(Cram and Kasman, 1998) Um eletrodo de referência ou terra foi posicionado sobre a tuberosidade da tíbia. Em seguida, dois *footswitches* foram fixados, um sob o calcâneo e o outro no antepé, sob a cabeça do primeiro metatarso, com o objetivo de determinar precisamente os instantes de contato e perda de contato do pé com o solo.

O Sistema de Análise do Movimento Qualysis – ProReflex MCU com quatro câmeras foi utilizado para a obtenção dos dados espaciais, temporais e cinemáticos da marcha. Marcas passivas refletoras de 19 mm de diâmetro foram colocadas na pele das participantes sobre proeminências ósseas localizadas na pélvis (ponto mais alto das cristas

ilíacas direita e esquerda), coxa (trocânter maior direito e esquerdo e epicôndilos lateral e medial do fêmur), perna (maléolos lateral e medial) e pé (calcâneo e cabeças do 1° e 5° metatarsos). Um cluster de acrílico em forma de L foi fixado na base do sacro, entre as espinhas ilíacas posteriores e dois clusters de forma retangular foram colocados lateralmente nos terços distais da coxa e da perna. O tipo de cluster usado e o posicionamento sobre o segmento estão de acordo com estudos que investigaram erros devido a movimento entre cluster e pele.(Cappozzo et al., 1995) Três refletores, de mesmo diâmetro (19mm), foram posicionados de forma não-colinear em cada um desses clusters (marcas de rastreamento).(Winter, 2004)

Antes de iniciar a coleta da marcha, foi obtida a posição de referência, com as voluntárias em posição ortostática, com os pés alinhados nos eixos “x e y”. Em seguida, as voluntárias foram instruídas a caminharem, descalças, em uma velocidade auto-selecionada e confortável,(Hubley-Kozey et al., 2005) com os membros superiores livres, ao longo de uma passarela de seis metros de comprimento por um metro de largura. Foi permitido um período de prática para as voluntárias se familiarizarem com os procedimentos, e assim, caminharem da maneira mais natural possível. Cada voluntária deambulou pelo menos 10 vezes toda a extensão da passarela. Foram excluídas as passadas que tiveram algum artefato. Foram desprezadas as passadas iniciais e finais.

A avaliação da função muscular dos extensores e flexores do joelho foi realizada no dinamômetro isocinético Biodex System 3 Pro e constou de cinco contrações concêntricas, na velocidade angular de 60°/s. Foram realizadas três repetições submáximas antes do teste para familiarização. A ADM total do teste foi 85°, a partir do ângulo de 90° de flexão do joelho. Durante a avaliação, as voluntárias foram estimuladas a mover a alavanca do

dinamômetro o mais rápido e com a maior força possível, produzindo assim um torque máximo.

Redução dos dados

As trajetórias dos marcadores foram interpoladas e filtradas com um filtro *low pass Butterworth* de quarta ordem com a frequência de corte de 6 HZ.(Winter, 2004) O software Visual 3D (C-Motion Inc., Rockville, MD, USA) foi utilizado para determinar as curvas de deslocamento angular no plano sagital normalizadas pelo ciclo da marcha das articulações do quadril, joelho e tornozelo. Para isto foi criado um modelo biomecânico, no qual os segmentos foram considerados corpos rígidos.(Cappozzo et al., 1996) Os ângulos formados pelos segmentos distal e proximal foram calculados utilizando a técnica de Euler.(Grood and Suntay, 1983) As variáveis cinemáticas investigadas foram os picos angulares do joelho nas fases de contato inicial, resposta à carga, pré-balanço e balanço inicial, a amplitude de movimento (ADM) de flexão desta articulação durante a fase de resposta à carga e apoio, a ADM de extensão do quadril e de flexão plantar do tornozelo durante o período de apoio. Os parâmetros espaciais e temporais investigados foram a velocidade de marcha, a cadência, o comprimento da passada e o tempo do ciclo da marcha.

O sinal eletromiográfico bruto foi filtrado com filtro *low pass* de 500 HZ e *high pass* de 10 HZ(1997) e retificado no *Software MatLab®*. Para a quantificação do sinal foram utilizada a variável amplitude média do sinal. Os grupos musculares analisados foram considerados ativos quando os seus sinais eletromiográficos foram iguais ou superiores a 5% do nível do pico de atividade registrado em cada passada.(Radin et al., 1991) Para permitir a comparação entre grupos, os sinais eletromiográficos foram

normalizados pela média dos picos de atividade eletromiográfica das passadas de cada volta.(Wu et al., 2004)

O trabalho dos músculos flexores e extensores do joelho, normalizado pela massa corporal (TMC), foi calculado no software do próprio dinamômetro. Esta variável representa a capacidade de um músculo gerar torque dentro de uma ADM e foi calculado como a área abaixo da curva de torque dividida pela massa corporal.

Os escores da sub-escala de dor do WOMAC foram calculados pela Escala *Likert*, na qual cada questão recebe um escore distribuído da seguinte forma: nenhuma = 0; leve = 25; moderada= 50; grave = 75; extrema = 100.(Ivanovith, 2002)

Análise estatística

A comparação das variáveis cinemáticas, eletromiográficas e de trabalho muscular entre grupos foi realizada pelo teste de análise de variância (ANOVA). A normalidade das variáveis foi testada pelos testes de *Shapiro-Wilk* e *Lilliefors* e a homocedasticidade pelos testes de *Cochran* e *Bartlett*. As variáveis ângulo do joelho no pré-balanço, velocidade normalizada, comprimento da passada, tempo do ciclo da marcha, tempo de apoio e de balanço não apresentaram homocedasticidade e por isso suas medidas sofreram uma transformação logarítima para que a análise de suas variâncias pudessem ser processadas. Como o número de observações em cada grupo foi diferente em algumas variáveis, foi realizado o método linear generalizado (*General Linear Model*) para estas variáveis. Para analisar a correlação entre as variáveis pico de flexão e ADM do joelho na fase de resposta à carga e TMC do quadríceps em cada um dos grupos foi utilizado o coeficiente de correlação de *Pearson*. O nível de significância foi estabelecido em $\alpha = 0,05$.

RESULTADOS

Características da amostra

Não foi encontrada diferença significativa em relação à idade ($p=0,970$) e ao IMC ($p=0,300$) dos dois grupos. As características clínicas e demográficas estão descritas na Tabela 1. O escore da sub-escala de dor do WOMAC variou de 10 a 100 no grupo OA ($40\pm 24,2$). Ao responder sobre a intensidade de dor que sentiam durante as atividades avaliadas por este questionário, apenas 33% das idosas apresentaram pontuação superior a 50, demonstrando que a maioria das idosas relataram dor leve ou moderada nestas atividades.

Variáveis temporais, espaciais e cinemáticas

Como mostra a Tabela 2, foram encontradas diferenças estatisticamente significativas em relação a todas as variáveis temporais e espaciais estudadas. As idosas do grupo OA deambularam com menor velocidade ($p= 0,017$), menor cadência ($p= 0,009$), menor comprimento da passada ($0,010$) e maior tempo do ciclo da marcha ($p= 0,012$), quando comparadas às idosas assintomáticas.

Em relação às variáveis cinemáticas, as idosas do grupo OA apresentaram menor pico de flexão do joelho na fase de balanço inicial ($p= 0,003$) e menor ADM de flexão do joelho na fase de resposta à carga ($p= 0,019$) e apoio ($p= 0,046$) quando comparadas às idosas assintomáticas. Além disso, as idosas com OA deambularam com uma ADM de extensão do quadril no período de apoio significativamente menor em relação às assintomáticas ($p= 0,008$). Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos em relação às variáveis ângulo do joelho no contato inicial, pico do joelho nas fases de resposta à carga e pré-balanço e ADM de flexão plantar do tornozelo no período de apoio (Figura 1 e Tabela 2).

Variáveis eletromiográficas

As idosas do grupo OA apresentaram amplitudes médias de ativação dos músculos vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnêmio e sóleo inferiores às do grupo assintomático (AS). Entretanto, as diferenças não foram estatisticamente significativas ($p > 0,05$).

Desempenho muscular

A média do TMC do quadríceps do grupo OA foi 106,9 Nm/kg, sem diferença estatística em relação à média 116,5 Nm/kg apresentada pelo grupo AS. Também não foi encontrada diferença entre a média do TMC dos isquiotibiais do grupo OA (53,2 Nm/kg) e do grupo AS (60,1 Nm/kg).

Correlações entre ADM e pico do joelho na fase de resposta à carga e o TMC do quadríceps

A ADM do joelho na fase de resposta à carga apresentou correlação moderada e estatisticamente significativa com o TMC do quadríceps ($r = 0,575$ e $p = 0,013$) no grupo OA de joelhos. Esta mesma correlação foi baixa e não significativa no grupo assintomático ($r = -0,113$ e $p = 0,627$). Não foi encontrada correlação significativa entre o pico do joelho na fase de resposta à carga e o TMC do quadríceps no grupo OA de joelhos ($r = 0,084$ e $p = 0,742$) e AS ($r = 0,259$ e $p = 0,258$).

DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo comparar a cinemática e o padrão de ativação dos principais músculos dos membros inferiores durante a marcha entre idosas com osteoartrite de joelhos e idosas assintomáticas. A restrição desta amostra em relação ao sexo e nível de atividade física foi realizada porque a literatura indica que estes parâmetros influenciam a marcha. (Lee et al., 1999) Desta forma, apesar de restringir a capacidade de generalização

do estudo, o controle destas variáveis aumenta a validade interna deste, uma vez que estas podem ser variáveis de confusão.

As idosas com OA de joelhos deambularam com menor velocidade, cadência e comprimento de passo e maior duração da passada, quando comparadas às idosas assintomáticas. As evidências na literatura corroboram este achado.(Bejek et al., 2005; Stauffer et al., 1977) A redução da velocidade da marcha é considerada um mecanismo de adaptação funcional adotado por indivíduos com OA de joelhos para reduzir a carga na articulação do joelho e facilitar a seleção da configuração das posições articulares que produzem menos desconforto durante a marcha.(Kim et al., 2004)

Como a cinemática da marcha varia de acordo com a velocidade,(Bejek et al., 2005) Messier *et al* (1992) sugeriram que a velocidade da marcha pode ser uma variável de confusão em estudos que comparam a marcha de indivíduos saudáveis e com OA de joelho.(Messier et al., 1992) Assim, alguns estudos têm determinado previamente a velocidade do indivíduo durante a avaliação, para que esta seja semelhante nos dois grupos.(Baliunas et al., 2002; Messier et al., 1992) Entretanto, no presente estudo optou-se por cada idosa caminhar em sua velocidade natural, para que os resultados fossem representativos da marcha usual destas. Além disto, determinar uma velocidade superior à que a idosa deambula naturalmente pode modificar a demanda da tarefa para cada grupo.

Os resultados deste estudo demonstraram que as idosas com OA de joelhos apresentam menor pico de flexão do joelho na fase de balanço inicial. Este resultado está de acordo com as evidências encontradas na literatura.(Al Zahrani and Bakheit, 2002; McGibbon and Krebs, 2002; Messier et al., 1992) Uma possível explicação para este achado pode estar relacionada à velocidade angular da articulação do joelho. Anderson *et al* (2004) demonstraram, através de uma simulação dinâmica tri-dimensional, que a

velocidade inicial de flexão do joelho é o fator que mais contribui para o pico de flexão desta articulação na fase de balanço.(Anderson et al., 2004) Este fator contribui com 30° para este ângulo, superando outros parâmetros cinemáticos e ações musculares. No presente estudo, a velocidade angular do joelho não foi avaliada. Entretanto, existe evidência de que os indivíduos com OA de joelhos apresentam menor velocidade angular desta articulação durante a marcha.(Messier et al., 1992) Desta forma, é provável que um dos fatores responsáveis pelo menor pico de flexão do joelho na fase de balanço encontrado neste estudo tenha sido uma menor velocidade angular do joelho durante a marcha.

Outro fator que pode ter contribuído para a diminuição do pico de flexão do joelho na fase de balanço é a presença de dor. É possível que as idosas com OA tenham diminuído o pico de flexão em função de minimizar a dor na articulação do joelho. Suportando esta hipótese, Györy *et al* (1976) encontraram correlação direta e significativa entre dor e amplitude máxima de flexão do joelho durante a marcha.(Gyory et al., 1976) Além disso, existem evidências de que a analgesia na articulação do joelho promovida por intervenções medicamentosas em pacientes com OA de joelhos esteja associada a aumento da flexão do joelho durante a marcha.(Yavuzer et al., 2005)

A diminuição do pico de flexão do joelho na fase de balanço pode trazer repercussões graves para a função das idosas com OA. A flexão do joelho nesta fase tem a importante função de liberar o pé do solo para permitir o avanço do membro.(Perry, 1992) Assim, a diminuição desta flexão, como foi encontrada no presente estudo, pode levar a uma dificuldade em transpor obstáculos(Pandya et al., 2005), e assim a um maior risco de quedas nos indivíduos com OA de joelho.(Pandya et al., 2005)

As idosas com OA de joelhos também andaram com menor excursão de flexão do joelho na fase de resposta à carga, quando comparadas às idosas assintomáticas. Os

achados de outros estudos corroboram este resultado.(Lewek et al., 2005; Manetta et al., 2002) Esta diminuição pode ser uma estratégia utilizada pelas idosas com OA para reduzir a dor devido à força compressiva na articulação do joelho durante a flexão, acentuada pela descarga de peso.(Stauffer et al., 1977)

Outro fator que pode ter influenciado na diminuição da ADM de flexão do joelho na fase de resposta à carga é a força do músculo quadríceps, pois houve uma correlação significativa e moderada entre o TMC do quadríceps e ADM de flexão do joelho na fase de resposta à carga, no grupo de idosas com OA de joelhos. Apesar de não podermos inferir nenhuma relação de causalidade, podemos concluir que idosas que apresentaram mais capacidade de produção de trabalho apresentaram também maior ADM de flexão do joelho nesta fase. Desta forma, apesar da diminuição da força apresentada pelas idosas com OA de joelhos não ter sido significativa, é possível que esta variável tenha influenciado o resultado, uma vez que a diminuição da ADM de flexão reduz a demanda do quadríceps. Corroborando esta hipótese, não foi encontrada correlação entre estas variáveis no grupo de idosas assintomáticas.

A redução da flexão do joelho na fase de resposta à carga tem aspectos negativos na marcha das idosas com OA de joelhos. Nesta fase, o quadríceps atua excentricamente para desacelerar a flexão promovida pela força de reação do solo (FRS) e prevenir o colapso da articulação,(Perry, 1992) desempenhando importante função de absorção de choque e protegendo as articulações dos efeitos deletérios do impacto do membro no solo.(Perry, 1992) Além disto, a energia dissipada pela contração excêntrica dos músculos uniarticulares do quadríceps (vastos) vai ser transferida para o tronco e utilizada para o seu suporte e progressão anterior.(Zajac et al., 2003) Desta forma, parece que este grupo muscular tem o papel de desacelerar a perna e acelerar o tronco na fase de resposta à

carga.(Zajac et al., 2003) Assim, considerando estes aspectos, a diminuição da ADM de flexão do joelho na fase de resposta à carga, encontrada no presente estudo, pode trazer conseqüências como aumento do impacto na articulação do joelho e demais articulações e diminuição da velocidade da marcha.

Apesar das idosas do grupo OA terem deambulado com menor excursão do joelho na fase de resposta à carga, o pico de flexão do joelho nesta fase foi semelhante nos dois grupos. Manetta *et al* (2002) encontraram resultado semelhante ao deste estudo e sugeriram que os indivíduos com OA conseguiram prevenir a “marcha evitando o uso do quadríceps” através da redução da velocidade.(Manetta et al., 2002) Isto é possível porque velocidade e FRS são linearmente associadas, sendo que os maiores valores da FRS são encontrados nas velocidades mais altas.(Powers et al., 1999) Desta forma, redução na velocidade, como foi encontrada no presente estudo, pode ter sido suficiente para reduzir a magnitude da FRS e conseqüentemente, o momento extensor produzido pelo quadríceps nesta fase, não sendo necessária a diminuição do pico de flexão do joelho.

Outra possível razão para que esta estratégia não tenha sido utilizada pelas idosas com OA de joelhos é o fato destas não apresentarem fraqueza do músculo quadríceps em relação às idosas assintomáticas, uma vez que este fator tem sido apontado como uma das causas para a “marcha evitando o uso do quadríceps”. Entretanto, a correlação entre trabalho produzido pelo quadríceps e pico de flexão do joelho na fase de resposta à carga não foi significativa, demonstrando que, para a amostra deste estudo, não houve associação entre estas variáveis.

Outra alteração da marcha das idosas com OA de joelhos deste estudo foi uma menor ADM de flexão do joelho na fase de apoio em relação às idosas assintomáticas. Não foi encontrado nenhum estudo que avaliou esta variável em uma população similar.

Novamente, a explicação para esta diminuição pode estar relacionada ao fato do aumento da flexão do joelho com descarga de peso produzir um aumento da força compressiva nesta articulação, gerando dor.(Stauffer et al., 1977) Desta forma, é possível que as idosas com OA tenham diminuído a amplitude de flexão durante a fase de apoio para minimizar a dor no joelho.

Uma das hipóteses deste estudo foi que a marcha de idosas com OA apresentaria alterações em outras articulações além do joelho. Suportando esta hipótese, foi encontrada uma menor ADM de extensão do quadril durante a fase de apoio da marcha das idosas com OA de joelho. Al-Zahani *et al* (2002) encontraram resultado semelhante ao deste estudo.(Al Zahani and Bakheit, 2002) Ao contrário, McGibbon *et al* (2002) e Messier *et al* (1992) demonstraram que os indivíduos com OA de joelhos deambularam com maior ADM de extensão do quadril no plano sagital.(McGibbon and Krebs, 2002; Messier et al., 1992) Estes autores sugeriram que este aumento da ADM de extensão do quadril seria uma estratégia para compensar a diminuição da ADM de flexão do joelho. Entretanto, nestes estudos, as amostras não eram compostas apenas por idosas e os dois grupos, OA e assintomático, deambularam com a mesma velocidade. Como está descrito na literatura, menor ADM do quadril no plano sagital está relacionada a um menor comprimento da passada e assim, a uma redução da velocidade(Bejek et al., 2005), é possível que as idosas do presente estudo não tenham aumentado a ADM de extensão do quadril como uma estratégia compensatória devido à menor velocidade da marcha apresentada por estas em relação às idosas assintomáticas. Assim, é possível que idosas não utilizem esta estratégia por dificuldade em aumentar a velocidade, sugerindo que há diferenças nas adaptações utilizadas por indivíduos com diferentes idades.(McGibbon and Krebs, 2002; Messier et al., 1992)

A diminuição da amplitude de extensão do quadril no período de apoio da marcha pode levar a um aumento compensatório do movimento pélvico.(Bejek et al., 2005) Como existe interação entre a cinemática destes segmentos e da coluna lombar, esta diminuição da ADM do quadril pode estar relacionada às freqüentes lombalgias relatadas pelos indivíduos com OA de joelhos.(Bejek et al., 2005)Além disto, a articulação do quadril neste período da marcha tem a função de transmissão de energia dos membros inferiores para o tronco e a diminuição de sua ADM pode comprometer esta função.(Zajac et al., 2003)

A diminuição da ADM do quadril durante a fase de apoio da marcha de idosas com OA de joelho encontrada no presente estudo indica que as alterações da marcha destas idosas não estão limitadas à articulação do joelho. Entretanto, não foi encontrada neste estudo, diferença significativa na ADM da articulação do tornozelo entre as idosas com OA de joelhos e assintomáticas, corroborando os achados da literatura.(Al Zahrani and Bakheit, 2002; Mundermann et al., 2005) Este resultado sugere que a cinemática do tornozelo não parece estar envolvida em alterações compensatórias na marcha das idosas com OA de joelho.

Neste estudo, as idosas com OA de joelhos não apresentaram diminuição significativa da força dos músculos quadríceps e isquiotibiais em relação às idosas assintomáticas. Este resultado é inesperado e não é compartilhado por outros estudos.(Hortobagyi et al., 2004; Slemenda et al., 1998) Uma possível explicação para este desacordo é o fato de ambos os grupos do presente estudo serem compostos por idosas com o mesmo nível de atividade física. Uma vez que o nível de atividade física interfere no desempenho muscular e que a OA é associada a baixo nível de atividade(Thomas et al., 2003), é importante que os grupos a serem comparados sejam similares em relação a esta variável. Entretanto, trabalhos que compararam a força desta musculatura em indivíduos

com e sem OA não controlaram esta possível variável de confusão.(Hortobagyi et al., 2004; Slemenda et al., 1998) Além disto, no presente estudo, as idosas dos dois grupos eram similares em relação à idade, sexo e índice de massa corporal, variáveis que também podem influenciar no desempenho muscular e que não foram controladas em alguns trabalhos que encontraram diferença de força.(Hortobagyi et al., 2004; Slemenda et al., 1998) Desta forma, a semelhança entre os grupos em relação a estas variáveis pode ser uma explicação para a ausência de déficit de força das idosas com OA de joelhos.

As idosas com OA de joelhos não apresentaram diferença significativa na intensidade da ativação dos músculos quadríceps, bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnêmio e sóleo durante a marcha, quando comparadas às idosas assintomáticas. Hortobagyi *et al* (2005) encontraram resultado semelhante ao investigar a intensidade da ativação dos músculos quadríceps e bíceps femoral durante a marcha.(Hortobagyi et al., 2005) É possível que as idosas assintomáticas e com OA não tenham apresentado padrões de ativação muscular diferentes durante a marcha devido à semelhança entre estas na capacidade de produção de força, uma vez que esta variável pode influenciar a atividade eletromiográfica.(Hubley-Kozey et al., 2005) Outro estudo encontrou diferença na intensidade da ativação(Hubley-Kozey et al., 2005). Entretanto, diferenças entre os estudos como idade e sexo da população estudada e métodos de normalização, filtragem e de definição do período de atividade muscular dificultam a comparações.

Os resultados deste estudo devem ser interpretados considerando-se algumas limitações. Uma destas é o fato das idosas assintomáticas do grupo controle não terem realizado as radiografias dos joelhos para confirmação da integridade articular. Entretanto, estas idosas relataram não sentir dor e rigidez nos joelhos e também não apresentavam crepitação nesta articulação, garantindo a ausência do diagnóstico clínico da OA de joelhos.

A avaliação da força muscular em contrações concêntricas também pode ser considerada uma limitação deste estudo, uma vez que durante a fase de resposta à carga da marcha o músculo quadríceps atua excentricamente. Entretanto, a realização do teste excêntrico oferece maior risco de lesão muscular e dolorimento após a avaliação.(Perrin, 1993) Assim, como a população deste estudo foi composta por idosas, e algumas já acometidas por uma doença articular, optou-se pela avaliação da musculatura em contrações concêntricas.

Concluindo, idosas com OA de joelhos apresentam alterações dos parâmetros espaciais, temporais e cinemáticos da marcha. Estas alterações não se restringem à articulação do joelho, afetando também a articulação do quadril. Acredita-se que algumas destas alterações ocorram em função de minimizar a dor na articulação acometida pela OA, suportando a afirmação de que o critério de otimização da marcha destes indivíduos é a dor. Apesar de minimizar a dor, não se sabe se estas estratégias são benéficas para estas idosas, uma vez que podem trazer consequências negativas para a função destas. Acredita-se também que algumas destas alterações, como a diminuição do pico de flexão do joelho na fase de balanço e da ADM da articulação do quadril, ocorrem em parte devido à diminuição da velocidade apresentada por estas idosas. Além disto, não foi encontrada diferença na função muscular entre os dois grupos, sugerindo que as alterações da marcha podem ocorrer mesmo na ausência de déficit de força.

O entendimento de como a função é afetada pela doença é crítico para o delineamento de intervenções efetivas para prevenir a incapacidade devido a OA de joelhos em idosas.(McGibbon and Krebs, 2002) Os resultados deste estudo sugerem que programas fisioterápicos para idosas com OA de joelhos devem focar também a reabilitação da marcha destas idosas, uma vez que esta apresenta alterações que podem aumentar o impacto nas articulações e, assim, o ritmo de progressão da doença, podem colocar estas idosas em

maior risco de quedas e ainda levar a compensações acometendo outras articulações. Neste aspecto, ainda são necessários estudos para esclarecer os efeitos de um programa de reabilitação nos parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha de idosas com OA de joelhos. Além disto, seria interessante que futuros estudos avaliassem e comparassem a marcha em grupos em diferentes estágios da doença.

Referências

1997. Standards for Reporting EMG Data. *J Electromyogr. Kinesiol.* 7, I-II.
- Al Zahrani, K.S. , Bakheit, A.M., 2002. A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disabil. Rehabil* 24, 5, 275-280.
- Altman, R. et al., 1986. Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. Diagnostic and Therapeutic Criteria Committee of the American Rheumatism Association. *Arthritis Rheum.* 29, 8, 1039-1049.
- Anderson, F.C. et al., 2004. Contributions of muscle forces and toe-off kinematics to peak knee flexion during the swing phase of normal gait: an induced position analysis. *J. Biomech.* 37, 5, 731-737.
- Aquino, M.A. et al., 2002. Isokinetic Assessment of Knee Flexor/Extensor Muscular Strength in Elderly women. *57, 4, 131-134.*
- Baliunas, A.J. et al., 2002. Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis. Cartilage.* 10, 7, 573-579.
- Bejek, Z. et al., 2005. The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee. Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 1-11.
- Cappozzo, A. et al., 1995. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin. Biomech. (Bristol. , Avon.)* 10, 4, 171-178.
- Cappozzo, A. et al., 1996. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin. Biomech. (Bristol. , Avon.)* 11, 2, 90-100.
- Cram, J.R. , Kasman, G.S., 1998. *Introduction to Surface Electromyography.*
- Fisher, N.M. et al., 1997. Muscle function and gait in patients with knee osteoarthritis before and after muscle rehabilitation. *Disabil. Rehabil.* 19, 2, 47-55.
- Grood, E.S. , Suntay, W.J., 1983. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J. Biomech. Eng* 105, 2, 136-144.
- Gyory, A.N., Chao, E.Y., Stauffer, R.N., 1976. Functional evaluation of normal and pathologic knees during gait. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 57, 12, 571-577.
- Hortobagyi, T. et al., 2004. Aberrations in the control of quadriceps muscle force in patients with knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 51, 4, 562-569.

- Hortobagyi, T. et al., 2005. Altered hamstring-quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. *Clin Biomech. (Bristol. , Avon.)* 20, 1, 97-104.
- Hubley-Kozey, C.L. et al., 2005. Neuromuscular alterations during walking in persons with moderate knee osteoarthritis. *J. Electromyogr. Kinesiol.*
- Ivanovith, M.F., 2002. Tradução e validação do questionário de qualidade de vida específico para osteoartrose WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) para a língua portuguesa. 1-87.
- Kellgren, J.H. , LAWRENCE, J.S., 1957. Radiological assessment of osteo-arthrosis. *Ann. Rheum. Dis.* 16, 4, 494-502.
- Kim, W.Y. et al., 2004. A new biomechanical model for the functional assessment of knee osteoarthritis. *Knee.* 11, 3, 225-231.
- Lee, T.H. et al., 1999. Gait analysis before and after unilateral total knee arthroplasty. Study using a linear regression model of normal controls -- women without arthropathy. *J. Orthop. Sci.* 4, 1, 13-21.
- Lewek, M.D. et al., 2005. Stride-to-stride variability of knee motion in patients with knee osteoarthritis. *Gait Posture.*
- Manetta, J. et al., 2002. Comparison of hip and knee muscle moments in subjects with and without knee pain. *Gait Posture.* 16, 3, 249-254.
- Martin, D.F., 1994. Pathomechanics of knee osteoarthritis. *Med. Sci. Sports Exerc.* 26, 12, 1429-1434.
- McGibbon, C.A. , Krebs, D.E., 2002. Compensatory gait mechanics in patients with unilateral knee arthritis. *J Rheumatol.* 29, 11, 2410-2419.
- Messier, S.P. et al., 1992. Osteoarthritis of the knee: effects on gait, strength, and flexibility. *73*, 1, 29-36.
- Mundermann, A., Dyrby, C.O., Andriacchi, T.P., 2005. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: increased load at the ankle, knee, and hip during walking. *Arthritis Rheum.* 52, 9, 2835-2844.
- Pandya, N.K. et al., 2005. Osteoarthritis of the knees increases the propensity to trip on an obstacle. *Clin. Orthop. Relat Res.* 431, 150-156.
- Perrin, D.H., 1993. *Isokinetic Exercise and Assessment.*
- Perry, J., 1992. *Knee.* 1, 5, 89-108.

- Powers, C.M. et al., 1999. The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon.)* 14, 10, 722-728.
- Radin, E.L. et al., 1991. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *J. Orthop. Res.* 9, 3, 398-405.
- Slemenda, C. et al., 1998. Reduced quadriceps strength relative to body weight: a risk factor for knee osteoarthritis in women? *Arthritis Rheum.* 41, 11, 1951-1959.
- Stauffer, R.N., Chao, E.Y.S., Györy, A.N., 1977. Biomechanical Gait Analysis of the Diseased Knee Joint. 126, 246-255.
- Thomas, S.G., Pagura, S.M., Kennedy, D., 2003. Physical activity and its relationship to physical performance in patients with end stage knee osteoarthritis. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 33, 12, 745-754.
- US DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES & CDC, 2001. Increasing physical activity. A report on recommendations of the task force on community preventive services. 50, 1-18.
- Winter, D.A., 2004. *Biomechanics and motor control of human movement*. 3rd, 1-344.
- Wu, G. et al., 2004. Spatial, temporal and muscle action patterns of Tai Chi gait. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 14, 3, 343-354.
- Yavuzer, G. et al., 2005. Effects of intra-articular hylan G-F 20 injections on clinical and biomechanical characteristics of the knee in osteoarthritis. *Int. J. Rehabil. Res.* 28, 4, 371-374.
- Zajac, F.E., Neptune, R.R., Kautz, S.A., 2003. Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait. Posture.* 17, 1, 1-17.

Tabela 1: Variáveis clínicas e demográficas dos grupos AS e OA

Variáveis		Grupo AS (n=21)	Grupo AO (n=21)	p
Idade (anos) (X ± DP)		71,38 ± 4,09	71,43 ± 4,14	0,970
Peso (Kg) (X ± DP)		62,20 ± 11,80	66,07 ± 10,79	0,258
Estatura (m) (X ± DP)		1,57 ± 0,15	1,54 ± 0,06	0,318
IMC (Kg/m²) (X ± DP)		26,53 ± 4,84	27,99 ± 4,13	0,300
Classificação radiográfica	Grau I	0	4	-
	Grau II	0	7	-
	Grau III	0	9	-
	Grau IV	0	1	-

Tabela 2: Variáveis temporais, espaciais da marcha dos grupos AS e OA

Variáveis	Grupo AS (n=21)	Grupo OA (n=21)	p
Velocidade (m/s) (X ± DP)	0,976 ± 0,09	0,758 ± 0,22	0,017*
Cadência (passadas/min) (X ± DP)	56,25 ± 7,23	49,42 ± 9,03	0,009*
Comprimento da passada (m) (X ± DP)	1,04 ± 0,08	0,91 ± 0,21	0,010*
Tempo do ciclo da marcha (s) (X ± DP)	1,08 ± 0,13	1,27 ± 0,34	0,012*

Tabela 3: Variáveis cinemáticas da marcha dos grupos AS (n=21) e OA (n=21)

	Grupo	Média	DP (°)	CV	P
Ângulo joelho CI (°)	AS	4,70	4,37	92,98	0,053
	AO	7,81	5,65	72,42	
Pico joelho RC (°)	AS	14,47	4,11	28,40	0,766
	AO	14,01	4,89	34,92	
Pico joelho PB (°)	AS	35,02	7,99	22,81	0,602
	AO	33,68	8,38	24,87	
Pico joelho BI (°)	AS	61,27	4,23	6,90	0,003*
	AO	55,34	8,06	14,56	
ADM joelho RC (°)	AS	10,43	2,55	24,48	0,019*
	AO	6,80	3,29	48,32	
ADM joelho AP (°)	AS	30,42	7,54	24,77	0,046*
	AO	26,01	6,34	24,37	
ADM Quadril AP (°)	AS	35,63	5,22	14,66	0,007*
	AO	30,47	6,50	21,34	
ADM tornozelo AP (°)	AS	22,14	3,88	17,52	0,455
	AO	21,21	3,10	14,62	

* estatisticamente significativo

CI= contato inicial; RC= resposta à carga; PB= pré-balanço; BI= balanço inicial; AP= apoio

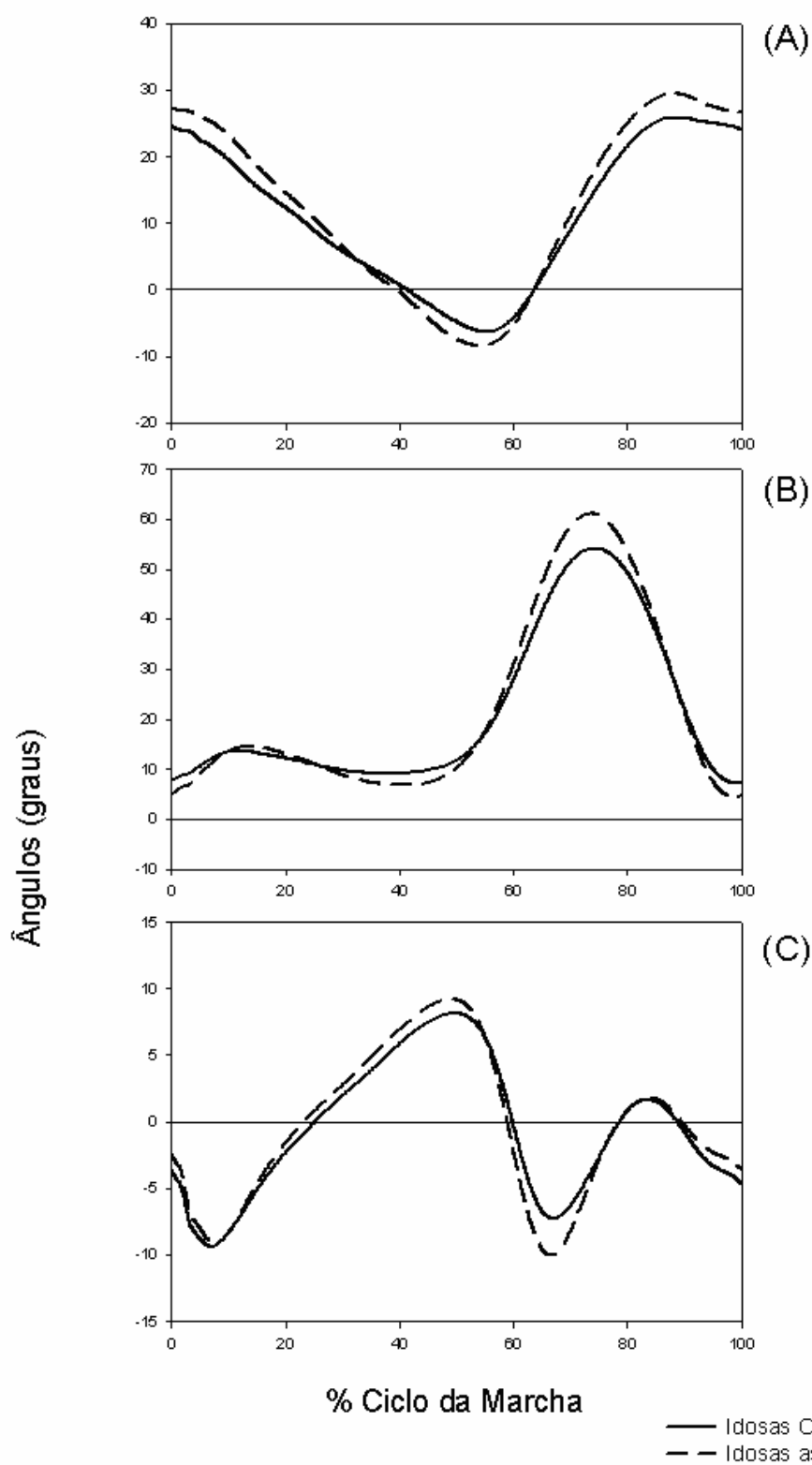


Figura 1: Ângulos das articulações do quadril (A), joelho (B) e tornozelo (C) no plano sagital durante o ciclo da marcha de idosas com OA e assintomáticas.

APÊNDICES

APÊNDICE A: Termo de consentimento

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO AOS VOLUNTÁRIOS

Análise Cinemática da Marcha de Idosas com Osteoartrite de Joelhos

RESPONSÁVEIS:

Pesquisador: Paula Maria Machado Arantes

Orientador: Prof. Dr. João Marcos Domingues Dias

INSTITUIÇÃO:

Universidade Federal de Minas Gerais

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Departamento de Fisioterapia

ENDEREÇO:

Departamento de Fisioterapia

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Avenida Antônio Carlos 6627, Pampulha, CEP 31.270-901, Belo Horizonte, MG.

Campus Pampulha Fone: 3499 – 4783 Fax: 3499 – 4781

Comitê de Ética em Pesquisa: 3499-4562

O objetivo desta pesquisa é investigar as alterações cinemáticas da marcha de idosas portadoras de osteoartrite (OA) de joelho. Para tanto, serão avaliadas voluntárias que têm o diagnóstico médico de OA de joelho e idosas sem diagnóstico de OA de joelhos e sem história de dor prolongada nesta articulação, que estão vivendo na comunidade. Fui informada de que, inicialmente, serei submetida a uma avaliação inicial na qual serão coletados dados como peso, altura e nível de escolaridade. Em seguida responderei a um questionário, com o auxílio do examinador, sobre a dor que sinto nos meus joelhos. Então, serei submetida a uma avaliação da minha marcha, que será realizada na velocidade que seja mais confortável para mim. Para tal terei que vestir um short e andar descalça. **Simultaneamente a esta análise de marcha será realizado o registro da atividade elétrica dos músculos ao redor do joelho e tornozelo durante o caminhar, utilizando um equipamento de eletromiografia. Para realização desta etapa será realizada limpeza da pele com algodão embebido em álcool para eliminar oleosidade e facilitar a colocação de eletrodos. Os eletrodos serão colocados na minha perna dominante ou mais sintomática, superficialmente sobre a pele, com uma fita adesiva de dupla-face. Cada eletrodo será fixado na pele com um esparadrapo anti-alérgico. Para identificar os momentos em que meu calcanhar toca o chão enquanto caminho, serão fixados dois eletrodos na sola do meu pé, sendo um no calcanhar e o outro próximo ao dedão. Após estes procedimentos, a fita**

adesiva, o esparadrapo e os eletrodos serão cuidadosamente retirados da minha pele, com algodão e álcool. Por último, serei submetida a um teste em um aparelho para determinar a força dos músculos do joelho. Caso eu não deseje mais participar do estudo, terei a liberdade de me retirar, sem que sobre mim recaia nenhuma penalização. Fui esclarecida de que os riscos de minha participação são mínimos e que poderei sentir algum desconforto nos testes, mas que tendem a desaparecer com o tempo. **Também fui informada que, dependendo da sensibilidade de minha pele, ela poderá apresentar algum sinal de vermelhidão logo após a limpeza com álcool e que os eletrodos serão colocados superficialmente na pele, não machucando e nem apresentando nenhum risco de choque ou queimadura.** Se, no entanto, houver prejuízo à minha saúde comprovadamente causado pelos procedimentos a que serei submetida neste estudo, serei encaminhada a tratamento médico adequado sem nenhum custo. Fui informada de que não receberei qualquer tipo de compensação financeira em função da minha participação neste estudo e que, no entanto, quaisquer outros gastos adicionais serão absorvidos pela pesquisa e são de responsabilidade dos pesquisadores. Os benefícios que terei com tais procedimentos incluem uma avaliação detalhada de minhas condições funcionais e físicas que podem servir para o encaminhamento, após o término deste estudo, a um tratamento fisioterapêutico individualizado conforme minhas necessidades. Eu li e entendi as informações precedentes. Além disso, todas as dúvidas que me ocorrerem, e isto pode acontecer a qualquer momento e em qualquer fase da pesquisa, serão esclarecidas prontamente pela equipe responsável. Sei que estou participando de uma pesquisa e fui também informada que os resultados da mesma são confidenciais e que as informações obtidas durante as avaliações serão mantidas em sigilo e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem minha expressa autorização por escrito. Além disso, essas informações não serão utilizadas de forma individual, mas apenas para caracterizar um grupo de pessoas através de uma avaliação estatística dos resultados e poderão ser utilizadas em atividades de ensino e/ou pesquisa.

Assim, eu _____ abaixo assinado, concordo em participar, de livre e espontânea vontade deste estudo.

Belo Horizonte, ____ de _____ de 20__.

Assinatura do paciente ou responsável

Testemunha

Responsáveis:

Paula Arantes
Pesquisador

Prof. João Marcos Dias
Orientador

APÊNDICE B: Ficha de Avaliação Inicial**FICHA DE AVALIAÇÃO INICIAL**

Data: ____/____/____

N° de identificação:

1- DADOS DE IDENTIFICAÇÃO

Nome: _____

Endereço: _____

Telefone: _____ Estado civil: _____

Data de nascimento: ____/____/____ Idade: _____

2- ASPECTOS CLÍNICOS*Massa corporal:* _____ *Estatura:* _____ *IMC:* _____

Membro inferior dominante: ()D ()E

Presença de edema nos membros inferiores: D _____ E _____

Dados de saúde atuais:

- Histórias de cirurgia : S() N() _____
- AVC, desmaios, convulsões: S() N() _____
- Alterações neurológicas: S() N() _____
- Alterações cardíacas: S() N() _____
- Alterações circulatórias: S() N() _____
- Alterações ortopédicas: S() N() _____
- Doenças reumáticas, fraturas: S() N() _____
- Lombalgia, cervicalgia : S() N() _____
- Dor no quadril, joelho ou tornozelo: S() N() _____
- Alterações musculares: S() N() _____
- Diabetes: S() N() _____

ANEXOS

ANEXO A: Aprovação do Comitê de Ética

Universidade Federal de Minas Gerais
Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG - COEP

Parecer nº. ETIC 005/05

Interessado: Prof. João Marcos Domingues Dias
Depto. de Fisioterapia/EEFFTO

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP, aprovou no dia 13 de Abril de 2005, depois de atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado « **Análise cinemática da marcha em idosas com osteoartrite de joelhos** » bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do referido projeto.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.


Profa. Dra. Maria Elena de Lima Perez Garcia
Presidente do COEP/UFMG

Av. Presidente Antônio Carlos, 6627, Píloto da Reitoria - 7ª andar sala: 7018 - 31.270-901 - BH - MG
(31) 3499-4592 - FAX: (31) 3499-4027 - coep@cpqg.ufmg.br

ANEXO B: Normas de publicação**Clinical Biomechanics****Guide for Authors****Aims**

Clinical Biomechanics aims to strengthen the link between clinic and laboratory by publishing biomechanics research which helps to explain the causes of musculoskeletal disorders and provides knowledge contributing to improved management.

Scope

Clinical Biomechanics explores all facets of musculoskeletal biomechanics with an emphasis on clinical management. The role of basic and medical science is recognized in a clinical context. The readership of the journal closely reflects its contents, being a balance of scientists, engineers and clinicians.

Instructions to authors

Contributions falling into the following categories will be considered for publication and are accepted on the understanding that they have not been published previously, nor are under consideration for publication in any other journal.

Papers - scientific reports within the scope of the journal. To ensure minimal publication delays, authors are asked to restrict the length; typically around 4000 words with no more than six figures or tables.

Brief Reports - limited to around 2000 words with minimal figures or tables.

Review Papers - authoritative, well referenced reviews of a relevant subject.

Correspondence - letters relating to matters published in the journal are encouraged.

Authors are invited to submit to the journal online via the "Author Gateway" link on the journal's home page www.elsevier.com/locate/clinbiomech. You will be guided through the creation and uploading of the various files. Please read

carefully the Guide to Online submission on the Author Gateway page. Once the uploading is done, the system automatically generates an electronic (PDF) proof, which is then used for reviewing. All correspondence, including notification of the Editor's decision and requests for revisions, will be by e-mail.

Typescripts on paper may only be submitted by prior agreement with the Editor: Prof Kim Burton, Clinical Biomechanics, 30 Queen Street, Huddersfield HD1 2SP, UK Tel: +44(0)1484 535200; fax: +44(0)1484 435744; e-mail: kim@spineresearch.org.uk]

Submissions that do not comply with this guidance will be returned without review.

When submitting a paper you are expecting a number of colleagues to review your work. As a matter of courtesy you should ensure your manuscript is neatly presented as well as complying with the journal's requirements. Manuscripts that are poorly presented or do not follow all these guidance notes will be returned without review.

- * English language; double spaced; single sided; page-numbered

- * A title page including name(s) of author(s), qualifications, institute and correspondence addresses should be provided.

- * When compiling the author list for a manuscript, please list only those members of the team who have made a significant contribution to the work. Team members who acted in an advisory capacity or were not involved in most stages of the work should be listed as 'Contributors' at the end. To assist the Editor in accepting a list of more than five authors, a statement detailing the part played by each author must be included in the cover letter.

The difficulties facing authors whose native language is not English is appreciated. Nevertheless, it is the authors' responsibility to ensure correct use of English (through a scientific translator or similar). It is also the responsibility of the author to check the manuscript carefully for errors prior to submission.

- * An accompanying cover letter should include: (a) information on any duplicate publication elsewhere of any part of the work;(b) a statement of any

commercial relationships which may lead to a conflict of interests; (c) a statement that the typescript has been read and agreed by all authors; (d) name, address and e-mail of the corresponding author.

* The Abstract should start on a new page, and must be in structured format. The following section headings (in italics) should each start a new line: Background, Methods, Findings, Interpretation. Please give an idea of the effect size of the results of hypothesis tests rather than simply quoting the statistical significance. The interpretation paragraph should explain how the findings add to understanding of the topic and outline the clinical implications. Abbreviations are strictly limited to universally accepted terms. References are not permitted. The abstract should not exceed 250 words in total. Keywords should be added for indexing.

* The text should be divided into appropriate headings, e.g. Introduction, Methods, Results, Discussion, Conclusions. Subheadings may also be used, and review papers may use other formats. The technical basis of new experiments should be fully detailed; previously used methods should also be described briefly, together with reference to previous publications. Statistical methods should be detailed where appropriate.

* Ensure all acronyms/abbreviations are defined at first use: keep to a minimum. For products ensure the source details are complete (company, city, country) [All US addresses must include USA].

* Authors must suggest two or more referees although the choice is left to the Editors. Please supply the address and e-mail address. Papers will be reviewed by at least two referees and their comments will be made known to the corresponding author.

References: Must follow the Harvard style and should be listed alphabetically at the end of the text.

Text: All citations in the text should be referenced:

1. Single author - the author's name (without initials unless there is ambiguity) and the year of publication;

2. Two authors - both authors' names and the year of publication;
3. Three or more authors - first author's name followed by 'et al.' and the year of publication.

In-text citation styles: Citations may be made directly (or parenthically). Groups of references should be listed first alphabetically, then chronologically. Multiple citations to a single point are generally not required and can impact on readability: if unavoidable, they must come at the end of a sentence.

Reference list: Starting on a new page in these styles:

Journal articles:

Van der Greer, J., Hanraads, J.A.J., Lupton, R.A., 2000. The art of writing a scientific article. *J. Sci. Commun.* 163, 51-59.

Books:

Strunk Jr., W., White E.B., 1979. *The elements of style*, third ed. Macmillan, New York

Chapter in an edited book:

Mettam, G.R., Adams L.B., 1999. How to prepare an electronic version of your article, in: Jones, B.S., Smith R.Z., (Eds.), *Introduction to the Electronic Age*, E-publishing Inc., New York, pp. 281-304.

References should be restricted to those that are retrievable through normal library sources. References to conference proceedings, internal reports and theses are only appropriate when they have been published and readily can be retrieved. Otherwise the reference should be in-text as (Author name, year, personal communication).

Tables: Must be typed on separate sheets, numbered as Table 1, Table 2 etc., each with its fully explanatory title above the table with footnotes (if any)

beneath. Vertical rules and shading should be avoided. Conserve space; single column tables are preferred over double column.

Figures: The final reproduction will be either single or double column; single column is preferred: please scale your originals accordingly. Ensure legibility of all components, and avoid excessive 'white space'. All figures to be referred to as Figure 1, Figure 2 etc. Legends to figures to be listed together on a separate page.

If, together with your accepted article, you submit usable colour figures then Elsevier will ensure, at no additional charge, that these figures will appear in colour on the web (e.g., ScienceDirect and other sites) regardless of whether or not these illustrations are reproduced in colour in the printed version. For colour reproduction in print, you will receive information regarding the costs from Elsevier after receipt of your accepted article.

Figures and Tables (preferably limited to 6 in total for the print version) must be constructed and labelled in such a way that they may be understood without reference to the text.

Scientific measurements: Avoid the symbol both in tables and text - use for example 'mean xx (SD yy)'. Ensure statistical abbreviations are in correct case and style (e.g., capital italic for P). Use n for number. SI units must be used. Conventions for abbreviations can be found in Units, Symbols and Abbreviations (available from the Royal Society of Medicine, www.rsmppress.co.uk). Confidence intervals are preferred over just P values; their use is described in Statistics with Confidence (BMJ Books, 2000).

Preparation of Supplementary Data

Elsevier accepts electronic supplementary material. Supplementary files offer the author possibilities to publish supporting applications, movies, animation sequences, high-resolution images, background datasets, sound clips and more. Supplementary files supplied will be published online alongside the electronic version of your article in Elsevier web products, including ScienceDirect: www.sciencedirect.com. In order to ensure that your submitted material is directly usable, please ensure that data is provided in one of our recommended file formats. Authors should submit the material in electronic format together with the

article and supply a concise and descriptive caption for each file. In order to allow peer review, it is essential that any supplementary material is included with your submission and/or revision. It is important within your manuscript to point to the supplementary material on the website, in much the same way as you would point to a normal figure. For more detailed instructions please visit our Author Gateway at <http://authors.elsevier.com> . Please upload supplementary files together with your initial submission of your manuscript via the electronic system.

Proofs:

Proofs will be sent to the corresponding author by PDF wherever possible and should be returned within 48 hours of receipt, preferably by email. Corrections should be restricted to typesetting errors; any other amendments made may be charged to the author. Any queries should be answered in full. It is important to ensure that all of your corrections are returned to us in one all-inclusive email or fax. Subsequent additional corrections will not be possible, so please ensure that your first communication is complete. Should you choose to mail your corrections, please return them to: Log-in Department, Elsevier, Stover Court, Bampfylde Street, Exeter EX1 2AH, UK.

Copyright Guidelines

All authors must sign a 'Transfer of Copyright' agreement or, where authors work for an organization that does not permit such assignment, a standard licence agreement, before an article can be published. This transfer agreement enables Elsevier Ltd., to protect the copyright material for the authors, but does not relinquish the authors' proprietary rights. The copyright transfer covers the exclusive rights to reproduce and distribute the article, including reprints, photographic reproductions, microfilm or the right to adapt the article for use in conjunction with computer systems and programs, including reproduction or publication in machine-readable form and incorporation in retrieval systems. All submitted manuscripts should be accompanied by a letter of submission signed by all contributing authors.

If excerpts (for example figures) from copyrighted works are included, the authors are responsible for obtaining written permission from the copyright holders prior to submitting the final version of the paper. Full credit must be given to such sources.

US NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH (NIH) VOLUNTARY POSTING ("PUBLIC ACCESS") POLICY

Elsevier facilitates author response to the NIH voluntary posting request (referred to as the NIH "Public Access Policy", see <http://www.nih.gov/about/publicaccess/index.htm> by posting the peer-reviewed author's manuscript directly to PubMed Central on request from the author, 12 months after formal publication. Upon notification from Elsevier of acceptance, we will ask you to confirm via e-mail (by e-mailing us at NIHauthorrequest@elsevier.com) that your work has received NIH funding and that you intend to respond to the NIH policy request, along with your NIH award number to facilitate processing. Upon such confirmation, Elsevier will submit to PubMed Central on your behalf a version of your manuscript that will include peer-review comments, for posting 12 months after formal publication. This will ensure that you will have responded fully to the NIH request policy. There will be no need for you to post your manuscript directly with PubMed Central, and any such posting is prohibited.

ANEXO C: Questionário WOMAC

ÍNDICE WOMAC PARA OSTEOARTROSE

ANONIMATO E CONFIDENCIALIDADE

Toda informação que você fornecer será considerada estritamente confidencial e será apresentada apenas como estatística do grupo de indivíduos. Nenhum dado que identifique um indivíduo com uma resposta específica ou genérica será apresentado.

Se você tem alguma pergunta ou comentários sobre esta pesquisa, por favor, sinta-se a vontade para escrever ou telefonar : _____.

INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES

Nas seções A, B e C as perguntas serão feitas da seguinte forma e você deverá respondê-las colocando um "X" em um dos quadrados.

NOTA:

1. Se você colocar o "X" no quadrado da extrema esquerda, ou seja:

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Então você está indicando que você não tem dor.

2. Se você colocar o "X" no quadrado da extrema direita, ex.:

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Então você está indicando que sua dor é muito intensa.

3. Por favor observe:

- a. Que quanto mais à direita você colocar o "X", maior a dor que você está sentindo.
- b. Que quanto mais à esquerda você colocar o "X", menor a dor que você está sentindo.
- c. Favor não coloque o "X" fora dos quadrados.

Você será solicitado a indicar neste tipo de escala a intensidade de dor, rigidez ou incapacidade que você está sentindo. Por favor lembre que quanto mais à direita você colocar o "X", você está indicando que está sentindo maior dor, rigidez ou incapacidade.

SEÇÃO A

INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES

As perguntas a seguir se referem a 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 (Por favor, marque suas respostas com um "X").

Pergunta: Qual a intensidade da sua dor?

1-Caminhando em um lugar plano.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

2- Subindo ou descendo escadas.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

3- A noite deitado na cama.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

4-Sentando-se ou deitando-se.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

5. Ficando em pé.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

SEÇÃO B
INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES

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 (Por favor, marque suas respostas com um “X”).

1. Qual é a intensidade de sua rigidez logo após acordar de manhã?

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

2. Qual é a intensidade de sua rigidez após se sentar, se deitar ou repousar no decorrer do dia?

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

SEÇÃO C

INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES

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 (Por favor, marque suas respostas com um "X").

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

1 - Descer escadas.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

2- Subir escadas.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

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

OBRIGADO POR COMPLETAR ESTE QUESTIONÁRIO