

**Claudio Marcos Bedran de Magalhães**

**ESTRATÉGIAS DE REDUÇÃO DO MOMENTO  
DE FORÇA EXTERNO ADUTOR DO JOELHO  
DE INDIVÍDUOS COM OSTEOARTRITE**

**Belo Horizonte  
2010**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**Claudio Marcos Bedran de Magalhães**

**ESTRATÉGIAS DE REDUÇÃO DO MOMENTO  
DE FORÇA EXTERNO ADUTOR DO JOELHO  
DE INDIVÍDUOS COM OSTEOARTRITE**

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

Área de concentração: Desempenho Motor e Funcional Humano.

Orientadora: Prof<sup>a</sup> Renata Noce Kirkwood, Ph.D.

**Belo Horizonte  
Universidade Federal de Minas Gerais  
2010**

M188 Magalhães, Cláudio Marcos Bedran de  
e Estratégias de redução do momento de força externo adutor do joelho  
2010 de indivíduos com osteoartrite. [manuscrito] /Cláudio Marcos Bedran de  
Magalhães. – 2010.  
73 f., enc.

Orientadora: Renata Noce Kirkwood

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais,  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.  
Bibliografia: f. 55-60

1. Marcha - Teses. 2. Joelhos - Teses. 3. Cinemática - Teses.  
4. Cinética - Teses. 5. Osteoartrite - Teses. I. Kirkwood, Renta Noce. II.  
Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física,  
Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 154.943

**Ficha catalográfica elaborada pela equipe de bibliotecários da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.**

## Ata da sessão de argüição e defesa da dissertação



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL  
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO  
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL  
E-MAIL: [mesreab@ceffto.ufmg.br](mailto:mesreab@ceffto.ufmg.br) SITE: [www.ceffto.ufmg.br/mreab](http://www.ceffto.ufmg.br/mreab)  
Fone/fax: 31- 3409.4781

ATA DE NÚMERO 133 (CENTO E TRINTA E TRES) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE DISSERTAÇÃO APRESENTADA PELO CANDIDATO **CLÁUDIO MARCOS BEDRAN MAGALHÃES** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.-----

Aos 26 (vinte e seis) dia do mês de fevereiro do ano de dois mil e dez, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão de pública para apresentação e defesa da dissertação **“ESTRATÉGIAS DE REDUÇÃO DO MOMENTO DE FORÇA EXTERNO ADUTOR DO JOELHO DE INDIVÍDUOS COM OSTEOARTRITE”** de **CLÁUDIO MARCOS BEDRAN DE MAGALHÃES**. A Comissão Examinadora foi constituída pelos seguintes professores doutores: Renata Noce Kirkwood, Paula Lanna Pereira da Silva e Elyonara Mello de Figueiredo sob a presidência da primeira. Os trabalhos iniciaram-se às 14 horas com apresentação oral da candidata, seguida de argüição dos membros da Comissão Examinadora. Após avaliação, os examinadores consideraram o candidato *aprovado e apto a receber o título de Mestre após a entrega da versão definitiva da dissertação*. Nada mais havendo a tratar, eu, Marilane Soares, secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 26 de fevereiro de 2010.-----

Professora Dra. Renata Noce Kirkwood *Renata Noce Kirkwood*

Professora Dra. Paula Lanna Pereira da Silva *Paula Lanna P. da S.*

Professora Dra. Elyonara Mello de Figueiredo *Elyonara Mello de Figueiredo*

Marilane Soares *Marilane Soares*

Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

## Parecer da banca examinadora



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL  
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO  
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL  
E-MAIL: [mesreab@effto.ufmg.br](mailto:mesreab@effto.ufmg.br) SITE: [www.eeffto.ufmg.br/mreab](http://www.eeffto.ufmg.br/mreab)  
Fone: 31- 3409.4781

### PARECER

Considerando que a dissertação de mestrado de **CLÁUDIO MARCOS BEDRAN MAGALHÃES** intitulada “**ESTRATÉGIAS DE REDUÇÃO DO MOMENTO DE FORÇA EXTERIOR ADUTOR DO JOELHO DE INDIVÍDUOS COM OSTEOARTRITE**” defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível mestrado, cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a defesa de dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Profa.Dra. Renata Noce Kirkwood *Renata Noce Kirkwood* *Aprovado*

Profa. Dra. Paula Lanna Pereira da Silva *Paula Lanna Pereira da Silva* *Aprovado*

Profa. Dra. Elyonara Mello de Figueiredo *Elyonara Mello de Figueiredo* *Aprovado*

Belo Horizonte, 26 de fevereiro de 2010.

*mmillo*

Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG

Profª. Dra. Raquel Rodrigues Brito  
Coordenadora do Colegiado de Pós-Graduação em  
Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG

Dedico ao meu filho Gabriel, que nasceu poucos dias após a minha aprovação no mestrado.

À minha esposa Cíntia, pela confiança, amor e por me dar tranquilidade durante a realização do mestrado.

Aos meus pais, por me ajudarem nos momentos difíceis.

## **AGRADECIMENTOS**

À minha amiga e orientadora Prof<sup>a</sup> Renata Noce Kirkwood, pela confiança, apoio nos momentos difíceis da minha vida, tranqüilidade e sabedoria com que me guiou na realização deste estudo. Além de ser minha referência profissional, tornou-se uma grande amiga. Muito obrigado pela oportunidade!

Aos professores do Departamento de Fisioterapia, especialmente aos professores Sérgio Teixeira da Fonseca, Rosana Ferreira Sampaio, João Marcos Dias e Marisa Mancini. O pouco tempo de convivência foi o suficiente para o meu crescimento científico.

Às alunas da graduação, Ana e Maria Clarice, e da pós graduação, Renan e Tiago, por imensa ajuda nas coletas e no recrutamento dos participantes deste estudo.

Aos fisioterapeutas do Grupo Santa Casa de Misericórdia por me ajudarem no recrutamento dos participantes deste estudo.

Às fisioterapeutas Paula Arantes e Karina Simone, pela contribuição no recrutamento dos participantes deste estudo.

Ao ortopedista e amigo Leonardo Pelucci, por grande ajuda nos pedidos dos exames de radiografia.

A todos os participantes deste estudo, pela inestimável ajuda e disponibilidade.



À minha querida mãe, exemplo de luta. Obrigado mãe, pelo seu imenso carinho e amor com todos nós.

Ao meu pai, exemplo de honestidade. Obrigado pai por me guiar no conhecimento da vida e pela confiança.

Aos meus irmãos e cunhados, pela amizade e cumplicidade.

Aos meus sogros, por me receberem de braços abertos e pela grande torcida.

À minha esposa Cíntia e meu filho Gabriel, pela tolerância com minhas ausências e por me fazerem mais guerreiro durante esta difícil tarefa de ser pai, marido, trabalhador e estudante. Vocês são os grandes amores da minha vida e toda a razão da minha batalha na vida. Obrigado!

E a Deus, por colocar todas essas pessoas maravilhosas na minha vida e por guiar o meu caminho!

Se os sonhos são pequenos, nossas possibilidades de sucesso serão limitadas. Desistir dos sonhos é abrir mão da felicidade, porque quem não persegue seus objetivos está condenado a fracassar.

Augusto Cury

## RESUMO

A Osteoartrite (OA) é uma doença crônico-degenerativa de etiologia multifatorial que acomete principalmente articulações que absorvem descarga de peso como o compartimento medial do joelho. O momento de força externo adutor do joelho é o parâmetro cinético que correlaciona com a carga no compartimento medial do joelho. A diminuição da velocidade da marcha, a inclinação do tronco para o membro que está na fase de apoio, o aumento do momento de força interno abductor do quadril e do ângulo de *toe out* são estratégias para redução do momento de força externo adutor durante a marcha, conseqüentemente diminui dor e retarda a progressão da doença. O objetivo deste estudo foi comparar as estratégias redutoras do momento de força externo adutor do joelho e os parâmetros espaço-temporais da marcha entre indivíduos com OA medial leve a moderada de joelho e assintomáticos. A análise de componentes principais (ACP) foi realizada nas variáveis temporais da marcha para reduzir o volume de dados e facilitar a interpretação. O teste *t-Student* e exato de Mann-Whitney foram utilizados para comparar os parâmetros espaço-temporais da marcha e os escores da análise de componentes entre grupos. A análise discriminante com modelo stepwise foi conduzida para determinar quais estratégias têm maior poder de discriminação entre os grupos. Participaram deste estudo 40 mulheres com OA leve e moderada de joelho ( $69,4 \pm 8,08$  anos) e 40 assintomáticas ( $70,1 \pm 8,03$  anos). Os dados cinemáticos e cinéticos durante a marcha foram coletados com o sistema de análise de movimento *Qualisys Pro-reflex* associado a duas plataformas de força. Para o cálculo do momento de força foi aplicada a dinâmica inversa e do deslocamento angular, a seqüência Cardan. A velocidade da marcha e o comprimento da passada

foram significativamente menores no grupo OA ( $p = 0,000$ ) e o tempo de duração da fase de apoio e oscilação significativamente maiores no grupo OA ( $p < 0,001$ ). Foram encontradas diferenças significativas nos escores da componente principal 1 (CP1) do ângulo de inclinação lateral do tronco, na CP2 do momento de força interno abductor do quadril e na CP2 do ângulo de *toe out*. O modelo discriminante incluiu as variáveis CP2 do momento de força interno abductor do quadril e a velocidade da marcha como as variáveis mais importantes na discriminação entre os grupos, com 70% (56/80) das observações classificadas corretamente pelo método da validação cruzada. Os resultados mostraram que no grupo OA houve um aumento do momento de força interno abductor do quadril no final do apoio médio e da fase de apoio terminal. Ou seja, nessa fase de impulsão os indivíduos com OA medial de joelho passam a utilizar a estratégia da força, para diminuir a dor devido à carga articular e ao mesmo tempo poderem gerar momentum para o deslocamento anterior do corpo. Portanto, o fortalecimento da musculatura abductora do quadril é uma intervenção que pode prevenir a progressão da OA de joelho e evitar compensações.

## ABSTRACT

Osteoarthritis (OA) is a chronic degenerative disease with multifactorial etiology that affects primarily weight bearing joints like the medial compartment of the knee. The external adductor moment of the knee is a kinetic parameter that correlates with the load on the medial compartment of the knee. Decrease in gait velocity, increased trunk inclination to the side of the support limb, increase in the internal abductor moment of force of the hip and increase in the *toe out* angle are strategies used to reduce the external adductor moment of force of the knee during gait, with the objective to reduce pain and delaying disease progression. The objectives of this study were to compare the strategies that are used to reduce the external adductor moment of the knee and the spatial and temporal parameters during gait between a group of individuals with mild and moderate knee OA and a group of asymptomatic individuals. Principal component analysis was applied to the temporal gait waveforms to reduce the amount of data and to assist interpretation. Student *t-test* and Mann-Whitney exact test were performed to compare the spatial and temporal parameters of gait and the principal components scores between groups. Discriminant analysis with a stepwise model was conducted to determine which strategies could best discriminate the groups. Forty women with mild and moderate knee OA ( $69.4 \pm 8.08$  years) and 40 asymptomatic ( $70.1 \pm 8.03$  years) participated in the study. Kinematics and kinetics data during gait were obtained using the *Qualisys Pro-reflex* gait analysis system coupled with two force plates. Inverse dynamics was applied to calculate moment of force and the Cardan sequence to obtain the angular displacement. Gait velocity and stride length were significantly smaller in the OA group ( $p = .000$ ) and duration of stance and swing phases were significantly higher in

the OA group ( $p < .001$ ). Significant differences were found in the scores of the principal component 1 (PC1) of the trunk inclination angle, PC2 of the internal abductor moment of force of the hip and PC2 of the *toe out* angle. The discriminate model included PC2 of the internal abductor moment of the hip and gait velocity as the most important discriminatory variables between groups, with 70% (56/80) of the observations correctly classified by the cross validation method. The results showed an increase in the internal abductor moment of force of the hip at the end of the stance phase and during terminal stance in the OA group. Then, during push off the individuals started to use the force strategy, to reduce pain due to the joint load and at the same time to generate momentum to move the body forward. Therefore, strengthening of the hip abductor muscles is an intervention that could prevent OA progression of the knee and avoid gait compensations.

## SUMÁRIO

<b><i>CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO</i></b> .....	<b>14</b>
<b>1.1 Revisão da literatura</b> .....	<b>14</b>
<b>1.2 Justificativa</b> .....	<b>22</b>
<b>1.3- Objetivos do estudo</b> .....	<b>23</b>
1.3.1 Objetivo Geral.....	23
1.3.2 Objetivos Específicos.....	23
<b>1.4 Hipóteses</b> .....	<b>24</b>
<b><i>CAPITULO 2 – MATERIAIS E MÉTODOS</i></b> .....	<b>24</b>
<b>2.1 Desenho do estudo</b> .....	<b>24</b>
<b>2.2 Amostra</b> .....	<b>24</b>
<b>2.3 Instrumentação</b> .....	<b>25</b>
2.3.1 Dados cinemáticos e cinéticos da marcha .....	25
2.3.2 Western Ontário and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC).....	28
<b>2.4 Procedimentos</b> .....	<b>29</b>
<b>2.5 Redução e análise dos dados</b> .....	<b>31</b>
<b>2.6 Teste de confiabilidade</b> .....	<b>33</b>
<b>2.7 Análise estatística</b> .....	<b>34</b>
<b><i>CAPÍTULO 3 RESULTADOS</i></b> .....	<b>36</b>
<b><i>CAPÍTULO 4 DISCUSSÃO</i></b> .....	<b>47</b>
<b><i>CAPÍTULO 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS</i></b> .....	<b>56</b>
<b><i>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</i></b> .....	<b>58</b>
<b><i>APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido</i></b> .....	<b>64</b>
<b><i>APÊNDICE B – Ficha de Avaliação</i></b> .....	<b>66</b>
<b><i>ANEXO A – Mini-exame do estado mental</i></b> .....	<b>68</b>
<b><i>ANEXO B – Questionário WOMAC para Osteoartrite</i></b> .....	<b>69</b>
<b><i>ANEXO C – Parecer do COEP</i></b> .....	<b>74</b>

## **CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO**

### ***1.1 Revisão da literatura***

Com a queda da natalidade, o Brasil está passando por um processo de envelhecimento de sua população (1). Estimativas apontam que em 2050 a população brasileira será semelhante à atual estrutura etária dos países desenvolvidos, com 19,8% de indivíduos com 65 anos ou mais de idade (1). Este panorama acarretará numa maior demanda por serviços e gastos com a saúde. Portanto, é imprescindível o investimento em estudos relacionados às doenças crônico-degenerativas que acompanham o processo de envelhecimento da população. Dentre estas doenças, a osteoartrite (OA) é a mais prevalente forma de artrite e a maior causa de incapacidade em indivíduos com 65 anos ou mais de idade (2, 3, 4). Resultados apontam que 17% dos homens e 29,6% das mulheres numa população de idosos apresentam esta doença (2).

A OA tem etiologia multifatorial, com inter-relação entre fatores sistêmicos e locais (5). Os fatores sistêmicos incluem a etnicidade, aumento da idade, sexo e condição hormonal, fatores genéticos, densidade óssea e fatores nutricionais. Os fatores locais resultam em cargas mecânicas anormais nas articulações afetadas, destacando a obesidade, alteração da mecânica articular (frouxidão ligamentar, desalinhamento e fraqueza muscular), déficit proprioceptivo, história de lesão articular, fatores ocupacionais e efeitos de atividades física e esportiva (5, 6, 7, 8). A mudança patológica primária inclui a fibrilação e perda da cartilagem articular, acompanhada pelo aumento de espessura e remodelamento do osso subcondral (5).



Dentre as articulações do membro inferior, o joelho é a mais afetada (9), sendo a incidência em mulheres acima de 50 anos mais comum (6, 9). A prevalência da OA na articulação do joelho aumenta com a idade (10). Sendo que, estudos em países desenvolvidos (2, 10) e emergentes (11) apontam que a prevalência da OA sintomática de joelho é evidenciada pela radiografia em idosos varia de 5,6% a 8,7% em homens e 11,4% a 15,4% em mulheres. No Brasil, não existem dados precisos sobre esta prevalência.

Os critérios clínicos para o diagnóstico da OA incluem dor, idade superior a 50 anos, rigidez matinal (duração inferior a 30 minutos) ou crepitação à movimentação ativa (12). Os critérios do grau de gravidade da OA de joelho proposto por Kellgren e Lawrence em 1957 são extensivamente usados nos dias de hoje e incluem: grau 0 = nenhum osteófito (ausência de mudanças radiográficas), 1 = possível osteófito (incerteza na alteração radiográfica), 2 = definido osteófito e possível redução do espaço articular (OA leve), 3 = múltiplos osteófitos e definida redução do espaço articular, esclerose e possível deformidade do contorno ósseo (OA moderada), e 4 = largos osteófitos, esclerose grave, deformidade definida do contorno ósseo e redução significativa do espaço articular (OA grave) (13).

O local mais comumente afetado pela OA de joelho é o compartimento tibiofemoral medial (14). Esta susceptibilidade pode ser explicada por uma maior distribuição da carga corporal, entre 60 a 80%, no compartimento medial do que no lateral principalmente durante a marcha (15, 16). Chang *et al.* (2004) (16) demonstraram que o excesso de cargas no compartimento medial durante a marcha aumentam em 4 vezes a probabilidade da progressão da OA do joelho no período de 18 meses.

Estudos vêm demonstrando diferenças significativas na marcha de indivíduos com e sem OA de joelho. As alterações cinemáticas, espaciais e temporais incluem: diminuição da velocidade (17, 18, 19, 20), do comprimento do passo e cadência (21, 22, 23), maior tempo da fase de duplo apoio (23, 24) e diminuição da amplitude de movimento (ADM) do joelho e quadril no plano sagital (17, 18, 25). Estas alterações, entretanto, são dependentes do grau de gravidade da OA. Recentemente, Thorp *et al.*, (2006) (20) demonstraram uma correlação positiva ( $r = 0,302$ ,  $p < 0,01$ ) entre o grau de gravidade da OA e a duração da fase de apoio e uma correlação negativa com a velocidade da marcha ( $r = - 0,341$ ,  $p < 0,01$ ). Similarmente, Astephen *et al.* (2008) (26) demonstraram que indivíduos com OA de joelho tendem a diminuir a velocidade da marcha e o ângulo de flexão do joelho com o avanço da doença. Os autores atribuem estas mudanças como respostas compensatórias durante a marcha na tentativa de estabilizar a articulação do joelho e conseqüentemente diminuir a dor.

O aumento das cargas mecânicas articulares sobre o compartimento medial da articulação do joelho é considerado um fator importante no desenvolvimento e subsequente progressão da OA medial de joelho (27, 28). Estudos quantificando as cargas articulares em indivíduos com OA de joelho têm recebido atenção nos últimos anos (3, 16, 26, 28).

A distribuição de carga no compartimento tibiofemoral medial do joelho pode ser estimado pelo cálculo do momento de força externo adutor do joelho durante a marcha (14, 29). Zhao *et al.* (2007) (30) demonstraram uma alta correlação entre o momento de força externo adutor do joelho e a força de contato articular no compartimento medial do joelho durante a marcha ( $R^2 = 0,77$ ). O momento de força é decorrente das variáveis cinemáticas, da força de reação do solo (FRS) e das

propriedades inerciais dos segmentos corporais (31). É calculado por meio da dinâmica inversa e como as variáveis conhecidas são forças externas, denomina-se momento de força externo. Aplicando a terceira Lei de Newton, o momento de força externo é equilibrado por um momento de força interno, de igual magnitude, porém em direção oposta e gerado pelos músculos, ossos e tecidos moles (22). Por exemplo, o momento de força externo adutor do quadril é equilibrado pelo momento de força interno abductor do quadril, sugerindo que indivíduos com aumento do momento de força externo adutor do quadril têm força suficiente nos músculos abdutores do quadril (29). Portanto, um aumento no momento de força externo adutor do joelho significa aumento de carga no compartimento medial da articulação (19, 20, 22, 24, 32). Miyazaki *et al.* (2002) (27) observaram que o aumento do momento de força externo adutor do joelho é um fator de risco na progressão da OA medial do joelho, no qual o acréscimo de 1% deste parâmetro cinético aumenta 6,46 vezes o risco da progressão da doença.

A redução do momento de força externo adutor do joelho é uma estratégia que tem como objetivo diminuir a dor e prevenir a progressão da doença (4, 14, 33, 34). Especificamente, o aumento do ângulo de progressão do pé (*toe out*) (4, 34, 35), a inclinação lateral do tronco para o membro que está na fase de apoio (3, 33), o aumento da atividade eletromiográfica do músculo bíceps femoral (36) e a redução da velocidade da marcha (37) são estratégias utilizadas por indivíduos com OA medial do joelho para redução do momento de força externo adutor do joelho durante a marcha.

Durante a marcha, o vetor da FRS tem ponto de aplicação no centro de pressão na planta do pé e segue em direção ao centro de massa do corpo (33). O comprimento do braço de alavanca da FRS com relação ao centro de rotação da

articulação do joelho no plano frontal é diretamente proporcional à magnitude do momento de força externo adutor do joelho (38). Mudanças nas posições do centro de pressão no pé ou no centro de massa do corpo durante a marcha alteram o comprimento do braço de alavanca da FRS. Portanto, a rotação externa do pé durante a marcha, caracteriza um aumento do ângulo de progressão do pé, deslocando lateralmente o centro de pressão e reduzindo o comprimento do braço de alavanca da FRS, ou seja, a distância da FRS ao centro de rotação da articulação do joelho. Conseqüentemente ocorre diminuição do momento de força externo adutor do joelho (4, 34).

No estudo de Chang *et al.* (2007) (4) foi encontrada uma correlação negativa entre o aumento do ângulo de progressão do pé e a diminuição do momento de força externo adutor de joelho em indivíduos com OA medial de joelho durante a fase de apoio terminal da marcha. Além do mais, foi demonstrado que o aumento do ângulo de progressão do pé está associado com a redução da probabilidade de progressão da OA medial de joelho num período de 18 meses. Similarmente, Lynn e Costigan (2008) (35) observaram que o aumento do ângulo de progressão do pé proporciona a redução da atividade eletromiográfica dos músculos isquiotibiais mediais e o aumento da atividade no músculo bíceps femoral. Estas alterações no controle neuromuscular produzem um momento de força interno abductor no joelho, o qual minimiza as altas cargas no compartimento medial que é freqüentemente encontrada em indivíduos com OA medial (19, 22, 24, 32, 36).

Rutherford *et al.* (2008) (34) compararam o ângulo de progressão do pé entre indivíduos assintomáticos (n = 50) e com OA medial de joelho grau leve, moderado (n = 46) e grave (n = 44) durante a marcha. Nenhuma diferença significativa no ângulo de progressão do pé entre os grupos foi encontrada. Entretanto, uma forte

associação entre o ângulo de progressão do pé e a redução do momento de força externo adutor do joelho durante o apoio terminal nos grupos de indivíduos com OA leve, moderado e assintomáticos foi encontrada. Resultados similares foram encontrados por Hunt *et al.* (2008) (33) em estudo com 114 indivíduos com OA medial do joelho, onde a inclinação do tronco para o membro que está na fase de apoio foi a variável que mais explicou a variação do momento de força externo adutor do joelho.

Outra estratégia adotada por indivíduos com OA medial do joelho durante a marcha é a inclinação lateral do tronco para o membro acometido durante a fase de apoio (3, 33). Esta inclinação do tronco reduz o momento de força externo adutor do joelho ao deslocar lateralmente o centro de massa do corpo, diminuindo o braço de alavanca do vetor da FRS com relação ao centro de rotação do joelho. Mündermann *et al.* (2008) (39) analisaram a relação do momento de força externo adutor do joelho durante a marcha com o movimento normal do tronco e a simulação do aumento da inclinação do tronco para o membro que estava na fase de apoio de 19 indivíduos saudáveis. Os resultados mostraram que o aumento do ângulo de inclinação do tronco acarretou em média uma redução de 65% do momento de força externo adutor do joelho. Contudo, no estudo de Tanaka *et al.* (2008) (3) não houve diferença significativa no ângulo de inclinação do tronco entre indivíduos assintomáticos e com OA medial do joelho. Este resultado pode ser justificado pelas limitações deste estudo, como citado pelos autores. Por exemplo, o número pequeno de indivíduos estudados (grupo OA 12 indivíduos, e 5 no grupo controle).

Alterações na velocidade da marcha têm sido associadas com a biomecânica dos membros inferiores em indivíduos com OA de joelho e assintomáticos (40, 41). Zenir e Higginson (2009) (42) demonstraram a importância da velocidade da marcha

ao analisar parâmetros que são dependentes da magnitude da FRS e aceleração dos segmentos corporais em indivíduos com OA medial do joelho e assintomáticos. Os indivíduos assintomáticos, com OA moderada e grave do joelho foram avaliados nas velocidades auto-selecionada, controlada (1 m/s) e a mais rápida velocidade tolerada. A velocidade mais rápida foi determinada como a velocidade mais rápida a qual os indivíduos sentiam-se confortáveis e ainda capazes de manter o período de duplo apoio. Os resultados mostraram que a magnitude dos momentos de força do tornozelo e joelho, o deslocamento angular no plano sagital do quadril, frontal do joelho e o pico vertical e ântero-posterior da FRS são velocidade dependentes. Os indivíduos assintomáticos e com OA moderada apresentaram aumento significativo em todas as variáveis estudadas na velocidade mais rápida comparada à velocidade auto-selecionada. Entretanto, no grupo OA grave não foi observado esta diferença. Quando a velocidade foi controlada (1 m/s) não houve diferença entre os grupos nas variáveis estudadas. Os autores concluíram que a velocidade da marcha é um fator contribuinte para diferenças nos parâmetros da marcha entre indivíduos com e sem OA de joelho.

A FRS é o produto da massa corporal vezes a aceleração do movimento, portanto o aumento da aceleração do centro de massa do corpo resulta em maior magnitude da FRS, e conseqüentemente maior momento de força. A redução da velocidade da marcha tem sido considerada uma estratégia usada por indivíduos com OA medial do joelho com o objetivo de diminuir a dor e carga articular (20, 37, 43). Mündermann *et al.* (2004) (37) reportaram uma correlação linear entre o pico do momento de força externo adutor do joelho e a velocidade da marcha, sugerindo que indivíduos com OA leve e moderada do compartimento medial do joelho são capazes de diminuir o momento de força externo adutor do joelho reduzindo a

velocidade da marcha. Resultados similares foram reportados por Thorp *et al.* (2006) (20) e Deluzio & Astephen (2007) (43).

Outra estratégia utilizada para prevenir a progressão da OA medial de joelho é o aumento do momento de força interno abdutor do quadril (14, 29). Os músculos abdutores do quadril durante a fase de apoio da marcha e oscilação do membro oposto, são responsáveis por evitar a queda brusca da pelve oposta, garantindo assim um deslocamento suave do centro de gravidade (44). Fraqueza ou diminuição do momento de força gerado pelos músculos abdutores do quadril em apoio pode levar a uma queda da pelve contra-lateral. O resultado seria um deslocamento do centro de gravidade (CdG) do corpo em direção ao membro que está na fase de oscilação, resultando num aumento do braço de alavanca da FRS com relação ao centro de rotação da articulação do joelho, e conseqüentemente, aumento do momento de força externo adutor do joelho do membro que está na fase de apoio. Em indivíduos com OA medial do joelho esta alteração mecânica pode resultar em dor e na progressão da doença (14).

Chang *et al.* (2005) (14) demonstraram a importância do momento de força interno abdutor do quadril num estudo longitudinal conduzido com 57 indivíduos com OA medial do joelho. A redução do espaço articular medial da articulação do joelho foi a variável usada para determinar a progressão da OA 18 meses depois da primeira coleta. Os resultados demonstraram que os indivíduos que possuíam maiores picos do momento de força interno abdutor do quadril apresentaram menor probabilidade de progressão da doença (*Odds Ratio* = 0,48; Intervalo de Confiança = 0,16 – 0,81). Os autores concluíram que o aumento do momento de força interno abdutor durante a marcha reduz a carga articular sobre o compartimento medial do

joelho, resultando na proteção contra a progressão da OA. Resultados de outros estudos suportam esses achados (29, 41, 45)

Portanto, analisar as possíveis estratégias que reduzem o momento de força externo adutor do joelho durante a marcha em indivíduos com OA medial do joelho acarretará num melhor entendimento das alterações mecânicas que podem influenciar ou mesmo retardar a doença (46). Os estudos (3, 34, 41) comparam apenas uma possível estratégia entre indivíduos com OA medial do joelho de gravidade variada e assintomáticos. Algumas estratégias compensatórias utilizadas por indivíduos com OA de joelho produzem desfechos semelhantes, dificultando o controle para uma única estratégia. Então, um estudo comparando a inclinação do tronco, momento de força interno abductor do quadril, ângulo de progressão do pé, velocidade da marcha, entre indivíduos assintomáticos, com OA medial leve e moderada do joelho é necessário com o objetivo de melhor esclarecimento sobre as estratégias utilizadas por indivíduos com OA. É válido ressaltar que, demonstrar qual estratégia que mais discrimina os grupos poderá ajudar na compreensão dos fatores que podem influenciar o processo da doença e no desenvolvimento de estratégias de intervenção.

## **1.2 Justificativa**

O processo de envelhecimento da população é acompanhado por maior incidência de doenças crônico-degenerativas. Dentre essas doenças, OA de joelho é umas das maiores causas de incapacidade funcional durante a marcha. Na OA de joelho o local mais comumente afetado é o compartimento tibiofemoral medial. Estudos de análise da marcha de indivíduos com OA demonstram associação entre a progressão da doença e o aumento da carga articular. A carga articular pode ser



avaliada através de estudos dos parâmetros cinéticos e cinemáticos durante a análise quantitativa da marcha. O estudo proposto se justifica pela importância em analisar parâmetros cinéticos e cinemáticos que podem influenciar o desenvolvimento e progressão da OA de joelho. Várias estratégias compensatórias cinéticas e cinemáticas já foram identificadas, mas nenhum estudo investigou-as em conjunto. Tal investigação poderá esclarecer as estratégias mais frequentes usadas e orientar a intervenção fisioterapêutica. Somado a isso, o conhecimento das estratégias que mais discriminam os grupos de OA e assintomático poderá ajudar na compreensão dos fatores que podem influenciar o processo da doença.

### **1.3- Objetivos do estudo**

#### **1.3.1 Objetivo Geral**

Analisar e determinar quais estratégias de redução do momento de força externo adutor do joelho melhor discrimina indivíduos com e sem OA durante o ciclo da marcha.

#### **1.3.2 Objetivos Específicos**

- 1– Comparar os parâmetros espaciais e temporais (velocidade da marcha, tamanho da passada, tempo da fase de apoio e oscilação) entre indivíduos com OA leve / moderada e indivíduos assintomáticos.
- 2– Comparar a inclinação do tronco, momento de força interno abductor do quadril e ângulo de progressão do pé entre indivíduos com OA leve / moderada e indivíduos assintomáticos.
- 3– Determinar qual estratégia tem o maior poder de discriminação entre os grupos.

## **1.4 Hipóteses**

1. Indivíduos com OA leve / moderada apresentarão um aumento ângulo de progressão do pé ou inclinação lateral do tronco para o membro em apoio ou aumento do momento de força interno abductor do quadril comparado aos indivíduos assintomáticos, como estratégia para redução da carga no compartimento tibiofemoral medial do joelho acometido pela OA.
2. A velocidade da marcha e tamanho da passada serão menores nos indivíduos com OA leve / moderada do que nos indivíduos assintomáticos.
3. O tempo da fase de apoio e oscilação serão maiores nos indivíduos com OA leve / moderada do que nos indivíduos assintomáticos.

## **CAPITULO 2 – MATERIAIS E MÉTODOS**

### **2.1 Desenho do estudo**

Foi conduzido um estudo observacional com corte transversal

### **2.2 Amostra**

A amostra foi constituída por mulheres sintomáticas com diagnóstico de OA do compartimento medial da articulação do joelho (grupo OA) e assintomáticas sem o diagnóstico de OA de joelho (grupo controle). O recrutamento ocorreu a partir de grupos de convivência ou listas de espera para tratamento fisioterápico nos Ambulatórios e a Clínicas Escola de Belo Horizonte. Os grupos foram pareados pela idade.

No grupo OA, as participantes foram incluídas após o diagnóstico de OA do compartimento medial de um ou ambos os joelhos sem indicação cirúrgica, realizado por ortopedistas e baseado nos critérios clínicos e radiográficos do *American*

*College of Rheumatology* (12). A classificação radiográfica foi baseada nos critérios de Kellgren and Lawrence (13). Foram incluídos apenas indivíduos com OA medial de joelho com grau leve e moderado (grau 2 e 3). Indivíduos com OA grave do joelho (grau 4) ou com indicação cirúrgica foram excluídos deste estudo.

Os critérios de inclusão comum aos dois grupos foram: não estar em tratamento fisioterapêutico para os membros inferiores há pelo menos 3 meses, não ter história de quedas nos últimos 6 meses, deambular sem dispositivos auxiliares e não ter sofrido trauma ou intervenções cirúrgicas nas articulações do tornozelo, joelho e quadril e não ter déficit cognitivo. O instrumento de rastreio de comprometimento cognitivo foi à versão adaptada à população brasileira do Mini-Exame do Estado Mental (ANEXO A), utilizando um ponto de corte de 18 (47). Os critérios de exclusão específico para o grupo assintomático foram ter dor ou outros sinais ou sintomas condizentes com OA em qualquer articulação dos membros inferiores (MMII). Foram excluídos do estudo todos os participantes que apresentaram outro tipo de doença acometendo as articulações dos MMII ou doença neurológica concomitante.

## **2.3 Instrumentação**

### **2.3.1 Dados cinemáticos e cinéticos da marcha**

Análise quantitativa da marcha foi obtida por meio do sistema de fotogrametria baseada em vídeo *Qualisys – Pro Reflex MCU* (QUALISYS MEDICAL AB, 411 12 Gothenburg, Suécia) que permite a reconstrução em três dimensões (3D) de marcas passivas refletoras localizadas em proeminências ósseas específicas. O sistema utilizado possui oito câmeras com iluminação produzida por um grupo de diodos emissores de luz infravermelha, localizados em volta da lente de cada uma das câmeras. As marcas passivas refletoras captam e refletem a luz

infravermelha, que é então captada pela lente das câmeras. Os dados captados são processados pelo programa de aquisição *Qualisys Track Manager 1.6.0.x – QTM*, que calcula a posição de cada marca em duas dimensões. Através da triangulação das posições das marcas obtidas pelas oito câmeras, as coordenadas de cada marca são reconstruídas em três dimensões.

A calibração do sistema para determinar as coordenadas de referência global foi realizada utilizando uma estrutura de referência metálica em forma de “L”, que contém quatro marcadores reflexivos. Dois marcadores reflexivos foram presos ao eixo mais curto X que determina a direção látero-medial. O eixo mais longo possui dois marcadores reflexivos, que determinam a direção Y, ou ântero-posterior. A referência metálica foi colocada sobre a primeira plataforma de força e uma batuta em forma de “T”, contendo dois marcadores reflexivos fixos na extremidade da haste superior a uma distância de 751 mm foi usada na varredura do volume de interesse. A batuta foi movida em todos os planos dentro desse volume por 30 segundos permitindo assim gerar os dados que determinam a localização e orientação das câmeras. Foram permitidos erros de desvio padrão menores que 10 mm.

Sincronizadas ao sistema Qualisys, duas plataformas de força (AMTI) embutidas numa passarela de 9 metros, forneceram os dados da força de reação de solo (FRS) vertical, ântero-posteriores e látero-mediais, necessários para o cálculo do momento de força. Um sistema de aquisição analógico com 16 canais permitem a sincronização das plataformas com o sistema de análise de movimento. A calibração da plataforma ocorreu simultaneamente à calibração do sistema Qualisys. A colocação da referência metálica sobre o canto direito da plataforma, alinha as coordenadas da plataforma de força com as coordenadas do sistema Qualisys. Portanto, os dados cinemáticos e cinéticos foram extraídos usando o mesmo

sistema de referência. A plataforma também foi usada para determinação do evento ciclo da marcha, ou seja, choque de calcanhar na primeira plataforma até o choque do mesmo calcanhar na segunda plataforma caracterizando uma passada (0 a 100%).

Para a captura do movimento foi necessário definir o tamanho e a posição de cada segmento. Para isso, o sistema faz uso de dois tipos de marcadores: os marcadores anatômicos e os marcadores de rastreamento. Os marcadores anatômicos são necessários para a construção do modelo biomecânico através da identificação do comprimento dos segmentos e a localização dos eixos articulares. Desta forma, foi atribuído ao modelo um sistema de coordenadas para cada segmento de maneira coerente com a definição de planos e eixos anatômicos. Os marcadores anatômicos eram esféricos com 15 mm de diâmetro. Os segmentos construídos foram: Tórax/abdômen, pelve, coxa, perna e pé. As referências anatômicas para a colocação dos marcadores foram detectadas por meio de palpação e incluiu os seguintes pontos: articulação acrômioclavicular direita e esquerda, ponto mais alto da crista ilíaca direita e esquerda, trocânter maior direito e esquerdo, epicôndilo lateral e medial do fêmur, maléolo lateral e medial, cabeça do 1º e 5º metatarsos e tuberosidade do calcâneo. O segmento tórax/abdômen foi construído utilizando os marcadores anatômicos das articulações acrômioclaviculares e região mais alta das cristas ilíacas, no segmento pelve os marcadores da região mais alta das cristas ilíacas e do trocânter maior direito e esquerdo, já o segmento coxa o trocânter maior, epicôndilo lateral e medial do fêmur. Com relação ao segmento perna foram utilizados os marcadores dos epicôndilos do fêmur, maléolo lateral e medial, e o segmento pé o maléolo lateral e medial, e cabeça do 1º e 5º metatarsos.

Os marcadores de rastreamento têm como objetivo rastrear a trajetória de cada segmento durante o movimento por meio de no mínimo três marcadores por segmento, posicionados de forma não-colinear (48). Os marcadores de rastreamento e anatômicos foram posicionados de maneira que cada marca poderia ser visualizada por pelo menos duas câmeras (49). No segmento Tórax/abdômen foram utilizados marcadores nas articulações esternoclaviculares direita e esquerda, no processo espinhoso da sétima vértebra cervical e entre o corpo e manúbrio do esterno como marcas de rastreamento. Nos segmentos pelve, coxa e perna foram usados clusters rígidos para afixar os marcadores de rastreamento. Um cluster de forma retangular, com 4 refletores foi colocado na base do sacro entre as espinhas ilíacas posteriores e dois clusters, com 3 refletores de forma triangular, foram colocados lateralmente nos terços médios da coxa e perna. No segmento tornozelo/pé, três marcadores anatômicos foram utilizados também como marcadores de rastreamento: sobre o maléolo lateral, sobre a cabeça do 5º metatarso e tuberosidade do calcâneo. Uma coleta estática é necessária para o registro da posição e a orientação das marcas anatômicas e de rastreamento. Durante a coleta da marcha os marcadores anatômicos foram removidos permanecendo apenas os de rastreamento.

### **2.3.2 Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC)**

WOMAC é um questionário de qualidade de vida tridimensional, específico para avaliação de pacientes com OA de joelho e quadril (50). O questionário é composto por três domínios: dor com 5 itens; rigidez articular com 2 itens; e função

física com 17 itens A condição naquele domínio é avaliada no período das últimas 72 horas da aplicação do questionário.

Os escores das subescalas do WOMAC foram calculados pela escala Likert de 5 pontos (0, 25, 50, 75, 100), significando que escores mais baixos indicam melhor condição naquele domínio (51). Foi utilizado o questionário adaptado e validado para a língua portuguesa (ANEXO B) (50).

## **2.4 Procedimentos**

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG parecer ETIC nº. 0599/08 (ANEXO C), e o termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A) assinado por cada participante antes dos testes.

O estudo foi realizado no Laboratório de Análise de Movimento (LAM) do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte - MG. A coleta dos dados foi realizada pelo pesquisador auxiliado por um acadêmico de fisioterapia da UFMG, o qual recebeu treinamento para a aplicação dos testes.

Os procedimentos foram divididos em 2 etapas, sendo a primeira etapa composta da coleta dos aspectos demográficos, clínicos (APÊNDICE B), administração das subescalas de dor, rigidez e função física do questionário WOMAC em forma de entrevista assistida; a segunda etapa constituiu da análise quantitativa da marcha.

Para a análise quantitativa da marcha, a participante usou um short da cor preta fornecido pelo pesquisador, o qual permitiu a visualização do membro inferior em teste. Em seguida, os marcadores de rastreamento e anatômicos foram fixados com fita dupla face pelo pesquisador nos pontos específicos já mencionados. Os

clusters foram colocados com fita de neoprene com velcro. A colocação dos marcadores anatômicos e de rastreamento foi realizada pelo mesmo pesquisador em todas as coletas das participantes de ambos os grupos do estudo.

Antes de iniciar a coleta de dados da marcha, o sistema *Qualisys* foi calibrado como explicitado e em seguida os participantes foram instruídos a caminharem descalços, em uma velocidade auto-selecionada e confortável ao longo da passarela. Foi permitido um período de prática para a familiarização com os procedimentos, pois era importante que o primeiro contato do pé ocorresse na primeira plataforma e o segundo contato do mesmo pé na segunda plataforma de foga, para a delimitação do ciclo da marcha. Durante a coleta os participantes começaram a deambular 2 metros antes da primeira plataforma de força e terminaram 2 metros após a segunda plataforma. Este procedimento foi realizado com o objetivo de descartar da coleta as fases inicial de aceleração da marcha e a final de desaceleração. Nos participantes do grupo OA com acometimento bilateral foi feita a coleta da marcha apenas do membro inferior mais sintomático, correspondente ao maior escore na subescala de dor do WOMAC. Nos indivíduos do grupo assintomático foi feita a coleta apenas do membro inferior dominante. Cada participante deambulou pelo menos 10 vezes por toda a extensão da passarela. Para iniciar a coleta, o pesquisador deu o comando verbal “pode ir” ao mesmo tempo em que acionou o computador do *Qualisys*. A frequência de coleta foi de 120 Hz.

Após cada coleta, a qualidade dos dados foi verificada e os mesmos armazenados para análise. O tempo médio de permanência de cada participante no LAM foi em torno de 90 minutos.



## **2.5 Redução e análise dos dados**

Os dados cinemáticos e da FRS foram captados pelo *software* de aquisição Qualisys Track Manager 1.9.2. Foram excluídas as passadas que tinham algum artefato, como queda dos marcadores ou má qualidade do sinal.

Em seguida, os dados foram transferidos para o *software* Visual 3D (c-motion Inc., Rockville, MD, USA) para processamento. Inicialmente foi feita a construção do modelo biomecânico dos segmentos corporais com base na posição dos marcadores anatômicos, como mencionado anteriormente. Em seguida a aplicação desse modelo nos arquivos dinâmicos. .

Depois da montagem do modelo e delimitação do ciclo da marcha pelo contato com as plataformas, 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, para diminuir os ruídos provenientes da movimentação dos marcadores. Para a obtenção dos ângulos articulares foi usada a sequência de Cardan (52) definida como a orientação do sistema de coordenadas de um segmento relativo ao sistema de coordenadas do segmento de referência.

O ângulo do tronco foi computado usando como referência as coordenadas globais do laboratório. O ângulo do quadril foi obtido usando-se como segmento referência a pelve e a coxa, respectivamente. Para o ângulo do pé, foi construído um segmento do pé denominado segmento virtual. O objetivo do segmento virtual do pé é alinhar o pé com o segmento perna, de forma que os dois segmentos tivessem a mesma orientação na posição de referência com 0° de rotação. O ângulo de progressão do pé ou *toe out*, foi computado como o ângulo formado pela interseção da linha de progressão do trajeto do centro de pressão no pé durante o ciclo da marcha com o eixo vertical do laboratório, ou coordenada z.

Foram gerados os gráficos da média dos deslocamentos angulares de inclinação do tronco e ângulo de progressão do pé. Foram considerados positivos os ângulos de inclinação do tronco para o lado do membro que estava na fase de apoio e *toe in*, e os negativos a inclinação do tronco para o lado do membro que estava na fase de oscilação e *toe out*. Os parâmetros espaciais e temporais da marcha foram obtidos diretamente pelo software Visual 3D e incluíram: velocidade (m/s), tamanho da passada em metros e tempo da fase de apoio e oscilação em segundos.

Para o cálculo do momento de força (Nm) foi aplicada a dinâmica inversa. Na dinâmica inversa os segmentos são considerados corpos rígidos com articulações de dobradiça entre os segmentos (14). Os dados cinemáticos (aceleração, velocidade e deslocamento), as FRS e medidas antropométricas (massa do segmento corporal, centro de rotação articular, centro de massa do segmento e momento de inércia) são necessários para o cálculo da força (53). O centro de rotação do quadril foi computado a 8,9 cm medialmente a marca do trocânter maior, como sugerido pelo *software* Visual 3D. No nosso modelo, o tornozelo foi considerado parte do pé, portanto nosso modelo foi composto de tórax/Abdômen, pelve, coxa, perna e complexo tornozelo/pé. O momento de força foi calculado primeiramente na porção proximal da perna e a análise segue para a porção proximal da coxa. O momento de força é igual ao produto do momento de inércia e aceleração angular. No nosso sistema foi aplicada a regra da mão direita com respeito ao eixo nos quais os segmentos foram definidos (31). O polegar direito aponta para cima, para frente e para o lado, no sentido dos eixos, e os dedos curvam no sentido horário. No quadril, o plano frontal ocorre no eixo ântero-posterior (AP), resultando em adução positiva e abdução negativa. No plano sagital,

o momento ocorre no eixo látero-medial (LM), portanto, extensão é negativa e flexão positiva. No plano transversal, eixo distal-proximal (DP), rotação interna é positiva e externa negativa. Todo momento de força externo é balanceado por um momento de força interno de igual magnitude e direção oposta. Momento de força interno será reportado em todo o texto e representa a soma das forças internas produzidas por músculos, tendões, ligamentos, ossos e fricção. Os gráficos são apresentados com o momento de força interno abductor do quadril positivo no topo do gráfico. O momento de força foi normalizado pela massa da participante gerando dados em Nm/kg.

## **2.6 Teste de confiabilidade**

Foi realizado o teste de confiabilidade intra-examinador das variáveis inclinação do tronco, momento de força interno abductor do quadril e ângulo de progressão do pé. Foram selecionadas 10 idosas sem história de OA. A colocação das marcas passivas refletoras foi realizada pelo mesmo pesquisador na 1ª e 2ª coletas, o qual teve o intervalo de 7 dias entre elas. Cada voluntária deambulou pelo menos 10 vezes por toda extensão da passarela, sendo calculada a média do deslocamento angular e do momento de força. O Coeficiente de Correlação Intra-classe (ICC) foi obtido para a análise da confiabilidade. Para cada variável foi gerado um ICC para o valor máximo, mínimo e para a amplitude do movimento. A confiabilidade intra-examinador foi de satisfatória a excelente, sendo que, o ICC para a inclinação do tronco do valor máximo, mínimo e amplitude foi de 0.92, 0.65 e 0.94; para o momento de força interno abductor do quadril foi de 0.70, 0.65 e 0.77, e ângulo de progressão do pé foi de 0.77, 0.77 e 0.85.

## **2.7 Análise estatística**

As variáveis antropométricas e os dados temporais e espaciais da marcha foram analisados quanto à normalidade usando o teste de Shapiro-Wilk. Na presença de normalidade foi aplicado o teste t-*Student*, caso contrário o teste exato de Mann-Whitney. Análise descritiva foi realizada para a comparação dos escores do WOMAC entre os grupos OA e assintomáticos.

A Análise de Componentes Principais (ACP) foi realizada com as variáveis ângulo de inclinação do tronco, momento de força interna abductor do quadril e ângulo de progressão do pé durante o ciclo da marcha. O objetivo da ACP é sumarizar as informações contidas nas 101 variáveis, correspondentes às 101 porcentagens do ciclo da marcha, em um número pequeno de componentes e que explicam a maior variância dos dados, por meio de combinações lineares feitas a partir dessas variáveis (54). As combinações lineares são chamadas de componentes principais, não correlacionadas entre si e capazes de reter o máximo da informação contida nas p-variáveis originais (55). Essa análise resulta em coeficientes, que são os pesos dados a cada variável para cada um dos componentes e nos escores, que são os valores resultantes da multiplicação desses coeficientes pelo valor dos ângulos de cada indivíduo durante o ciclo da marcha. Os coeficientes representam uma característica específica da curva e os escores representam a distância que a curva de cada indivíduo está da média de uma determinada componente. Para a escolha do número de componentes foi considerado que 90% da variabilidade dos dados deveriam ser explicados (43). A interpretação das componentes foi realizada por meio dos coeficientes e da comparação entre a média das curvas dos indivíduos com escores altos e baixos, como sugerido por Deluzio e Astephen (43). Escores com valores altos representam uma onda mais próxima do máximo descrito pela

componente e com valores baixos estão mais próximos do mínimo descrito pela mesma componente (56)

Em seguida, a análise discriminante foi conduzida com os escores das componentes significativas e com a variável velocidade, com o objetivo de selecionar qual estratégia poderia discriminar os dois grupos. Uma vez que as componentes foram identificadas, o coeficiente linear de Fisher foi calculado para cada componente para determinar qual componente é mais importante na função discriminante. O coeficiente linear de Fisher foi transformado para o intervalo de -1 a 1 para facilitar a interpretação e os resultados obtidos (55). Todos os dados foram analisados ao nível de significância de 0.05.

## CAPÍTULO 3 RESULTADOS

Participaram do estudo 80 voluntárias, sendo 40 assintomáticas com média de idade de 70,1 anos (DP = 8,03) e 40 com diagnóstico de OA medial da articulação do joelho, com média de idade 69,4 anos (DP = 8,08). Essa diferença entre os grupos não foi significativa ( $p = 0,730$ ). Quanto a gravidade da OA medial do joelho de acordo com a classificação de Kellegren e Lawrence (13), 15 indivíduos apresentavam grau 2 e 25 indivíduos grau 3. Não foi encontrada diferença significativa entre os grupos em relação à variável altura ( $p = 0,237$ ). Entretanto, o grupo OA apresentou média do IMC significativamente maior que o grupo assintomático ( $p = 0,001$ ) (Tabela 1).

Em relação à variável velocidade da marcha, os indivíduos do grupo OA apresentaram média da velocidade de 0,89 m/s (DP = 0,14), significativamente menor quando comparado com as voluntárias do grupo assintomático, com 1,06 m/s (DP = 0,12) ( $p = 0,000$ ). Similarmente, o comprimento da passada foi significativamente menor no grupo OA (1,04 m  $\pm$  0,09) comparado ao grupo assintomático (1,14 m  $\pm$  0,11) ( $p = 0,000$ ). Quanto aos parâmetros temporais da marcha, tempo da fase de apoio e oscilação, houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ( $p = 0,000$  e  $p = 0,001$ , respectivamente), sendo que o grupo OA apresentou maior tempo de duração da fase apoio (0,73 s  $\pm$  0,07) e oscilação (0,46 s  $\pm$  0,00) em relação ao grupo assintomático (0,66 s  $\pm$  0,05; 0,43 s  $\pm$  0,00, respectivamente) (Tabela 1).

Tabela1 - Dados antropométricos e espaço-temporais da marcha dos grupos assintomático (Grupo A) e OA (Grupo OA) (N = 80) no início do estudo.

Variável	Grupo A (N = 40)	Grupo OA (N = 40)	P - Valor
	Média (DP)	Média (DP)	
Idade (anos)	70,1 (8,03)	69,4 (8,08)	0,730 <sup>a</sup>
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	27,3 (5,19)	31,3 (5,64)	0,001 <sup>a</sup>
Altura (m)	1,53 (0,05)	1,54 (0,05)	0,237 <sup>a</sup>
Velocidade (m/s)	1,06 (0,15)	0,89 (0,12)	0,000 <sup>b</sup>
Comprimento da passada (m)	1,14 (0,11)	1,04 (0,09)	0,000 <sup>a</sup>
Tempo de apoio (s)	0,66 (0,05)	0,73 (0,07)	0,000 <sup>a</sup>
Tempo de oscilação (s)	0,43 (0,00)	0,46 (0,00)	0,001 <sup>b</sup>

<sup>a</sup> Teste t independente significativo  $p < 0,01$

<sup>b</sup> Teste de Mann-Whitney significativo  $p < 0,025$

Em relação à caracterização da amostra, o questionário WOMAC mostrou que o grupo OA apresentava maior média no domínio dor de 180,6 (105,6), rigidez 56,2 (59,5) e na função física de 551,8 (365,8), em relação ao grupo assintomático com 5 (17,1), 1,8 (8,7) e 40,6 (83,1), nos respectivos domínios durante o estudo.

A média do deslocamento angular do tronco no plano frontal do grupo OA e assintomático está demonstrada na Figura 1A, onde se observa que o grupo OA apresentou maior amplitude de inclinação do tronco. Na análise de componentes principais, foram necessários 3 componentes para explicar pelo menos 90% da variabilidade total dos dados. A componente 1 (CP1) explicou 67%, a componente 2 (CP2) 20,2% e a componente 3 (CP3) 10,5% da variabilidade dos dados. Para a comparação entre grupos dos escores das componentes, foi aplicado o teste t independente nos escores 1 e 3 e o teste Mann-Whitney no escore 2. Os resultados demonstraram que houve diferença significativa entre grupos nos escores apenas da CP1 ( $p = 0,019$ ). A análise dos coeficientes da CP1 (FIGURA 1B) mostra todos os valores positivos, portanto retrata a amplitude de movimento do ângulo de inclinação lateral do tronco durante a toda a fase da marcha. Na Figura 1C, observa-se o maior escore e o menor escore, ou seja, aqueles que mais se aproximam e que mais se distanciam da componente, respectivamente, revelando que o grupo OA apresenta significativamente maior média do deslocamento angular de inclinação do tronco do que o grupo assintomático durante todo o ciclo da marcha. O grupo OA apresentou média do deslocamento angular de  $5,08^\circ$  e o grupo assintomático de  $0,79^\circ$ .



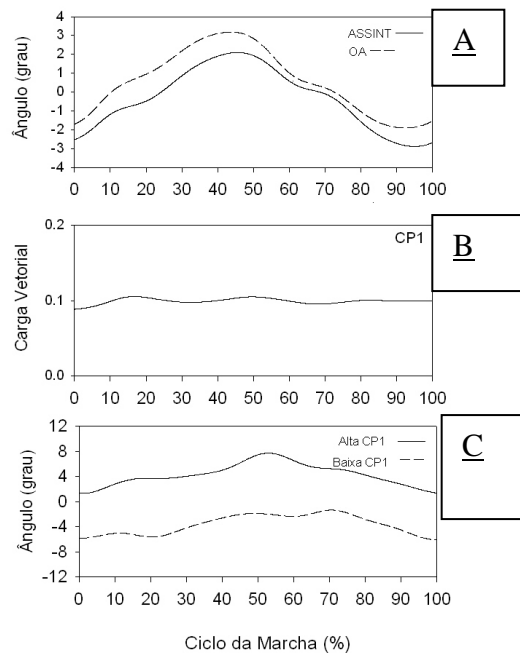


FIGURA 1 – A) Média do deslocamento angular da inclinação do tronco entre os grupos assintomático e OA; B) Coeficiente da primeira componente (CP1); C) comparação da média do deslocamento angular de inclinação do tronco entre os indivíduos com escores alto e baixo da CP1.

O momento de força interno abdutor do quadril durante o ciclo da marcha está representado na Figura 2A. Observa-se que o grupo OA em relação ao grupo assintomático, apresentou um menor momento de força interno abdutor do quadril nos primeiros 25% da fase de apoio seguido de um aumento no restante da fase de apoio. Três (3) componentes explicaram o mínimo de 90% da variabilidade dos dados sendo que a CP1 explicou 78,5%, a CP2 10,7% e a CP3 3,5%. O resultado da comparação entre grupos das médias dos escores por meio de teste *t* independente mostrou diferença significativa apenas nos escores da CP2 ( $p < 0,001$ ). O coeficiente da CP2, demonstrado na Figura 2B mostra um grande pico positivo na fase de contato inicial ao início da fase de apoio médio (0 a  $\pm 25\%$  do ciclo) seguido de dois picos negativos, porém menores, no restante da fase de apoio. Portanto, retrata a diferença entre a fase de absorção e descarga de peso e a fase final de apoio e impulsão. Os escores altos e baixos confirmam esse achado apontando que as participantes com OA apresentam menor momento de força interno abdutor do quadril na fase de absorção de choque, descarga de peso e início de apoio médio e aumentado na fase final de apoio médio a apoio terminal. (FIGURA 2). O grupo OA apresentou média do momento de força interno abdutor do quadril de 0,84 Nm/Kg e o grupo assintomático de 0,73 Nm/ Kg.

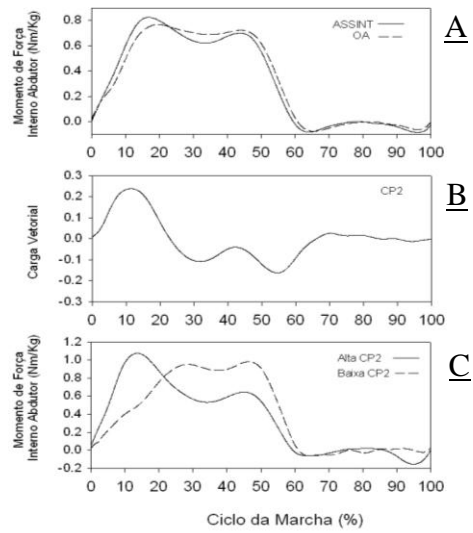


FIGURA 2 – A) Média do momento de força interno abdutor do quadril entre os grupos assintomático e OA; B) Coeficiente da segunda componente (CP2); C) comparação da média do momento de força interno abdutor do quadril entre os indivíduos com escores alto e baixo da CP2

Quanto à variável ângulo de progressão do pé (Figura 3A) observa-se que em média os dois grupos permaneceram com o pé rodado externamente durante todo o ciclo da marcha. Foram necessárias 2 componentes para explicar 90% da variabilidade total dos dados. A CP1 explicou 84,5% e a CP2 9,6%. O teste t independente demonstrou diferença estatisticamente significativa no escore da CP2 ( $p = 0,015$ ). A interpretação dos coeficientes da CP2 mostra valores baixos e positivos em toda fase de apoio da marcha seguido de um pico negativo na fase de oscilação da marcha, portanto retrata a amplitude de movimento de *toe out* no ciclo da marcha. Os escores mais baixo e mais alto representados na Figura 3C indicam que o grupo OA apresentou um leve aumento no ângulo de *toe out* na fase de apoio e menor na fase de oscilação comparado ao grupo assintomático. O grupo OA apresentou uma média de amplitude de *toe out* de  $8,4^\circ$  e o grupo assintomático de  $9,9^\circ$ .

Para determinar quais das estratégias, CP1 do ângulo de inclinação do tronco, CP2 do momento de força interno abductor do quadril, CP2 do ângulo de progressão do pé e a velocidade da marcha, melhor discriminam o grupo de indivíduos assintomáticos de indivíduos com OA, foi realizada uma análise discriminante com modelo stepwise. O teste de Box's M de igualdade das matrizes de covariâncias indicou igualdade entre as matrizes dos dois grupos ( $p = 0,610$ ). O teste de Wilks Lambda foi significativo ( $p < 0,001$ ) rejeitando a hipótese nula que o valor da função discriminante é a mesma para os dois grupos. Os resultados mostraram que a CP2 do momento força interno abductor do quadril e a variável velocidade da marcha permaneceram no modelo, com 70% das observações classificadas corretamente pelo método da validação cruzada.

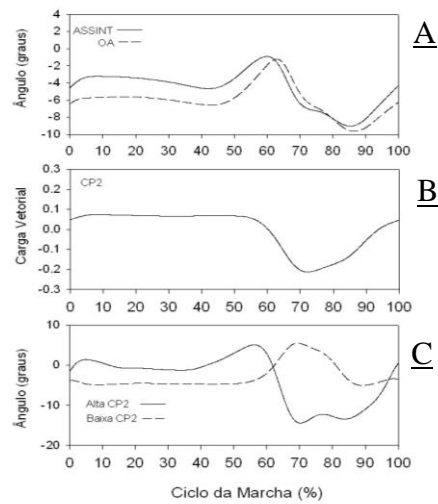


FIGURA 3 – A) Média do deslocamento angular do ângulo de progressão do pé dos grupos assintomático e OA; B) Coeficiente da segunda componente (CP2); C) comparação da média do deslocamento angular do ângulo de progressão do pé entre os indivíduos com escores alto e baixo da CP2.

A contribuição de cada variável na função discriminante foi obtida por meio dos valores dos coeficientes lineares de Fisher da CP2 do momento de força interno abdutor do quadril e da velocidade da marcha. Primeiramente a variável foi padronizada sendo dividida pelo desvio padrão total, mantendo dessa forma a média original e em seguida as variáveis foram transformadas para o intervalo  $[-1,1]$  para facilitar a interpretação. Como mostrado na Tabela 2, a CP2 do momento de força interno abdutor do quadril tem um coeficiente de discriminação maior (-0,807) que a variável velocidade da marcha (-0,589), sendo, portanto a variável que mais discrimina os dois grupos de indivíduos com e sem OA do compartimento medial de joelho. A Figura 4 mostra o gráfico de dispersão das variáveis discriminantes revelando que a separação dos grupos é primariamente na direção da CP2 do momento de força interno abdutor do quadril.

Tabela 2: Função discriminante das componentes significativas.

<b>Componentes</b>	<b>Função discriminante</b>
CP2 momento de força interno abdutor do quadril	<b>-0,807*</b>
Velocidade da marcha	0,589

\* variável com maior valor de discriminação entre os grupos.

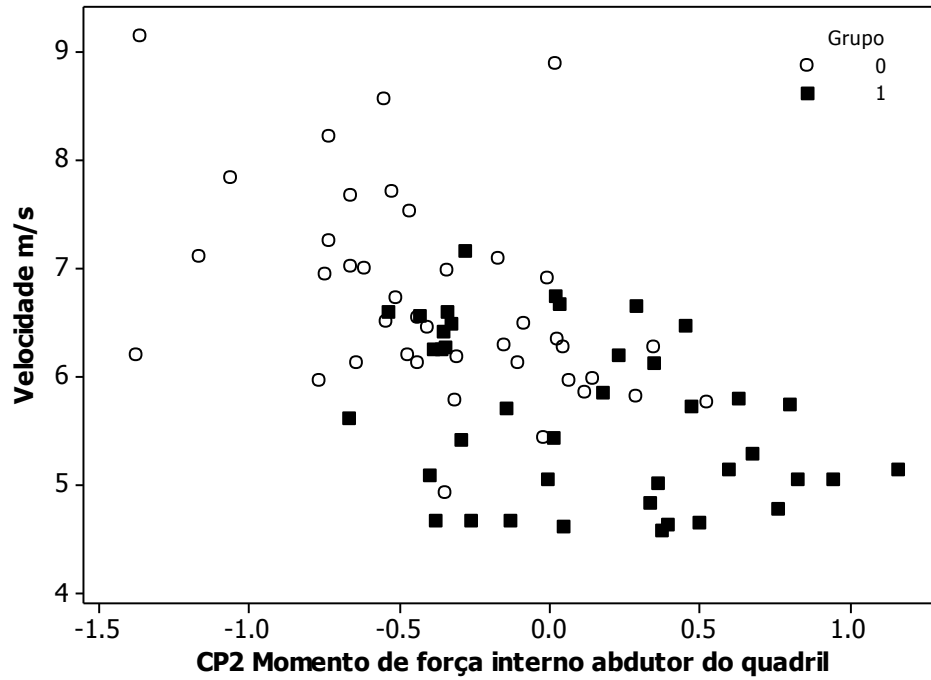


Figura 4: Gráfico de dispersão dos escores da CP2 do momento de força interno abductor do quadril e variável velocidade da marcha padronizada, de 40 indivíduos com OA (quadrado cheio) e 40 indivíduos assintomáticos (bola vazia), indicando que a separação dos grupos ocorre primariamente na direção da CP2.



## CAPÍTULO 4 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo investigar as principais estratégias adotadas por indivíduos com OA medial de joelho, para reduzir o momento de força externo adutor do joelho durante a marcha, que poderiam discriminar grupos de indivíduos com e sem OA. Uma vez que as ondas temporais da marcha representam um grande volume de informação fortemente correlacionado, a aplicação de técnicas multivariadas é necessária (55). Por meio da análise de componentes principais (ACP) reduzimos o número de variáveis retendo a maior parte da informação, além de eliminar a correlação entre os dados. Uma vez conduzida a ACP, os escores que representam a distância que cada curva temporal de cada indivíduo está da média de uma determinada componente, foram obtidos e usados como preditoras na análise discriminante.

Foram incluídas no grupo OA apenas mulheres com o diagnóstico clínico e radiográfico leve e moderado do compartimento medial do joelho sem indicação cirúrgica, de acordo com a classificação de Kellgren e Lawrence (KL 2 e 3, respectivamente) (13). A mudança radiológica na OA leve (grau 2) corresponde a osteófito definido com possível redução do espaço articular e na OA moderada (grau 3), múltiplos osteófitos com redução do espaço articular, esclerose e possível deformidade do contorno ósseo (13). Os grupos também foram pareados quanto à idade, uma vez que os marcadores da marcha alteram a medida que envelhecemos (29). Desta forma, a homogeneidade dos grupos foi mantida, restringindo a capacidade de generalização dos resultados, porém proporcionando maior validade interna ao estudo (57).

Os dados antropométricos mostraram que apenas o IMC foi significativamente maior nos indivíduos com OA medial do joelho do que nos

assintomáticos, resultado consistente com achados anteriores (18, 20, 25, 58). O IMC é uma medida relativa de obesidade sendo esta fator de risco para o desenvolvimento e progressão da OA de joelho, principalmente quando associada ao desalinhamento da articulação do joelho (8, 18, 59). O desalinhamento da articulação do joelho se caracteriza pela perda do alinhamento em neutro, levando ao varismo aumentando a distribuição de carga no compartimento medial de joelho (59). Sendo assim, indivíduos com desalinhamento do joelho e maior massa corporal favorecem um aumento maior ainda da sobrecarga articular, favorecendo a progressão da OA. Maly *et al.* (60) mostraram que apenas dois fatores mecânicos, o IMC e a amplitude de flexão/extensão do joelho, estavam relacionados significativamente com a dor em indivíduos com OA moderada de joelho. Somado a isso, Astephen e Deluzio (2005) (19) mostraram a importância do IMC quando associado a outros parâmetros mecânicos da marcha na discriminação de indivíduos com OA moderado e grave de assintomáticos. No presente estudo a variável IMC não foi computada na análise de componentes e na análise discriminante, entretanto, esse resultado reflete que o grupo OA era provavelmente um grupo menos funcional. Os resultados dos escores do questionário WOMAC justificam essa afirmação, uma vez que o grupo com OA apresentou maior escore de dor, rigidez e de função física, que inclui entre as questões o grau de dificuldade em descer escada, andar no plano e levantar da postura sentada, em relação ao grupo assintomático. Portanto, o fisioterapeuta deve orientar o paciente com OA de joelho da importância de incorporar em sua vida um programa de perda de massa corporal concomitante à atividade física, uma vez que a literatura apresenta evidências da perda de massa corporal levando a redução da dor em indivíduos com OA (61). Uma menor massa corporal resulta em menor descarga de peso sobre as

articulações de carga como o joelho durante a marcha, contribuindo para um menor desgaste articular.

As estratégias investigadas no presente estudo têm como objetivo diminuir o momento de força externo adutor do joelho durante a marcha (3, 4, 14). Em indivíduos com OA medial do joelho, devido ao desgaste articular característico dessa doença, cargas impostas sobre o platô medial desencadeiam dor e progressão da perda da cartilagem articular. No estágio inicial da OA, ocorre fibrilação da superfície da cartilagem articular com fissuras e calcificação da camada profunda da cartilagem, esclerose do osso subcondral e formação de osteófitos que desenvolvem com a progressão da doença (5). Estas mudanças estruturais da cartilagem articular e osso subcondral acarretam num processo inflamatório da membrana sinovial. O resultado deste processo patológico na OA é a redução da capacidade da cartilagem articular em dissipar cargas e manter a congruência articular durante atividades de descarga de peso (62). Uma das maneiras de se estimar a sobrecarga articular é por meio do cálculo do momento de força externo adutor do joelho, que retrata a somatória das forças externas que estão agindo naquela articulação (27). Portanto, o conhecimento das estratégias mecânicas durante a marcha adotadas por indivíduos com OA medial do joelho, na redução momento de força externo adutor do joelho, é importante para o desenvolvimento de tratamentos focados nessas alterações mecânicas para prevenir ou retardar o processo de lesão condral, conseqüentemente a inflamação e a dor.

O modelo discriminante incluiu os escores das estratégias da CP2 do momento de força interno abductor do quadril e a variável velocidade da marcha, sendo que o coeficiente linear de Fisher identificou a CP2 do momento interno abductor do quadril com o maior poder de discriminação. Indivíduos com OA

apresentaram menor momento de força interno abdutor do quadril na fase de absorção e descarga de peso e maior na fase final de apoio médio e terminal da marcha comparado ao grupo assintomático. Na marcha normal, a flexão do joelho é o segundo maior mecanismo de absorção do choque sendo um momento em que a sobrecarga articular no joelho é intensa (63). No quadril, nessa fase é esperado um momento de força de abdução com contração excêntrica para suportar o peso do corpo que se encontra medial à articulação (64). Além do mais, à medida que o ciclo progride para a fase de apoio, há necessidade de um quadril continuamente estável para conter a queda da hemipelve oposta (63). Como a magnitude do momento de força interno abdutor do quadril observado no presente estudo foi significativamente menor no grupo OA, acreditamos que essa estratégia não estava sendo utilizada pelos participantes com OA nessa fase inicial da marcha. Ou as voluntárias estavam suportando a dor nesse momento ou estavam utilizando outras estratégias, como por exemplo, a inclinação lateral do tronco para o lado acometido ou a diminuição da velocidade da marcha. Nossos resultados suportam essas hipóteses, uma vez que o grupo OA apresentou maior deslocamento angular do tronco e diminuição da velocidade da marcha durante todo o ciclo em relação ao grupo assintomático.

Briem e Snyder-Mackler (2009) (65), num estudo conduzido em 32 indivíduos com OA moderada do compartimento medial do joelho reportaram achados similares. Para os autores, a diminuição do momento de força interno abdutor do quadril ocorre devido ao aumento da inclinação lateral do tronco para o lado acometido. O deslocamento do tronco lateralmente coloca o peso do corpo mais próximo das articulações do joelho e do quadril, diminuindo o comprimento do braço de alavanca nas duas articulações e conseqüentemente a demanda da força externa

exigindo menos da musculatura. Chang *et al.* (2005) (14) reforçam esse pressuposto, pois mostraram num estudo longitudinal a associação entre diminuição do momento abdutor do quadril com agravamento do quadro radiológico da OA concluindo que uma musculatura abduutora do quadril forte poderia proteger contra a progressão da OA medial do joelho. Somado a isso, Mundermann *et al.* (2005) (29) demonstraram que indivíduos com OA grave do joelho possuíam menor momento de força interno abdutor do quadril por toda a fase de apoio da marcha comparado a indivíduos assintomáticos. Conclui-se que, com a evolução da OA medial do joelho ocorre a perda progressiva do momento de força interno abdutor do quadril durante a marcha.

Esses resultados nos mostram a importância de fortalecer a musculatura abduutora do quadril de indivíduos com OA de joelho em programas de reabilitação. Embora a estratégia da inclinação de tronco reduza a magnitude da sobrecarga no joelho, ela diminui a demanda da musculatura abduutora do quadril na fase de apoio da marcha levando a fraqueza dos músculos abdutores (65). Perda da força excêntrica abduutora do quadril pode desestabilizar a pelve levando ao sinal positivo de Trendelenburg (63). Nos casos graves, uma das compensações do sinal de Trendelenburg é a inclinação lateral do tronco quando o indivíduo encontra-se em apoio, reforçando mais ainda a fraqueza da musculatura abduutora (64). Portanto, a maneira mais eficiente de impedir esse ciclo vicioso seria o fortalecimento da musculatura abduutora do quadril como prevenção ao desenvolvimento de compensações da OA de joelho.

Entretanto, se a estratégia do momento de força interno abdutor não estava sendo solicitada pelos participantes na fase inicial da marcha, como postulado anteriormente, como essa estratégia poderia ser a mais discriminante? A

discriminação na análise é conseguida estabelecendo-se os pesos de cada variável estatística com o objetivo de maximizar a variância entre grupos relativa à variância dentro dos grupos (66). É possível que a inclinação lateral do tronco possa ter contribuído para aumentar a variância entre grupos da variável momento de força interno abdutor, passando essa variável a ter um peso maior e um papel mais importante na discriminação.

Porém, nossos resultados mostram que houve um aumento do momento de força interno abdutor do quadril no final do apoio médio e da fase de apoio terminal. Ou seja, nessa fase de impulsão os indivíduos passam a utilizar a estratégia da força, para diminuir a dor devido à carga articular, e ao mesmo tempo poderem gerar momentum para o deslocamento anterior do corpo. Vale ressaltar que nessas fases os resultados apontam para uma diminuição da inclinação lateral de tronco, ou seja, nesse momento essa variável não contribui como estratégia.

Por outro lado, a redução da velocidade da marcha também é considerada uma estratégia para reduzir o momento de força externo adutor do joelho, pois desacelera o centro de massa dos segmentos corporais diminuindo a magnitude da FRS que leva a diminuição dos momentos de força externo (27, 37, 42, 45). Vários estudos já demonstraram o efeito da velocidade no momento de força externo adutor do joelho (42, 67, 68). No presente estudo, a velocidade da marcha foi diferente entre grupos e considerada o segundo fator mais importante no processo de discriminação das condições terem ou não OA. Poderia a velocidade ter também contribuído para o papel primário da variável momento de força interno abdutor do quadril como discriminante? Acreditamos que a influência da velocidade tenha sido pequena, pois o resultado de uma velocidade alterada durante a marcha tem implicações muito mais abrangentes nos marcadores da marcha que a inclinação

lateral do tronco, como observado no presente estudo. Ou seja, a diminuição da velocidade estaria de forma geral alterando a variância de todos os marcadores da marcha e não especificamente do momento de força interno abdutor do quadril. Além disso, recentemente, Robbins e Maly (2009) (69) observaram que ao diminuir a velocidade da marcha de indivíduos saudáveis, ocorreu diminuição do pico de sobrecarga no joelho, mas houve um aumento no impulso, ou seja, o joelho recebeu uma sobrecarga menor, mas por um tempo mais prolongado. Baseado nesses achados, os autores questionam se diminuir a velocidade da marcha é uma estratégia interessante para indivíduos com OA. Embora no presente estudo a variável impulso não tenha sido investigada, os indivíduos do grupo OA permaneceram mais tempo na fase de apoio e oscilação que o grupo assintomático. É possível que o efeito prolongado de uma sobrecarga menor seja próximo a um efeito curto de um estresse articular intenso. Esses resultados reforçam as nossas justificativas anteriores. Entretanto, para responder essa pergunta mais estudos são necessários para compreender o papel da velocidade na marcha de indivíduos com OA de joelho.

A literatura vem sugerindo o controle da velocidade da marcha em estudos comparando indivíduos com e sem OA (22, 32, 42). Essa abordagem requer que os indivíduos com OA do joelho deambulem mais rapidamente e os indivíduos assintomáticos mais lentamente do que normalmente deambulam (45). No nosso estudo optamos pela velocidade auto-selecionada para caracterizar a mecânica natural das articulações dos membros inferiores durante a marcha. Além do mais, a variável velocidade da marcha foi considerada como estratégia no presente estudo, não permitindo o controle da mesma.

Os escores da CP2 do ângulo de *toe out*, mostraram que o grupo OA apresentou um aumento leve da rotação externa do pé por toda a fase de apoio com diminuição acentuada na fase de oscilação quando comparado aos indivíduos assintomáticos. Mudanças na posição do pé durante a fase de apoio da marcha podem alterar o momento de força externo adutor do joelho (70). Estudos apontam que o aumento do ângulo de *toe out* durante a marcha reduz o momento de força externo adutor do joelho principalmente durante a fase de apoio terminal (34). No choque de calcanhar o vetor da FRS se encontra no retropé e seu braço de alavanca está medial e mais afastado da articulação do joelho. À medida que a FRS caminha na direção do segundo metatarso na fase de apoio da marcha, o braço de alavanca se aproxima mais do centro de rotação do joelho, portanto nesse momento, a força externa adutora do joelho é menor. (32, 70). Embora a literatura mostre o papel do ângulo de *toe out* na diminuição do momento de força externo adutor do joelho, retardando a progressão da doença (4), os resultados do presente estudo mostram uma diferença na amplitude de movimento entre grupos, acentuada na fase de oscilação, onde a sobrecarga no joelho é insignificante. Embora a diferença de amplitude na fase de apoio tenha sido pequena, é possível que os indivíduos com OA tenham utilizado a estratégia do aumento do ângulo de *toe out*, entretanto, o papel dessa variável em fases mais avançadas da OA deve ser investigado.

A comparação entre estudos que analisam a marcha de indivíduos com OA de joelho torna-se difícil devido à diversidade dos métodos para classificar a gravidade da doença (29, 45). A maioria dos estudos classifica os indivíduos baseado em achados radiográficos (45) ou sintomas clínicos (29). Muitas vezes só o sintoma clínico não reflete a situação estrutural da articulação (71). Portanto, no



presente estudo os indivíduos com OA de joelho foram classificados de acordo com a classificação radiográfica de Kellgren e Lawrence associada aos sintomas clínicos. Indivíduos classificados radiologicamente como grau 2/3 e que não apresentavam incapacidade funcional indicativa de cirurgia foram alocados no grupo OA como leve e moderado, respectivamente.

A aplicabilidade da análise de marcha como ferramenta clínica tem sido questionada pela falta de técnica apropriada para reduzir e interpretar o grande volume de dados e suas correlações. Nesse aspecto, a análise de componentes principais tem como objeto a redução do volume de dados em um grupo menor de variáveis, denominados componentes, retendo a maior parte da variabilidade dos dados e eliminando as intercorrelações. Embora as intervenções que reduzem o momento de força externo adutor do joelho em indivíduos com OA medial do joelho incluem o uso de bracing (72), palmilhas (73) e o fortalecimento do músculo quadríceps (74), nosso estudo ressalta a importância do fortalecimento dos músculos abdutores do quadril na prevenção de compensações e na progressão da OA.

Os resultados do presente estudo mostram a importância das estratégias adotadas por indivíduos com OA medial de joelho com o objetivo de diminuir dor e carga articular. Entretanto, seria interessante compreender em qual estágio da OA as estratégias passam a ser incorporadas no ciclo da marcha e como cada indivíduo incorpora essa estratégia no seu dia a dia.

## CAPÍTULO 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A análise das estratégias que diminuem a dor e retardam a progressão da OA medial do joelho é importante na compreensão dos fatores que podem influenciar o processo da doença e no desenvolvimento de intervenções. Ao final desse estudo, pode-se concluir que os objetivos foram alcançados considerando que:

- A literatura aponta que a análise de componentes principais, técnica estatística multivariada, é útil em detectar diferenças mecânicas durante a marcha entre indivíduos com OA de joelho e assintomáticos, o que foi evidenciado por este estudo.
- Diferenças nas variáveis apontadas na literatura como estratégias de redução do momento de força externo adutor do joelho foram encontradas entre indivíduos com OA medial de joelho e assintomáticos.
- A estratégia de inclinação do tronco para o membro em apoio foi utilizada pelos indivíduos com OA de joelho, porém reduz o momento de força interno abductor do quadril na fase de absorção de choque na marcha. Sendo assim, a estratégia de inclinação do tronco pode ser benéfica em curto prazo, porém em longo prazo pode levar a fraqueza dos músculos abdutores favorecendo a progressão da OA de joelho.
- O momento de força interno abductor do quadril foi à variável que mais discriminou os grupos OA e assintomático. Associando a estudos anteriores, a perda progressiva do momento de força interno abductor do quadril durante a marcha ocorre com a evolução da doença. Portanto, o fortalecimento dos músculos abdutores do quadril nos

estágios iniciais da OA medial do joelho pode prevenir as compensações e a progressão da doença.

- Indivíduos com OA de joelho adotaram a estratégia de redução da velocidade da marcha. O papel da velocidade na redução do momento de força já foi determinado, porém, o uso dessa variável como estratégia deve ser mais investigada.
- A literatura aponta o aumento do ângulo de *toe out* como estratégia para reduzir dor e retardar a progressão da OA medial de joelho. Porém, neste estudo a diferença encontrada entre os indivíduos com OA de joelho e assintomáticos foi mais evidente na fase de oscilação da marcha, onde a sobrecarga na articulação do joelho é mínima.
- Estudos futuros devem focalizar na prevenção das compensações que podem ser prejudiciais nos indivíduos com OA de joelho em longo prazo e compreender em qual estágio da OA de joelho as estratégias passam a ser incorporadas no ciclo da marcha.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Kilsztajn S, Roszbach A, Câmara MB, Carmo MSN. Serviços de saúde, gastos e envelhecimento da população brasileira. *Rev Bras Est Pop* 2003; 20 (1): 94-108.
2. Lawrence RC, Helmick CG, Arnett FC, Deyo RA, Felson DT, Giannini EH *et al.* Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States. *Arthritis & Rheumatism* 1998; 34(5): 778-799.
3. Tanaka K, Miyashita K, Urabe Y, Ijiri T, Takemoto Y, Ishii Y, Ochi M. Characteristics of trunk lean motion during walking in patients with symptomatic knee osteoarthritis. *The Knee* 2008; 15: 134-138.
4. Chang, A, Hurwitz D, Dunlop D, Song J, Cahue S, Hayes K, Sharma L. The relationship between toe-out angle during gait and progression of medial tibiofemoral osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 2007; 66: 1271-1275.
5. Garstang SV, Stitik TP. Osteoarthritis: epidemiology, risk factors, and pathophysiology. *Am J Phys Med Rehabil* 2006; 85 (11) (supplement).
6. Richette P, Corvol M, Bardin T. Estrogens, cartilage, and osteoarthritis. *Joint Bone Spine* 2003; 70: 257-262
7. Sharma L, Song J, Felson DT, Cahue S, Shamiyeh E, Dunlop DD. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA* 2001; 286 (2): 188-196.
8. Dawson J, Juszcak E, Thorogood M, Marks SA, Dodd C, Fitzpatrick R. An investigation of risk factors for symptomatic osteoarthritis of the knee in women using a life course approach. *J Epidemiol Community Health* 2003; 57: 823-830.
9. Oliveria SA, Felson DT, Reed JI, Cirillo P, Walker AM. Incidence of symptomatic hand, hip, and knee osteoarthritis among patients in a health maintenance organization. *Arthritis & Rheumatism* 1995; 38 (8): 1134-1141.
10. Quintana JM, Arostegui I, Escobar A, Azkarate J, Goenaga I, Lafuente I. Prevalence of knee and hip osteoarthritis and the appropriateness of joint replacement in an older population. *Arch Intern Med* 2008; 168 (14): 1576-1584.
11. Zhang Y, Xu L, Nevitt M, Aliabadi P, Yu W, Qin M *et al.* Comparison of the prevalence of knee osteoarthritis between the elderly Chinese population in Beijing and white in the United States: The Beijing osteoarthritis study. *Arthritis Rheum* 2001; 44 (9): 2065 -2071.
12. Altman R, Asch E, Bloch D, Bole G, Borenstein D, Brandt K *et al.* Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. *Arthritis & Rheumatism* 1986; 29 (8): 1039-1049.

13. Kelleghren JH, Lawrence, JS. Radiological assessment of osteo-arthrosis. *Ann Rheum Dis* 1957; 16: 494-502.
14. Chang, A, Hayes K, Dunlop D, Song J, Hurwitz D, Cahue S, Sharma L. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. *Arthritis & Rheumatism* 2005; 52 (11): 3515-3519.
15. Hurwitz, DE, Sumner DR, Andriacchi TP, Sugar DA. Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution. *Journal of Biomechanics* 1998; 31: 423-430.
16. Chang A, Hayes K, Dunlop D, Hurwitz D, Song J, Cahue S, Genge R, Sharma L. Thrust during ambulation and the progression of knee osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism* 2004; 50 (12): 3897-3903
17. Al-Zahrani KS, Bakheit AM. O. A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disability & Rehabilitation* 2002; 24 (5): 275-280.
18. Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M, An KN. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *Journal of Biomechanics* 2001; 34: 907-915.
19. Astephen JL, Deluzio KJ. Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of the multidimensional analysis technique. *Clinical Biomechanics* 2005; 20: 209-217,
20. Thorp LE, Summer DR, Block JA, Moio kc, Shott S, Wimmer MA. Knee joint loading differ in individuals with mild compared with moderate medial knee osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism* 2006; 54 (12): 3842-3849.
21. Chen CPC, Chen MJL, Pei YC, Lew HL, Wong PY, Tang SFT Sagittal plane loading response during gait in different age groups an in people wit knee osteoarthritis. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 2003; 82 (4): 307-312,.
22. Baliunas AJ, Hurwitz DE, Ryals AB, Karrar A, Case JP, Block JA, Andriacchi TP. Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage* 2002; 10: 573-579.
23. Messier SP, DeVita P, Cowan RE, Seay J, Young HC, Marsh AP. Do older adults with knee osteoarthritis place greater loads on the knee during gait? A preliminary study. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86 (4): 703-709.
24. Gök H, Ergin S, Yavuzer G. Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthop Scand* 2002; 73 (6): 647-652.
25. Childs JD, Sparto PJ, Fitzgerald K, Bizzini M, Irrgang JJ. Alterations in lower extremity movement and muscle activation patterns in individuals with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics* 2004; 19: 44-49.

26. Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ, Hubley-Kozey CL. Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels. *Journal of Biomechanics* 2008; 41: 868-876.
27. Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 2002; 61: 617-622.
28. Hurwitz DE, Sharma L, Andriacchi TP. Effect of knee pain on joint loading in patients with osteoarthritis. *Current Opinion in Rheumatology* 1999; 11: 422-426.
29. Mündermann A, Dyrby CO, Andriacchi TP. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis. Increased load at the ankle, knee, and hip during walking. *Arthritis & Rheumatism* 2005; 52 (9): 2835-2844.
30. Zhao D, Banks SA, Mitchell KH, D'Lima DD, Colwell CW, Fregly BJ. Correlation between the knee adduction torque and medial contact force for a variety of gait patterns. *Journal of Orthopaedic Research* 2007; 6: 789-797.
31. Winter, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. Toronto: Wiley-Interscience Publication, 1990.
32. Hurwitz DE, Ryals AB, Case JP, Block JA, Andriacchi TP. The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *Journal of Orthopaedic Research* 2002; 20: 101-107.
33. Hunt MA, Birmingham TB, Bryant D, Jones I, Giffin JR, Jenkyn TR, Vandervoort AA. Lateral trunk lean explains variation in dynamic knee joint load in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 2008.
34. Rutherford DJ, Hubley-Kozey CL, Deluzio KJ, Stanish, WD, Dunbar M. Foot progression angle and the knee adduction moment: a cross-sectional investigation in knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 2008.
35. Lynn AK, Costigan PA. Effect of foot rotation on knee kinetics and hamstring activation in older adults with and without signs of knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics* 2008; 23: 779 – 786.
36. Hubley-Kozey CL, Deluzio KJ, Landry SC, McNutt JS, Stanish WD. Neuromuscular alterations during walking in persons with moderate knee osteoarthritis. *Journal of Electromyography and kinesiology* 2006; 16: 365-378.
37. Mündermann A, Dyrby CO, Hurwitz DE, Sharma L, Andriacchi TP. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity. Reduced walking speed. *Arthritis & Rheumatism* 2004; 50 (4): 1172-1178.
38. Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, Jenkyn TR. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during

- walking in patients with knee osteoarthritis. *Journal of Biomechanics* 2006; 39: 2213-2220.
39. Mundermann A, Asay JL, Mundermann L, Andriacchi TP. Implications of increased medio-lateral trunk sway for ambulatory mechanics. *Journal of Biomechanics* 2008; 41: 165-170.
  40. Kirtley C, Whittle MW, Jefferson RJ. Influence of walking speed on gait parameters. *J Biomed Eng* 1985; 7 (4): 282-288.
  41. Huang SC, Wei IP, Chien HL, Wang TM, Liu YH, Chen HL, Lu TW, Lin JG. Effects of severity of degeneration on gait patterns in patients with medial knee osteoarthritis. *Med Eng Phys* 2008; 1-7.
  42. Zenir JA, Higginson JS. Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: A result of altered walking speed? *Clinical Biomechanics* 2009; 24: 372-378.
  43. Deluzio KJ, Astephen JL. Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis. An application of principal component analysis. *Gait & Posture* 2007; 25: 86-93.
  44. Mackinnon CD, Winter DA. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *J. Biomech* 1993; 26 (6): 633-644.
  45. Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ. Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *Journal of Orthopaedic Research* 2008; March: 332-340,.
  46. Andriacchi TP, Lang PL, Alexander EJ, Hurwitz DE. Methods for evaluating the progression of osteoarthritis. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2000; 37 (2): 163-170.
  47. Brucki SMD, Nitrini R, Caramelli P, Bertolucci PHF, Okamoto IH. Sugestões para o uso do Mini-Exame do Estado Mental no Brasil. *Arq Neuropsiquiatr* 2003; 61 (3B): 777 – 781.
  48. Cappozzo A. Gait analysis methodology. *Human Movement Science* 1984; 3: 27-50.
  49. Cappozzo A, Croce UD, Leardini A, Chiari L. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: Theoretical background. *Gait and Posture* 2005; 21: 186 – 196.
  50. Fernandes, M I. Tradução e validação do questionário de qualidade de vida específico para osteoartrose WOMAC (Western Ontário and McMaster Universities) para o língua portuguesa. São Paulo: s.n, 2002. Dissertação de mestrado em Medicina – Universidade Federal de São Paulo. Escola Paulista de Medicina.

51. Ethgen, O. et al. The effect of health related quality of life on reported use of health care resources in patients with osteoarthritis and rheumatoid arthritis: a longitudinal analysis. *J Rheumatol* 2002; v. 29: p. 1147-1155.
52. 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* 1983; v. 105, (2): p. 136-144.
53. Andriacchi TP, Mikosz RP. Musculoskeletal dynamics, locomotion and clinical applications. In V. C. Mow; W. C. Hayes, *Basic Orthopaedics Biomechanics*, 1991; 51-92. New York: Raven Press.
54. Jolliffe IT. *Principal Component Analysis*. 2 ed. New York: Springer; 2004.
55. Mingoti SA. *Análise de dados através de métodos de estatística multivariada*. 1 ed. Belo Horizonte: 2005.
56. McKean KA, Landry SC, Hubley-Kozey CL, Dunbar MJ, Stanish WD, Deluzio KJ. Gender differences exist in osteoarthritic gait. *Clin Biomech (Bristol , Avon)*. 2007;22(4): 400-409.
57. Portney LG, Watkins M. *Foundations of clinical research. Applications to practice*. 3. ed. Pearson Education 2009. 892.
58. Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzi KJ. Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a self-selected and fast walking speed. *Journal Biomechanics* 2007; 40: 1754-1761.
59. Felson DT, Goggins J, Niu J, Zhang Y, Hunter DJ. The effect of body weight on progression of knee osteoarthritis is dependent on alignment. *Arthritis & Rheumatism* 2004; 50 (12): 3904 – 3909.
60. Maly MR, Costigan PA, Olney SJ. Mechanical factors relate to pain in knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol , Avon )*. 2008; 23(6):796-805.
61. Messier SP, Loeser RF, Miller GD, Morgan TM, Rejeski WJ, Sevick MA et al. Exercise and dietary weight loss in overweight and obese older adults with knee osteoarthritis: the Arthritis, Diet and Activity Promotion Trial. *Arthritis Rheum* 2004; 50: 1501 -10.
62. Maly MR. Abnormal and cumulative loading in knee osteoarthritis. *Current Opinion in Rheumatology* 2008; 20: 547-552.
63. Perry J. *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*. 1 ed. Thorofare, NJ: Slack Incorporated; 1992.
64. Neumann DA. *Kinesiology of the Musculoskeletal System. Foundations for Physical Rehabilitation*. 1 ed. St. Louis: Mosby, Inc.; 2002.



65. Briem K, Snyder-Mackler L. Proximal gait adaptations in medial knee OA. *Journal of Orthopaedic Research* 2009; 27(1): 78 – 83.
66. Hair JF, Anderson RE, Tatham RL, Black WC. Análise Discriminante Múltipla e Regressão Logística. In: Hair JF, Anderson RE, Tatham RL, Black WC, editors. *Análise Multivariada de Dados*. 5 ed. São Paulo: Artmed Editoras S.A.; 2007. p. 205-269.
67. Lelas JL, Merriman GJ, Riley PO, Kerrigan DC. Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait and Posture* 2003; 17: 106-112.
68. Shrader MW, Draganich LF, Pottenger LA, Piotrowski GA. Effects of knee pain relief in osteoarthritis on gait and stair-stepping. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2004; 41: 188-193.
69. Robbins SM, Maly MR. The effect of gait speed on the knee adduction moment depends on waveform summary measures. *Gait Posture*. 2009 Nov;30(4):543-546.
70. Guo M, Axe M, Manal K. The influence of foot progression angle on the knee adduction moment during walking and stair climbing in pain free individuals with knee osteoarthritis. *Gait and Posture* 2007; 26: 436-441.
71. Dieppe PA. Relationship between symptom and structural change in osteoarthritis: What are the important targets for therapy? *J Rheumatol* 2005; 32: 1147-1149.
72. Pollo FE, Otis JC, Backus SI, Warren RF, Wickiewicz TL. Reduction of medial compartment loads with valgus bracing of the osteoarthritic knee. *Am J Sports Med* 2002; 30:414-21.
73. Kerrigan DC, Lelas JL, Goggins J, Merriman GJ, Kaplan RJ, Felson DT. Effectiveness of a lateral wedge insole on knee varus torque in patients with knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83:889-893.
74. Fransen M, Crosbie J, Edmonds J. Physical therapy is effective for patients with knee osteoarthritis. *J Rheumatol* 2001; 28:156-164

## APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido

**Projeto de pesquisa:** Estratégias para redução do momento de força externo adutor do joelho em indivíduos com Osteoartrite

**Pesquisadores:** Cláudio Marcos Bedran de Magalhães  
Profa. Renata Noce Kirkwood (Orientadora - Responsável)

Instituição: Universidade Federal de Minas Gerais  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Departamento de Fisioterapia  
Laboratório de Análise de Movimento (LAM)

**Endereço :** Departamento de Fisioterapia – Av. Antônio Carlos, 6627  
Cep: 31270-901• Belo Horizonte - MG  
Telefax: (31) 3409-4781

**Objetivo da pesquisa:** O objetivo desta pesquisa é investigar as características dos movimentos e cargas nas articulações dos membros inferiores e do tronco durante o andar de indivíduos com osteoartrite (desgaste da articulação) de joelho e indivíduos sem sintomas de dor no joelho.

Com as informações obtidas pretendemos propor alternativas de tratamento fisioterapêutico para aquelas que necessitarem

***Antes de autorizar sua participação neste Projeto de Pesquisa é necessário que a senhora leia atentamente e compreenda as explicações sobre os procedimentos, a estimativa do tempo de sua permanência no estudo, seus direitos, assim como os benefícios, riscos e desconfortos da pesquisa.***

Caso a senhora aceite participar, irá submeter-se aos seguintes procedimentos:

1. Coleta dos seus dados demográficos (dados pessoais, idade, peso e altura) e clínicos, e responderá a um questionário sobre o nível de dor e rigidez da articulação do joelho, e funções do seu dia a dia. Após esta entrevista será submetida a uma análise do seu andar.
2. Análise de seu andar é feito utilizando marcas de isopor revestidas por fita reflexiva em pontos específicos no seu corpo (instrumento não invasivo e indolor). Após a colocação das marcas a senhora andarà sobre uma passarela feita de madeira, o qual será filmada por 6 câmeras de vídeo. O tempo estimado de sua permanência no laboratório é de 90 minutos.

**Riscos e desconfortos:** A análise do andar apresenta um risco mínimo de quedas e será feita em condições de extrema segurança e por pessoas altamente treinadas. A senhora poderá se cansar durante a análise do seu andar, que apresentará melhora rápida ao término da coleta.

**Privacidade:** Para assegurar anonimato e confidencialidade das informações obtidas, a senhora receberá um número de identificação ao entrar no estudo e seu

nome nunca será revelado em nenhuma situação. Qualquer dúvida ou questionamento será atendido pelos responsáveis da pesquisa. A senhora será informada sobre os resultados e andamento da pesquisa, mesmo que isso implique na retirada do seu consentimento. Quando os resultados desta pesquisa forem divulgados em qualquer evento ou revista científica, seus dados não serão identificados, pois serão apresentados sob forma de estatísticas.

**Benefícios:** As medidas obtidas nesse estudo contribuirão com a fundamentação científica para maior entendimento da osteoartrite (desgaste articular) de joelho, com melhor entendimento das possíveis alterações nos membros inferiores decorrente desta doença, com o objetivo de auxiliar na elaboração de uma proposta de tratamento mais eficiente.

**Recusa ou abandono:** Sua participação neste estudo é inteiramente voluntária, e a senhora é livre para se recusar a participar ou abandonar o estudo a qualquer momento, sem qualquer prejuízo. A senhora não terá nenhum gasto financeiro nem lhe será paga nenhuma remuneração.

Depois de ter lido as informações acima, se for de sua vontade participar deste estudo, por favor, preencha o consentimento abaixo.

#### **Para obter informações adicionais**

A senhora receberá uma cópia deste termo onde consta o telefone e o endereço do pesquisador principal, podendo tirar suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento. Caso você venha a sofrer uma reação adversa ou danos relacionados ao estudo, ou tenha mais perguntas sobre o estudo, por favor, ligue para Dra. Renata Noce Kirkwood, no telefone (31) 3409-4792 ou Fisioterapeuta Claudio Marcos Bedran de Magalhães no telefone (31) 88638753.

Se a senhora tiver perguntas com relação a seus direitos como participante deste estudo clínico, você também poderá contatar o Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) no endereço Av. Pres. Antonio Carlos, 6627, Unidade Administrativa II, 2o. andar, Sala 2005 - Belo Horizonte - MG - Telefax: 3409-4592 - e-mail: coep@prpq.ufmg.br

#### **Consentimento**

Declaro que li e entendi a informação contida acima, sendo que minhas dúvidas foram satisfatoriamente respondidas. Este formulário está sendo assinado voluntariamente por mim, indicando meu consentimento em participar do estudo.

Belo Horizonte \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2009

---

Participante

---

Pesquisador

## APÊNDICE B – Ficha de Avaliação

### *Laboratório de Análise de movimento (LAM) – Fisioterapia - UFMG*

#### **Fisioterapeuta:**

#### **Identificação**

#### **Código:**

#### **Data:**

Nome:

Sexo:  Feminino  Masculino

Idade:                      Data Nascimento:

Endereço:

Tel:

e-mail:

Profissão:    Estado Civil: Casado (a)

#### **Dados Gerais**

Peso:    Altura:    IMC:                      Kg / m<sup>2</sup>

Membro Dominante:  Direito  Esquerdo

Alinhamento do joelho com apoio:  Neutro  Varo  Valgo

Cognição (Mini-mental):                      pontos

História de Cirurgia:  Não  Sim

Uso de dispositivos auxiliares para marcha:  Não  Sim

História de entorse joelho:  Não  Sim

Testes especiais:

História de fratura MMII:  Não  Sim

Dor articular nos MMII:  Não  Sim Qual:

Distúrbio cardiovascular:  Não  Sim

Distúrbio neurológico:  Não  Sim

Deficiência auditiva:  Não  Sim

Deficiência visual:  Não  Sim

Atividade física:  Não  Sim Freqüência:

Uso de medicação ou infiltração:  Não  Sim

#### **Diagnóstico clínico e exame físico**

Portador Osteoartrite joelho:  Não  Sim

Paciente sintomático:  Não  Sim

Tempo de sintomas:

Joelho Acometido:  Direito  Esquerdo

Compartimento acometido:  Medial  Lateral

Rigidez articular:  Não  Sim

Dor interlinha articular:  Não  Sim

Derrame articular:  Não  Sim Discreto

Encurtamentos musculares:

**Classificação radiográfica (K/L)**

Graduação Osteoartrite joelho (Kellgren / Lawrence): 0

OA leve / moderada (2 – 3)     OA severa (4)

**Fisioterapia**

Não     Sim

Quando:

Frequência:

Intervenção realizada:

### ANEXO A – Mini-exame do estado mental

<b>ORIENTAÇÃO TEMPORAL</b>	<b>Max.</b>	<b>Pontuação</b>
Que dia é hoje?	1	
Em que mês estamos?	1	
Em que ano estamos?	1	
Em que dia da semana estamos?	1	
Qual a hora aproximada?	1	<i>Considere correta até 1h a mais ou a menos em relação à hora real.</i>
<b>ORIENTAÇÃO ESPACIAL</b>	<b>Max.</b>	<b>Pontuação</b>
Em que local nós estamos?	1	<i>Perguntar apontando para o chão.</i>
Que local é este aqui?	1	<i>Apontar ao redor, em um sentido mais amplo.</i>
Em que bairro nós estamos ou qual o nome de uma rua próxima?	1	
Em que cidade nós estamos?	1	
Em que Estado nós estamos?	1	
<b>MEMÓRIA IMEDIATA</b>	<b>Max.</b>	<b>Pontuação</b>
Eu vou dizer três palavras e você irá repeti-las a seguir: “carro, vaso, tijolo”.	3	<i>Um ponto para cada palavra repetida acertadamente na 1ª vez. Repetir as palavras até três vezes para o aprendizado, se houver erros.</i>
<b>CÁLCULO</b>	<b>Max.</b>	<b>Pontuação</b>
Subtração de setes seriadamente (100-7, 93-7, 86-7, 79-7, 72-7, 65).	5	<i>Se houver erro, corrija-o e prossiga. Considere correto se o examinado espontaneamente se auto-corrigir.</i>
<b>EVOCAÇÃO DE PALVRS</b>	<b>Max.</b>	<b>Pontuação</b>
Quais são as palavras que o (a) Sr. (a) acabou de repetir?	3	<i>Um ponto para cada uma das três palavras evocadas.</i>
<b>NOMEAÇÃO</b>	<b>Max.</b>	<b>Pontuação</b>
Nomear um relógio e uma caneta	2	
<b>REPETIÇÃO</b>	<b>Max.</b>	<b>Pontuação</b>
Repetir a frase: “Nem aqui, nem ali, nem lá”.	1	<i>Considerar somente se a repetição for perfeita.</i>
<b>COMANDO</b>	<b>Max.</b>	<b>Pontuação</b>
Pegue este papel com a mão direita, dobre-o ao meio e coloque-o no chão.	3	<i>Um ponto para cada etapa correta. Não dar dicas no meio da tarefa.</i>
<b>LEITURA</b>	<b>Max.</b>	<b>Pontuação</b>
Mostre a frase “FECHE OS OLHOS” e peça para fazer o que está sendo mandado.	1	<i>Deve realizar o comando.</i>
<b>FRASE</b>	<b>Max.</b>	<b>Pontuação</b>
Pedir para escrever uma frase.	1	<i>Se não compreender o significado, ajude com: alguma frase que tenha começo, meio e fim; alguma coisa que aconteceu hoje; alguma coisa que queira dizer. Não considerar erros gramaticais ou ortográficos.</i>
<b>CÓPIA DO DESENHO</b>	<b>Max.</b>	<b>Pontuação</b>
	1	<i>Peça para fazer o melhor possível. Considere apenas se houver 2 pentágonos com uma interseção.</i>
<b>TOTAL</b>	<b>Max.</b>	<b>Pontuação</b>
	30	

Referência: Brucki SMD, Nitrini R, Caramelli P, Bertolucci PHF. Sugestões para o uso do mini-exame do estado mental no Brasil. *Arq Neuro-Psiquiatr* 2003;61(3B):777-81

## ANEXO B – Questionário WOMAC para Osteoartrite

### 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 juntas (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 função física. Nós chamamos função 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

## ANEXO C – Parecer do COEP

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Parecer nº. ETIC 599/08

Interessado(a): **Profa. Renata Noce Kirkwood**  
**Departamento de Fisioterapia**  
**EEFFTO - UFMG**

### DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 03 de março de 2009, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado "**Estratégias de redução do momento de força externo adutor do joelho em indivíduos com osteoartrite**" bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

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



**Profa. Maria Teresa Marques Amaral**  
**Coordenadora do COEP-UFMG**

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)