Ana Cisalpino Pinheiro

Edilberto Antenor de Rezende Paiva Neto

IDOSAS COM OSTEOARTRITE DO JOELHO APRESENTAM ALTERAÇÕES NA CINEMÁTICA DE PELVE E QUADRIL DURANTE A MARCHA

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2012

Ana Cisalpino Pinheiro

Edilberto Antenor de Rezende Paiva Neto

IDOSAS COM OSTEOARTRITE DO JOELHO APRESENTAM ALTERAÇÕES NA CINEMÁTICA DE PELVE E QUADRIL DURANTE A MARCHA

Monografia apresentada ao Curso de Graduação Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de bacharel em Fisioterapia.

Orientador: Renan Alves Resende

Co-orientadora: Renata Noce Kirkwood

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2012

RESUMO

A Osteoartrite (OA) é uma doença articular degenerativa com evolução dinâmica e progressiva que causa incapacidade e perda funcional. O joelho é a segunda articulação mais acometida, sendo o seu compartimento medial o mais frequentemente atingido. O início e a progressão da OA de joelho têm sido correlacionados à mecânica da deambulação. Assim, compreender as características da marcha de indivíduos nos estágios iniciais da OA de joelho pode permitir o desenvolvimento de intervenções não cirúrgicas afim de diminuir a dor e a velocidade de progressão da doença. O objetivo do presente estudo foi comparar o deslocamento angular das articulações de pelve, quadril e joelho durante o ciclo da marcha, nos planos frontal e transverso, de mulheres idosas com e sem diagnóstico leve a moderada de OA de joelho. Participaram deste estudo 40 mulheres com OA leve e moderada de joelho (69,4 ± 8,1 anos) e 40 assintomáticas (70,1 ± 8,0 anos). A cinemática foi obtida usando o sistema *Qualisys Pró-reflex* sincronizado a uma plataforma de força AMTI. A Análise de Componentes Principais (ACP) foi utilizada com o objetivo de reduzir o volume de dados e permitir a comparação entre grupos. No plano frontal, o grupo OA apresentou menor queda pélvica e menor adução do quadril durante a fase de apoio médio e menor elevação pélvica e menor abdução de quadril durante a fase de oscilação inicial quando comparado com o grupo assintomático. No grupo com OA foi encontrada também maior abdução do quadril durante contato inicial e maior adução de quadril durante a fase de impulsão. No plano transverso, o grupo OA apresentou menor rotação para esquerda e maior rotação interna do quadril na fase de contato inicial e oscilação final, menor rotação interna de quadril durante o apoio final e menor rotação para direita da pelve nas fases de pré-oscilação e oscilação inicial. Essas alterações podem ser estratégias com o objetivo de reduzir a sobrecarga sobre a articulação do joelho, porém podem contribuir para o aumento da sobrecarga sobre outras articulações.

Palavras-chaves: Osteoartrite do joelho. Biomecânica. Análise Multivariada.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....04
2 MÉTODO.....07
2.1 Desenho do estudo.....07
2.2 Amostra.....07
2.3 Instrumentação e desenho experimental.....08
2.3.1 Dados cinemáticos e espaço temporais.....08
2.3.2 Western Ontário a And Mcmaster Universities Osteoarthritis Index (Womac)….....……..…….....……..09
2.3.3 Mini Exame do Estado Mental.....09
2.4 Procedimentos.....09
2.5 Redução dos dados.....10
2.6 Análise estatística.....11
2.6.1 Características dos participantes e dados temporais e espaciais da marcha.....11
2.6.2 Componentes principais.....11
3 RESULTADOS.....13
3.1 Participantes.....13
3.2 Análise de componentes principais.....13
4 DISCUSSÃO.....23
5 CONCLUSÃO.....28
REFERÊNCIAS.....29
APÊNDICES.....34
ANEXOS.....40

1 INTRODUÇÃO

A Osteoartrite (OA) é uma doença articular degenerativa com evolução dinâmica e progressiva que causa incapacidade e perda funcional [1,2]. A etiologia da OA é multifatorial, com inter-relação entre fatores sistêmicos e locais[3]. Os fatores sistêmicos incluem a etnicidade, aumento da idade, sexo e condição hormonal, fatores genéticos, densidade mineral óssea, obesidade e fatores nutricionais, fatores ocupacionais e efeitos da atividade física e esportiva. Tradicionalmente, a literatura discute que fatores locais também resultariam em aumento da sobrecarga sobre a articulação afetada, entre eles as alterações na mecânica articular, déficits proprioceptivos, história de lesão articular [3-5]. Nesse contexto, aproximadamente 17% da população acima de 45 anos possuem OA de joelho sintomática com maior prevalência em mulheres e em articulações de descarga de peso[6], sendo o joelho a segunda articulação mais comumente acometida, principalmente o seu compartimento medial[7].

O início e a progressão da OA de joelho são correlacionados à mecânica da deambulação [4,5]. No entanto, ainda é difícil determinar se as alterações da mecânica da deambulação são consequentes ao desenvolvimento da doença, em resposta a alterações degenerativas articulares, ou se são mecanismos compensatórios relacionados à evolução da mesma [8]. Assim, compreender as características da marcha de indivíduos nos estágios iniciais da OA de joelho pode permitir o desenvolvimento de intervenções não cirúrgicas com o objetivo de diminuir a dor e diminuir a velocidade de progressão da doença. A maioria dos estudos que investigaram as possíveis alterações biomecânicas que ocorrem durante a marcha de indivíduos com OA de joelhos concentraram-se nos estágios mais avançados da doença [9], nos quais existe menor possibilidade de reduzir a sua progressão. Apesar disso, algumas diferenças nos parâmetros da marcha entre indivíduos com OA e assintomáticos já foram bem documentadas. Indivíduos com OA de joelho demonstram menor velocidade de marcha, maior momento de força externo adutor do joelho, menor momento de força externo flexor e menor deslocamento angular do joelho [1,10].

Durante a fase de apoio da marcha, a pelve, o quadril, o joelho e o complexo tornozelo/pé constituem uma cadeia cinemática fechada e, dessa forma, alterações

como dor e redução da mobilidade no joelho podem estar potencialmente associadas a alterações em outras articulações. Apesar disso, poucos estudos investigaram as possíveis alterações cinemáticas nas articulações proximais do membro inferior associadas ao desenvolvimento da OA de joelho [9,11]. Além disso, já foi demonstrado na literatura que homens e mulheres possuem diferentes características biomecânicas durante a marcha[12]. Nesse contexto, foi observado que mulheres apresentam maior deslocamento angular nos planos frontal e transverso do quadril durante a marcha [13]. Especificamente em mulheres com OA moderada de joelhos, foi encontrada diferença no padrão do momento externo adutor do joelho [1], demonstrando que as mulheres mantêm a sobrecarga sobre o compartimento tibiofemoral medial do joelho durante toda a fase de apoio da marcha, o que contribui para a progressão da OA do compartimento medial do joelho [14]. Movimentos excessivos nos planos frontal e transverso de pelve e quadril têm sido associados à progressão da OA de joelhos [13,15], pois provocariam aumento da sobrecarga sobre locais da cartilagem que não estavam previamente adaptados à mesma [10], o que demonstra a importância de se investigar as possíveis alterações presentes nessas articulações.

Alterações da cinemática de segmentos proximais aos membros inferiores, como o tronco, também podem influenciar na velocidade de progressão da OA de joelho. Entre as alterações mais comumente investigadas, o aumento da inclinação lateral do tronco durante a fase de médio apoio da marcha tem sido correlacionado à diminuição da carga sobre a articulação do joelho [16]. No entanto, para que esse movimento reduza a sobrecarga sobre o compartimento medial do joelho é necessário que a pelve permaneça estável [17]. Fraqueza dos abdutores do quadril, por exemplo, pode fazer com que ocorra queda pélvica no membro em balanço, deslocando a força de reação do solo (FRS) medialmente provocando um aumento do momento externo adutor do joelho, o que potencializa a sobrecarga sobre o compartimento tibiofemoral medial do joelho [17]. O movimento pélvico no plano transverso influencia diretamente nas rotações do quadril, portanto maiores amplitudes rotacionais da pelve irão provocar maior rotação do quadril sobre o joelho em cadeia fechada [18]. Portanto, a investigação das variáveis angulares da pelve nos planos frontal e transverso é necessária para melhor compreensão da mecânica articular durante a marcha de indivíduos com OA de joelhos.

Portanto, a proposta do presente estudo foi comparar o deslocamento angular de pelve, quadril e joelho nos planos frontal e transverso de mulheres com OA do compartimento medial do joelho com um grupo de mulheres sem o diagnóstico de OA do joelho. A nossa hipótese é que mulheres com OA apresentariam maior inclinação pélvica no sentido do membro em balanço e maior rotação interna do quadril e joelho durante a fase de apoio da marcha.

2 MÉTODO

2.1 Desenho do estudo

Foi conduzido um estudo observacional com corte transversal.

2.2 Amostra

Foram recrutadas para participação no estudo, 39 idosas com o diagnóstico de OA do compartimento medial da articulação do joelho (grupo OA) e 39 idosas sem o diagnóstico de OA de joelho (grupo controle). Esses grupos foram pareados pela idade. O recrutamento ocorreu a partir de grupos de convivência e listas de espera para atendimento fisioterapêutico dos ambulatórios e clínicas escola de Belo Horizonte. Os critérios de inclusão para ambos os grupos foram: não utilizar dispositivos de auxílio à marcha; não ter caído nos últimos seis meses; não estar em tratamento fisioterápico há pelo menos seis meses; não ter sofrido trauma ou cirurgia nas articulações do tornozelo, joelho e quadril; e não ter déficit cognitivo, detectádo pelo mini-exame do estado mental (MEEM). O critério de inclusão específico para o grupo OA foi ter o diagnóstico de OA do compartimento medial de um ou de ambos os joelhos sem indicação cirúrgica, realizado por ortopedistas e baseado nos critérios clínicos e radiográficos do *American College of Rheumatology*. A classificação radiográfica foi baseada nos critérios de Kellgren e Lawrence [19]. Foram incluídos apenas indivíduos com OA medial de joelho com grau leve e moderado (graus 2 e 3). O critério de inclusão específico para o grupo assintomático foi a ausência de dor prolongada ou outros sinais ou sintomas condizentes com OA nas articulações dos membros inferiores. Os critérios de exclusão para ambos os grupos foram: presença de qualquer patologia com acometimento dos membros inferiores; diagnóstico de OA em outra articulação dos membros inferiores além do joelho; e diagnóstico de doença neurológica.

2.3 Instrumentação e Desenho Experimental

2.3.1 Dados Cinemáticos e Espaço Temporais

O deslocamento angular de pelve, quadril e joelho, nos planos frontal e transverso, e os parâmetros espaço temporais da marcha foram obtidos por meio do sistema de fotogrametria baseado em vídeo composto por oito câmeras (*Qualisys*ProReflexMedicalAB,Gothenburg, Suécia) sincronizadas com duas plataformas de força (AMTI – AdvancedMechanical Technology, OR6-6 model, Watertown, MA, USA). A frequência de coleta dos dados foi de 120 Hz. O sistema possui acurácia de 0,6 mm como especificado pelo fabricante. Os dados foram captados pelo *software* de aquisição *QualisysTrack Manager 1.6.0.x-QTM* e, em seguida, transferidos para o *software Visual 3D* para processamento.

Marcas anatômicas e *clusters* com marcas de rastreamento foram utilizados para determinar o sistema de coordenadas dos segmentos e o movimento de pelve, coxa, perna e complexo tornozelo/pé, de acordo com as recomendações para minimização de artefatos devido à movimentação de tecidos moles [20-22]. Para a coleta estática, com os participantes em posição ortostática, marcas anatômicas foram afixadas nos seguintes pontos anatômicos: ponto mais alto das cristas Ilíacas, trocânter maior do fêmur bilateralmente, epicôndilo medial e lateral do fêmur, maléolo medial e lateral, tuberosidade do calcâneo e cabeça do primeiro e quinto metatarsos. *Clusters* contendo marcas de rastreamento foram afixados na pelve, coxa e perna. O *cluster* de pelve possuía forma retangular e consistia de uma base rígida contendo quatro marcadores de rastreamento, sendo fixado à pelve na superfície posterior do sacro com faixas elásticas as quais envolviam todo o segmento. Os *clusters* de coxa e perna possuíam forma triangular, com três marcadores de rastreamento fixados em cintas não rígidas de neoprene. Esses eram posicionados lateralmente no terço médio da coxa e da perna, respectivamente.

2.3.2 Western Ontário And Mcmaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC)

Dor e rigidez articular foram mensurados com a utilização do questionário WOMAC, especificamente desenvolvido para a avaliação de pacientes com OA de joelho e quadril [23]. Os escores das subescalas do WOMAC foram calculados pela escala Likert de 5 pontos (0, 25, 50, 75, 100), onde escores menores indicam melhor condição naquele domínio.

2.3.3 Mini Exame do Estado Mental

O instrumento de rastreio de comprometimento cognitivo foi a versão adaptada à população brasileira do Mini-Exame do Estado Mental, utilizando um ponto de corte de 18 [24].

2.4 Procedimentos

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) (parecer ETIC nº.0599/08) e o termo de consentimento livre esclarecido assinado pelas participantes.

O estudo foi realizado no Laboratório de Análise de Movimento do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG, Belo Horizonte - MG. Os procedimentos foram divididos em duas etapas, sendo a primeira etapa composta da coleta dos aspectos demográficos, clínicos, aplicação do MEEM, administração das subescalas de dor e rigidez do questionário WOMAC em forma de entrevista assistida e a segunda etapa constituiu da coleta dos dados cinemáticos da marcha.

Para a coleta dos dados cinemáticos da marcha, a participante permaneceu descalça e usou um short da cor preta fornecido pelo pesquisador, o qual permitiu a visualização do membro inferior em teste. No grupo OA, o membro com maior sintoma de acordo com a subescala de dor do WOMAC foi o escolhido para análise. No grupo controle, a análise cinemática foi feita no membro dominante, definido como “aquele com o qual a participante chutaria uma bola”. Em seguida, os

marcadores de rastreamento e anatômicos foram fixados com fita dupla face pelo pesquisador nos pontos específicos já mencionados. 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 e em seguida as participantes foram instruídas a caminharem descalças, em uma velocidade auto-selecionada e confortável ao longo da passarela. Foi permitido um período de prática para a familiarização com os procedimentos de pelo menos cinco minutos. Durante a coleta, os participantes começaram a deambular dois metros antes da primeira plataforma de força e terminaram dois metros após a segunda plataforma. Este procedimento foi realizado com o objetivo de descartar da coleta a fase inicial de aceleração da marcha e a fase final de desaceleração. 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.

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

2.5 Redução dos Dados

Inicialmente, a posição de referência foi utilizada para criação dos corpos rígidos correspondentes à pelve, coxa e perna em relação ao sistema de coordenadas do laboratório. O modelo estático foi então aplicado aos arquivos dinâmicos e os dados da plataforma de força processados para determinar as fases do ciclo da marcha sendo o mesmo normalizado de 0 a 100%.

Os valores médios das dez coletas, para cada participante, foram utilizados na análise. O ciclo da marcha foi definido como o intervalo de tempo entre o contato do pé na primeira plataforma e contato do mesmo pé na segunda plataforma de força. Os dados foram interpolados e filtrados com um filtro de pasta baixa Butterworth com frequência de corte de seis Hz. O *software* Visual 3D (C-Motion,

Inc., Rockville, USA) foi utilizado para calcular as seguintes curvas cinemáticas: (1) queda/elevação da pelve (eixo-Y) e rotação para esquerda/direita da pelve (eixo-Z), representados pelo movimento da pelve em relação ao laboratório– valores positivos para elevação e rotação para esquerda; (2) adução/abdução do quadril (eixo-Y) e rotação interna/externa do quadril (eixo-Z), representados pelos movimentos da coxa em relação à pelve – valores positivos para adução e rotação interna; (3) adução/abdução do joelho (eixo-Y) e rotação interna/externa do joelho (eixo-Z), representados pelos movimentos da perna em relação à coxa - valores positivos para adução e rotação interna.

2.6 Análise Estatística

2.6.1 Características dos participantes e dados temporais e espaciais da marcha

A normalidade dos dados temporais e espaciais da marcha foi analisada por meio da aplicação do Teste Shapiro-Wilk. Na presença de normalidade, teste t-*Student* para amostras independentes foi aplicado, caso a normalidade fosse violada, o Teste Exato de Mann-Whitney foi utilizado. Os escores do questionário WOMAC foram utilizados para descrever as características dos grupos OA e controle.

2.6.2 Componentes Principais

A Análise de Componentes Principais (ACP) foi aplicada para capturar os modos principais de variação na estrutura temporal das curvas de deslocamento angular [25, 26]. Matematicamente, as componentes principais (CP) representam características que demonstram as diferenças nos padrões de marcha observados entre grupos OA e assintomático [25].

ACP foi aplicada em uma matriz de *n* por *p* composta por 80 observações por 101 variáveis temporais representando as curvas do ciclo da marcha. Matematicamente, as CP são extraídas por uma transformação linear das variáveis originais de forma que as primeiras CP contêm a maior parte da variação presente nos dados originais. As novas CP representam a direção com maior variabilidade e

provêm uma descrição da estrutura dos dados mais simples e parcimônia. Foi padronizado o uso de três componentes, sempre explicando mais que 90% da variabilidade total dos dados.

As observações individuais transformadas são referidas como escores das CP e representam a distância que cada indivíduo está da média de cada componente. Quanto maior o escore, mais perto o indivíduo está de uma característica específica capturada pela componente [25]. Os escores das CP computados para as curvas de deslocamento angular são não correlacionados e foram utilizados para investigar diferenças entre os grupos utilizando teste t-student para amostras independentes (quando os dados apresentaram distribuição normal e homogeneidade de variâncias) e teste de Wilcoxon (quando os dados não possuíam distribuição normal ou homogeneidade de variâncias). A correção de Bonferroni foi aplicada para o número de CP retidas para análise resultando em um α=0,016. A interpretação das CP no presente estudo foi baseada na forma da carga vetorial e no formato das curvas reconstruídas do ciclo da marcha correspondentes a escores altos e baixos na CP (especificamente, escores da CP correspondendo a +/- um desvio padrão dos escores da CP vezes a carga vetorial da CP).

3 RESULTADOS

3.1. Participantes

A tabela 1 apresenta as características dos grupos OA e assintomático. Somente a variável índice de massa corporal (IMC) foi estatisticamente diferente entre grupos, com o grupo OA apresentando IMC maior (13%) do que o grupo assintomático (P=0,001). Quanto aos critérios de Kellgren e Lawrence,[19]15 indivíduos foram classificados como grau 2 (OA leve) e 25 grau 3 (OA moderado). Em relação ao questionário WOMAC, o grupo OA apresentou maiores médias no domínio dor, e rigidez quando comparado com o grupo controle, nos domínios respectivos. Em relação às variáveis espaço temporais, o grupo OA apresentou menor comprimento da passada e velocidade, e maior duração das fases de apoio e oscilação quando comparado com o grupo assintomático (P<0,05).(Tabela 1)

3.2. Análise de Componentes Principais

As figuras de 1 a 5 resumem a análise cinemática nos planos frontal e transverso de pelve, quadril e joelho realizada em todos os sujeitos. A tabela 2 identifica as CP de cada articulação e plano de movimento com os escores que apresentaram diferença estatística entre os dois grupos sendo a interpretação dos mesmos, discutida a seguir.

A pelve no plano frontal apresentou queda até a fase de apoio terminal, e posterior elevação até o final da fase de oscilação (Fig. 1A). Das três componentes analisadas, a CP3 capturou 11,01% em um total de 95,99% da variabilidade total dos dados explicada pelas três componentes (Tabela 2). A figura 1B demonstra que a carga vetorial da CP3 apresenta maiores magnitudes aproximadamente durante as fases de apoio médio e oscilação inicial, o que significa que maiores escores serão obtidos quando maior queda pélvica ocorrer durante a fase de resposta à carga e maior elevação ocorrer durante a fase de oscilação inicial. A análise estatística revelou que o escore médio da CP3 no grupo assintomático apresentou magnitude significativamente maior que o escore médio na CP3 no grupo OA. As curvas de deslocamento angular correspondentes aos escores médio, alto e baixo na CP3 (Fig. 1C) sugerem que o grupo OA apresentou menor queda pélvica durante a fase

de apoio médio e menor elevação pélvica durante a fase de oscilação inicial quando comparado com o grupo assintomático.

No plano transverso, a pelve apresentou rotação para a esquerda de contato inicial até apoio médio, rotação para direita desta fase até a de fase oscilação inicial, seguida por rotação para esquerda até o final do ciclo. Das três componentes analisadas, a CP2 capturou 26,97% em um total de 97,92% da variabilidade total dos dados explicada pelas três componentes (Tabela 2). A figura 2B demonstra que a carga vetorial da CP2 apresenta maiores magnitudes durante as fases de contato inicial, pré-oscilação, oscilação inicial e oscilação final. A análise estatística revelou que o escore médio da CP2 no grupo assintomático apresentou magnitude significativamente menor que o escore médio da CP2 no grupo OA. As curvas de deslocamento angular correspondentes aos escores médio, alto e baixo na CP2 (Fig.2C) sugerem que o grupo OA apresentou menor rotação para esquerda na fase de contato inicial e oscilação final e menor rotação para direita nas fases de pré-oscilação e oscilação inicial.

O deslocamento angular do quadril no plano frontal foi caracterizado por adução durante toda a fase de apoio, seguido por abdução durante a fase de oscilação inicial permanecendo próximo de neutro até o final do ciclo (Fig. 3A e 4A). Das três componentes avaliadas, a CP2 e CP3 capturaram 14,14% e 11,07% de um total de 94,26% da variabilidade total dos dados, respectivamente (Tabela 2). A carga vetorial da CP2 apresenta maior magnitude próximo ao contato inicial, pré-oscilação e oscilação final. A análise estatística revelou que o escore médio da CP2 no grupo OA apresentou magnitude significativamente maior que o escore médio do grupo assintomático na CP2. As curvas de deslocamento angular correspondentes aos escores médio, alto e baixo na CP2 sugerem que o grupo OA apresentou maior abdução do quadril próximo ao contato inicial, maior adução durante a fase de pré-oscilação e maior abdução durante a oscilação final. A carga vetorial da CP3 (Fig. 4B) demonstra maiores magnitudes durante o apoio médio e oscilação inicial. A análise estatística revelou que o escore médio da CP3 no grupo OA apresentou magnitude significativamente menor que o escore médio do grupo assintomático na CP3. As curvas de deslocamento angular correspondentes aos escores médio, alto e baixo na CP3 evidenciam que o grupo OA realiza menor adução do quadril durante o apoio médio e menor abdução durante a fase de oscilação inicial. (Fig. 4C)

O deslocamento angular do quadril no plano transverso está representado na Figura 5A. A carga vetorial da CP2 demonstrou maior magnitude durante o contato inicial, apoio terminal e oscilação final. (Fig. 5B) A análise estatística revelou que o escore médio da CP2 no grupo OA apresentou magnitude significativamente maior que o escore médio da CP2 no grupo assintomático. As curvas de deslocamento angular correspondentes aos escores médio, alto e baixo revelam maior rotação interna do quadril durante o contato inicial e a oscilação final, e menor rotação interna durante o apoio final no grupo OA. (Fig. 5C)

TABELA 1. Dados antropométricos e espaço-temporais da marcha dos grupos controle (Grupo C) e osteoartrite (Grupo OA) (N = 78) .

Variável	**Grupo C (N = 39)**	**Grupo OA (N = 39)**	***P* - Valor**
	Média (DP)	**Média (DP)**	
Idade (anos)	70,1 (8,03)	69,4 (8,08)	0,730[a]
IMC (kg/m^2)	27,3 (5,19)	31,3 (5,64)	0,001[a]
Altura (m)	1,53 (0,05)	1,54 (0,05)	0,237[a]
Velocidade (m/s)	1,06 (0,15)	0,89 (0,12)	0,000[b]
Comprimento da passada (m)	1,14 (0,11)	1,04 (0,09)	0,000[a]
Tempo de apoio (s)	0,66 (0,05)	0,73 (0,07)	0,000[a]
Tempo de oscilação (s)	0,43 (0,00	0,46 (0,00)	0,001[b]
WOMAC (Dor)	5,00 (17,1)	180,6 (105,6)	0,001[b]
WOMAC (Rigidez)	1,80 (8,7)	56,2 (59,5)	0,001[b]

[a] Teste t independente significativo $p < 0,01$

[b] Teste de Mann-Whitney significativo $p < 0,025$

TABELA 2. Componentes principais das curvas de deslocamento angular da pelve e do quadril significativamente diferentes entre os grupos osteartrite (Grupo OA) e controle (Grupo C).

	Grupos		
	Grupo C	Grupo OA	valor-*α*
	N = 39	N = 39	
Articulação da pelve			
Plano frontal			
Escore CP3	3,87	-3,87	<0,01
	(7,36)	(9,06)	
Plano transverso			
Escore CP2	-10,60	10,60	<0,01
	(20,6)	(23,05)	
Articulação do quadril			
Plano frontal			
Escore CP2	-6,81	6,81	<0,001
	(17,0)	(20,0)	
Escore CP3	5,63	-5,63	<0,001
	(13,17)	(19,35)	
Plano transverso			
Escore CP2	-5,68	5,68	<0,013
	(17,22)	(22,82)	

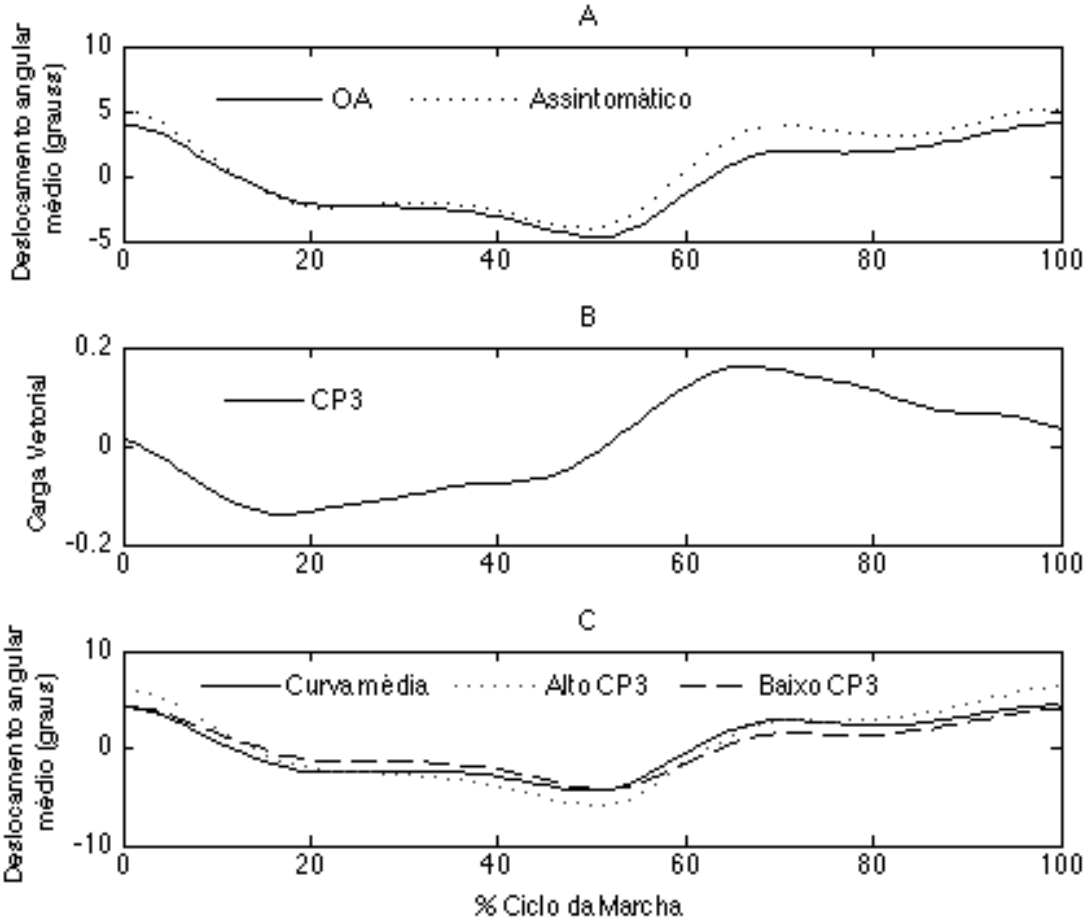

FIGURA 1: A) Média do deslocamento angular da pelve no plano frontal entre grupos OA e controle; B) Carga vetorial do CP3; C) Comparação do deslocamento angular da pelve entre os indivíduos com escore alto e baixo de CP3.

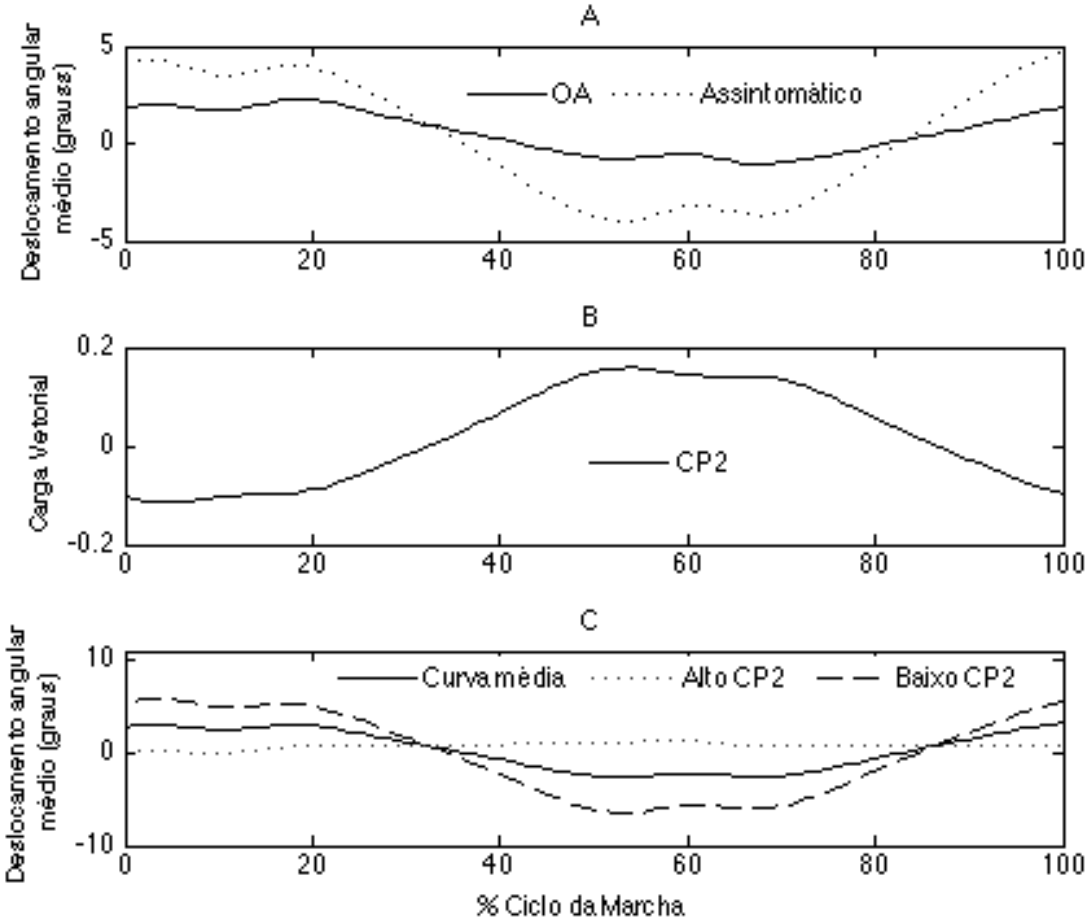

FIGURA 2: A) Média do deslocamento angular da pelve no plano transverso entre grupos OA e controle; B) Carga vetorial do CP2; C) Comparação do deslocamento angular do quadril entre os indivíduos com escore alto e baixo de CP2.

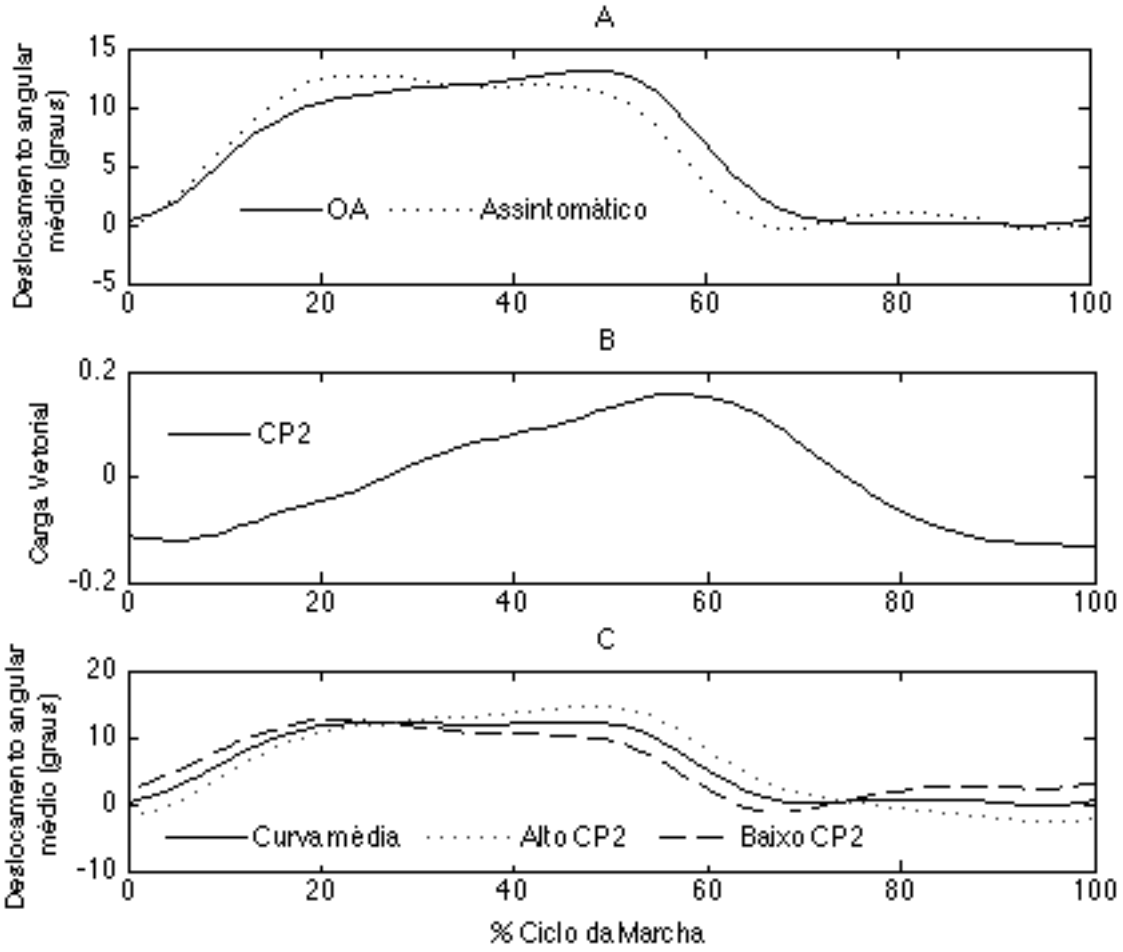

FIGURA 3: A) Média do deslocamento angular do quadril no plano frontal entre grupos OA e controle; B) Carga vetorial do CP2; C) Comparação do deslocamento angular do quadril entre os indivíduos com escore alto e baixo de CP2.

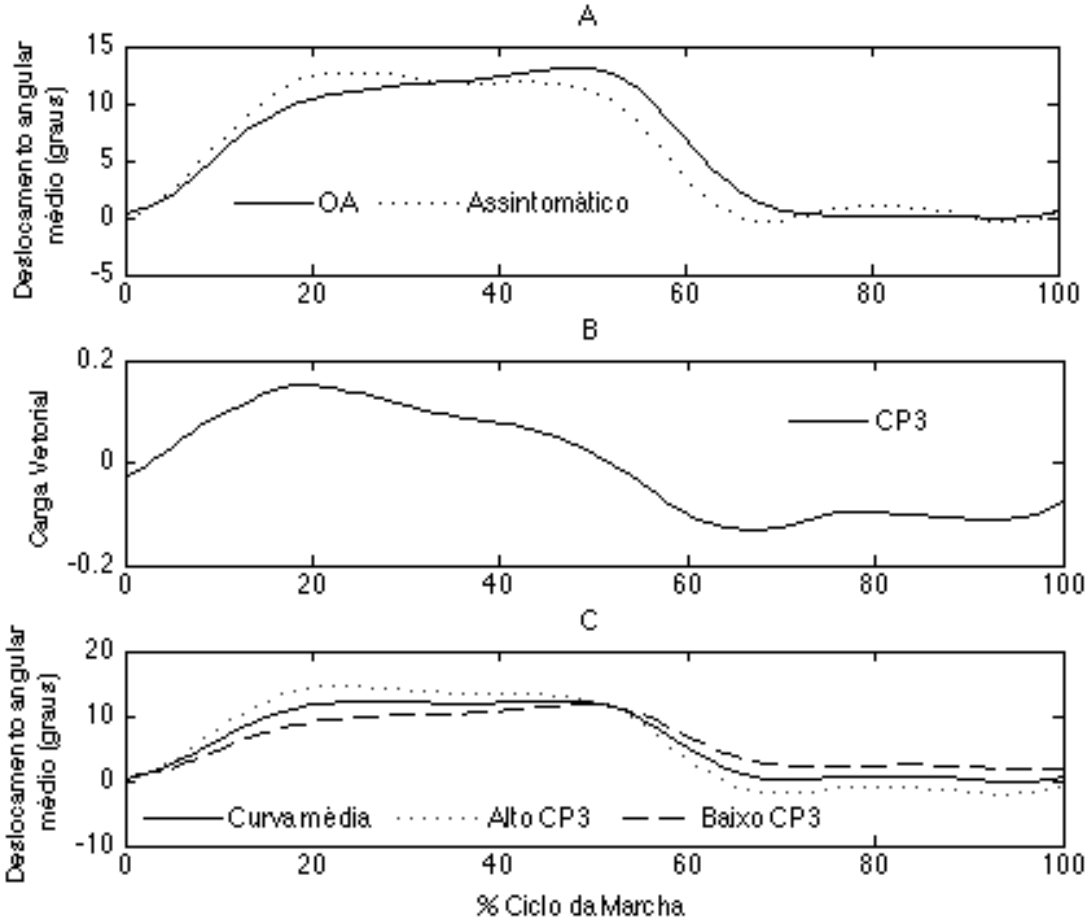

FIGURA 4: A) Média do deslocamento angular do quadril no plano frontal entre grupos OA e controle; B) Carga vetorial do CP3; C) Comparação do deslocamento angular da pelve entre os indivíduos com escore alto e baixo de CP3.

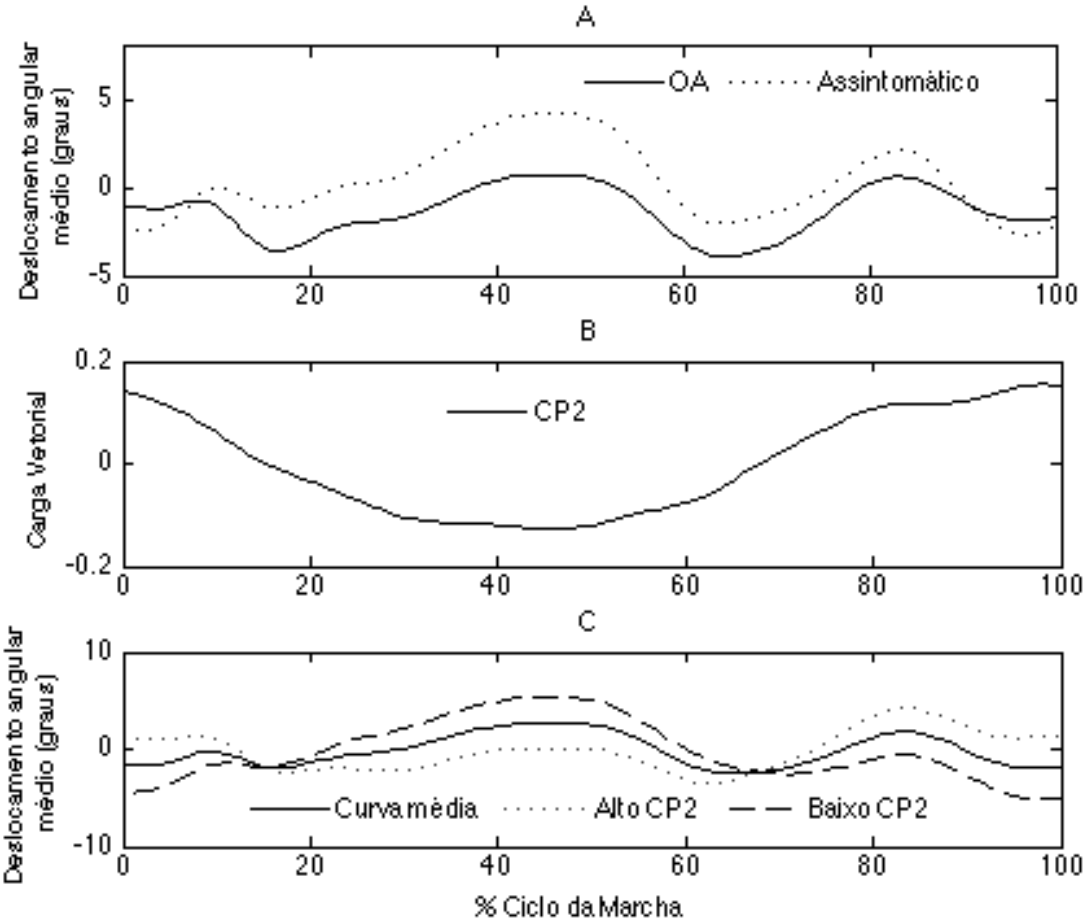

FIGURA 5: A) Média do deslocamento angular do quadril no plano transverso entre grupos OA e controle; B) Carga vetorial do CP2; C) Comparação do deslocamento angular do quadril entre os indivíduos com escore alto e baixo de CP2.

4 DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo demonstraram que as idosas com OA do compartimento medial do joelho leve e moderado apresentaram menor queda pélvica e menor adução do quadril durante a fase de apoio médio, maior abdução durante o contato inicial e maior adução do quadril durante a impulsão, quando comparadas com o grupo controle. No plano transverso, o grupo OA apresentou menor rotação para esquerda e maior rotação interna do quadril na fase de contato inicial e menor rotação interna durante o apoio final. Acredita-se que tais alterações proximais à articulação do joelho são mecanismos adaptativos à doença, porém os mesmos podem provocar sobrecarga sobre essas articulações[30].

A menor queda pélvica e menor adução do quadril durante o apoio médio e a menor elevação pélvica e menor abdução do quadril durante a oscilação inicial observadas no grupo OA podem ser justificadas por um provável aumento da inclinação ipsilateral do tronco durante o apoio médio, previamente documentada em indivíduos com OA do joelho [6,17, 30-33]. Assim, a menor queda pélvica não deve ser associada à uma maior capacidade da musculatura abdutora do quadril nesses indivíduos [33], o que é reforçado pelo fato de que indivíduos com OA de joelho comumente apresentarem fraqueza de abdutores de quadril [33-36]. A fase de apoio médio de um membro inferior ocorre simultaneamente à fase de oscilação inicial do membro oposto, portanto, a menor elevação pélvica e menor abdução do quadril encontradas durante a oscilação inicial podem ter como causa a inclinação lateral do tronco em direção ao membro oposto, que nesse momento estará no apoio médio. A inclinação ipsilateral do tronco é considerada uma estratégia redutora de carga sobre o compartimento medial do joelho, pois desloca o centro de massa lateralmente, o que diminui o braço de alavanca da FRS em relação ao eixo da articulação do joelho no plano frontal. A menor movimentação da pelve e do quadril no plano frontal, encontrada no grupo com OA, reduz o momento externo adutor do joelho e consequentemente desacelera a progressão da doença [33], diminuindo a demanda imposta sobre a musculatura abdutora do quadril, o que pode contribuir para o desenvolvimento de fraqueza dessa musculatura por desuso.

A ACP demonstrou maior abdução do quadril no contato inicial e na oscilação final e maior adução do quadril durante a pré-oscilação no grupo OA. A maior adução do quadril durante a fase de pré-oscilação pode ser justificada pela fraqueza dos abdutores do quadril previamente documentada em indivíduos com OA de joelhos [34-36]. A diminuição da capacidade de geração de energia dos abdutores de quadril pode sobrecarregar estruturas laterais da coxa que possuem influência direta sobre a articulação do joelho, como a banda iliotibial, e consequentemente aumentar a sobrecarga sobre o joelho [33]. Além disso, a maior adução do quadril no momento da impulsão pode causar desvio da linha de progressão da marcha e assim contribuir para o aumento da abdução de quadril do membro oposto no momento do contato inicial, o que pode sobrecarregar estruturas laterais do membro oposto. Tais interações entre membros inferiores opostos podem ser explicadas pelo fato de a maior parte dos indivíduos do grupo OA desse estudo, apresentarem acometimento bilateral dos joelhos, o que reforça a nossa hipótese de que esses mecanismos são compensatórios e ocorrem bilateralmente.

A análise de pelve e quadril no plano transverso demonstrou menor rotação para esquerda da pelve e maior rotação interna do quadril nas fases de contato inicial e oscilação final no grupo com OA. Foi encontrada também menor rotação para direita da pelve durante a pré-oscilação e oscilação inicial no grupo OA. Os movimentos da pelve no plano transverso são diretamente influenciados pela velocidade em que o indivíduo anda [37,38]. A menor velocidade auto selecionada encontrada no grupo OA é considerada uma estratégia de diminuição da carga sobre o compartimento medial do joelho [8,39], dessa forma, é provável que a menor rotação da pelve no plano transverso seja um reflexo da menor velocidade apresentada por esse grupo. A pelve roda sobre os eixos das articulações dos quadris. Assim, com o membro inferior direito apoiado, quanto menor for a rotação da pelve para a esquerda, maior será a rotação interna do quadril direito, o que pode justificar o fato dos indivíduos do grupo OA apresentarem menor rotação da pelve e, conseqüentemente, maior rotação interna do quadril no membro inferior avaliado.

As diferenças cinemáticas no plano frontal da pelve e do quadril sugerem fraqueza da musculatura abdutora do quadril nos sujeitos com OA de joelho. Dessa forma, esse grupo muscular deve ser foco de estudos de intervenção com o objetivo de identificar se o fortalecimento dessa musculatura é capaz de modificar o padrão

cinemático durante a marcha desses indivíduos. Estudos de intervenção que realizaram treino de força, potência e resistência dos abdutores de quadril observaram melhora na dor e função física de indivíduos com OA de joelhos, porém diferenças na cinemática e cinética de joelho não foram identificadas. Entretanto, esses estudos não investigaram alterações cinemáticas nas articulações proximais ao joelho [33-36] ·Além disso, é possível que outros fatores além da força muscular, contribuam para o aumento da carga sobre compartimento medial, tais como o alinhamento varo, mudança no controle neuromuscular e dor [36].Por isso, estudos longitudinais com grandes populações precisam ser conduzidos para o melhor entendimento dos fatores associados à progressão da OA de joelho.

A maior sobrecarga sobre o joelho está relacionada a maior velocidade de marcha[39]. Dessa forma, alguns autores sugerem, como intervenção, a orientação para que indivíduos com OA de joelho, em estágios iniciais, reduzam a velocidade da marcha com o objetivo de diminuir a progressão da doença[39,40]. Entretanto,esses mesmos autores questionam se diminuir a velocidade é realmente uma intervenção interessante, uma vez que é possível que o efeito prolongado de uma sobrecarga menor possa provocar o mesmo efeito que uma sobrecarga maior por um menor intervalo de tempo. Além disso, redução da velocidade de marcha pode afetar negativamente o desempenho do indivíduo durante atividades de vida diária.

A diferença na velocidade da marcha encontrada entre os grupos pode limitar as interpretações acerca dos resultados encontrados em nosso estudo. Diversos autores descreveram o efeito da velocidade em variáveis da marcha, particularmente no plano sagital [9,41]. Apesar da influência da velocidade de marcha sobre a cinemática nos planos frontal e transverso não ser clara na literatura, é possível que efeitos similares aos identificados no plano sagital também ocorram. Porém, apesar da velocidade de marcha causar alterações biomecânicas em indivíduos saudáveis, não existem evidências de uma relação causal clara entre a velocidade de marcha e a mecânica da marcha na presença da OA de joelho. A velocidade de marcha é inerentemente associada ao processo de evolução da OA de joelho, o que dificulta separar os dois efeitos de confusão. Na tentativa de controlar os efeitos da velocidade de marcha, alguns estudos selecionaram e compararam ciclos da marcha com velocidade próxima de 1 m/s [42,43]. No entanto, essa abordagem requer que indivíduos com OA andem com velocidade maior do que eles normalmente

andam e/ou que os indivíduos saudáveis andem com velocidade menor que a usual. O presente estudo optou por usar a velocidade auto selecionada do sujeito para caracterizar a mecânica natural das articulações durante a marcha adotada por esses indivíduos diariamente. Outra abordagem possível seria remover o efeito da velocidade estatisticamente por meio de um modelo de análise de covariância (ANCOVA). No entanto, essa estratégia seria inapropriada para o presente estudo, pois premissas para o uso de ANCOVA são violadas quando a co-variável (velocidade) é influenciada pelo tratamento (OA) [44,45]. A ANCOVA também é contra indicada quando diferenças grandes existem entre os valores médios e de variação da co-variável entre grupos [46,47], como demonstrado na tabela 1.

A investigação da cinemática do tronco e do pé teria papel importante no nosso estudo, pois a movimentação dessas articulações gera repercussões sobre a mecânica das articulações do joelho, quadril e pelve. Além disso, o maior IMC encontrado no grupo OA pode ter influenciado negativamente na qualidade de captação dos dados cinemáticos devido a maior influência da movimentação de tecidos moles sobre o movimento dos marcadores de rastreamento. No entanto, todas as recomendações para minimização de artefatos devido à movimentação de tecidos moles[20-22] foram seguidas o que minimizou a influência do maior IMC apresentado pelo grupo com OA.

Os resultados do presente estudo demonstraram que existem alterações na cinemática de pelve e quadril durante a marcha de idosas com OA do compartimento medial do joelho. Essas alterações podem ser estratégias adotadas com o objetivo de reduzir a dor no joelho, porém podem contribuir para o desenvolvimento de outras disfunções a longo prazo. Este foi um estudo transversal, dessa forma, relação causal não pode ser estabelecida. Nesse contexto, estudos futuros poderiam avançar em relação aos resultados do presente estudo de diversas maneiras. Estudos longitudinais com avaliação de marcha podem revelar se os padrões cinemáticos de pelve e quadril identificados precedem ou são posteriores ao desenvolvimento de OA de joelho. Alternativamente, estudos de intervenção poderiam utilizar as alterações cinemáticas identificadas no presente estudo para desenvolver treinos de marcha e protocolos de fortalecimento de músculo da região de pelve e quadril. Além disso, este estudo foi focado em marcha e estudos futuros podem quantificar diferenças na cinemática de pelve e quadril com os indivíduos

com OA de joelho fazendo outras atividades, como subir e descer escadas e levantar de uma cadeira.

5 CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo mostram alterações cinemáticas das articulações proximais ao joelho em indivíduos com OA de joelhos, as quais podem ser consequência de uma tentativa desses indivíduos de diminuir a sobrecarga sobre o joelho. A hipótese inicial do estudo era encontrar maior inclinação pélvica no sentido do membro em balanço e maior rotação interna do quadril e joelho durante a fase de apoio da marcha. Porém nossos resultados demonstraram menor movimentação de pelve e quadril, ocasionados por mecanismo adaptativos inerentes à doença. Acreditamos portanto, que as intervenções fisioterapêuticas com objetivo de diminuir a progressão da doença devem ser baseadas nas estratégias naturalmente utilizadas pelos indivíduos.

REFERÊNCIAS

1. MCKEAN, K.A.; LANDRY, S.C.; HUBLEY-KOZEY, C.L.; DUNBAR, M.J.; STANISH, W.D.; DELUZIO, K.J. Gender differences exist in osteoarthritic gait. **Clin Biomech**, v. 22, n.4, p.400-409, May, 2007.

2. MÜNDERMANN, A.; DYRBY, C.O.; ANDRIACCHI, T.P. Secondary Gait Changes in Patients With Medial Compartment Knee Osteoarthritis. Increased load at the ankle, knee, and hip during walking. **Arthritis & Rheumatism**, v.52, n.9, p.2835-2844, 2005.

3.GARSTANG, S.V.; STITIK, T.P. Osteoarthritis: epidemiology, risk factors, and pathophysiology. **Am J Phys Rehabil**, v.85, n.11, (supplement), 2006.

4. RICHETTE, P.; CORVOL, M.; BARDIN, T. Estrogens, cartilage, and osteoarthritis. **Joint Bone Spine**, v.70, p. 257-262, 2003.

5. SHARMA, L.; SONG, J.; FELSON, D.T.; CAHUE, S.; SHAMIYEH, E.; DUNLOP, D.D. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. **JAMA**, v. 286, n. 2, p. 188-196, 2001.

6. BECHARD, D.J.; BIRMINGHAM, T.B.; ZECEVIC, A.A.; JONES, I.C.; GIFFIN, J.R. GIFFIN, J.R.; JENKYN, T.R. Toe-Out, Lateral Trunk Lean, and Pelvic Obliquity During Prolonged Walking in Patients With Medial Compartment Knee Osteoarthritis and Healthy Controls. **Arthritis Care & Research**, v. 64, n. 4, p.525-532, April, 2012.

7. SENNA, E.R.; DE BARROS, A.L,.; SILVA, E.O.; COSTA, I.F.; PEREIRA, L.V.; CICONELLI, R.M.; *et al*. Prevalence of rheumatic diseases in Brazil: a study using COPCORD approach. **J Rheumatol**, v.31, n.3, p.594-597, Mar, 2004.

8. ASTEPHEN, J.L.; DELUZIO, K.J.; CALDWELL, G.E.; DUNBAR, M.J. Biomechanical Changes at the Hip, Knee, and Ankle Joints during Gait Are Associated with Knee Osteoarthritis Severity. **Journal of Orthopaedic Research**, p. 332-340, March, 2008.

9. LANDRY, S.C.; MCKEAN, K.A.; HUBLEY-KOZEY, C.L.; STANISH, W.D.; DELUZIO, KJ. Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at self-selected and fast walking speed. **J Biomech**, v. 40, n. 8, p. 1754-1761, 2007.

10. ANDRIACCHI, T.P.; MUNDERMANN, A. The role of ambulatory mechanics in the initiation and progression of knee osteoarthritis. **Curr Opin Rheumatol**, v. 18, n. 5, p. 514-518, Sep, 2006.

11. MCGIBBON, C.A.; KREBS, D.E. Compensatory Gait Mechanics in Patients with Unilateral Knee Arthririts. **J Rheumatol**, v. 29, n. 11, p. 2410-19, 2002.

12. SEGAL, N.A.; YACK, J.; BRUBAKER, M.; TORNER, J.C.; WALLACE, R. Association of Dynamic Joint Power With Functional Limitations in Older Adults With Symptomatic Knee Osteoarthritis. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 90, p. 1821-8, November, 2009.

13. CHUMANOV, E.S.; WALL-SCHEFFLER, C.; HEIDERSCHEIT, B.C. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. **Clin Biomech,** v. 23, p.1260-68, 2008.

14. 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,** v. 50, n. 12, p-3897-3903, 2004.

15. FREEMAN, M.A.; PINSKEROVA, V. The movement of the normal tibio-femoral joint. **J Biomech,** v. 32, n. 2, p. 197-208, Feb, 2005.

16. SIMIC, M.; HINMAN, R.S.; WRIGLEY, T.V.; BENNELL, K.L, HUNT, M.A. Gait modification strategies for altering medial knee joint load: A Systematic review. **Arthritis Care & Research,** v. 63, n.3, p. 405-426, 2011.

17. POWERS, M.C. The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective. **JOSPT**, v. 40, n. 2, p. 42-51, 2010.

18. PERRY, J. **Análise de Marcha**: marcha normal. v. 1. 2. ed. São Paulo: Manole, 2005.

19. KELLEGREN, J.H.; LAWRENCE, J.S. Radiological assessment of osteo-arthritis. **AnnRheumDis,** v. 16, p.494-502, 1957.

20. CHIARI L, DELLA, C.U.; LEARDINI, A.; CAPPOZZO, A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors. **Gait Posture,** v. 21, n. 2, p. 197-211, 2005.

21. MANAL, K.; MCCLAY, I.; STANHOPE, S.; RICHARDS, J.; GALINAT, B. Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. **Gait Posture**, v. 11, n. 1, p. 38-45, 2000.

22. SCHACHE, A.G.; BAKER, R.; LAMOREUX, L.W. Influence of thigh cluster configuration on the estimation of hip axial rotation. **Gait Posture ,** v. 27, n. 1, p. 60-69, 2008.

23. FERNANDES, M.I. **Tradução e validação do questionário de qualdidade de vida específico para osteoartrose WOMAC (Wester Ontário andMcMasterUniversities) para língua portuguesa**. 2003. 103p. Dissertação de mestrado em Medicina – Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, 2003.

24. BERTOLUCCI, P.H.F.; BRUCKI, S.M.D.; CAMPACCI, S.R.; JULIANO, Y. O mini-exame do estado mental emu ma população geral: impacto da escolaridade. **Arq Neuropsiquiatr,** v. 52, n. 1, p. 1-7.

25. DELUZIO, K.J.; ASTEPHEN, J.L. Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis: an application of principal component analysis. **Gait Posture**, v. 25, n. 1, p. 86-93, 2007.

26. KIRKWOOD, R.N.; RESENDE, R.A.; MAGALHÃES, C.M.; GOMES H.A.; MINGOTI, A.S.; SAMPAIO, R.F. Application of principal component analysis on gait kinematics in elderly women with knee osteoarthritis. **Rev Bras Fisioter**, v. 15, n. 1, p. 52-8, 2001.

30. HUNT, M.A.; WRIGLEY, T.V.; HINMAN, R.S.; BENNELL, K.L. Individuals with severe knee osteoarthritis (OA) exhibit altered proximal walking mechanics compared with individuals with less severe OA and those without pain. **Arthritis Care Res,** v. 62, p. 1426-32, 2010.

31. LINLEY, H.S.; SLED, E.A.; CULHAM, E.G.; DELUZIO, K.J.A biomechanical analysis of trunk and pelvis motion during gait in subjects with knee osteoarthritis compared to control subjects. **Clin Biomech**, v. 25, n. 10, p. 1003-10, Dec, 2010.

32. HUNT, M.A.; *et al*. Lateral trunk lean explains variation in dynamic knee joint load in patients with medial compartment knee osteoarthritis. **Osteoarthritis Cartilage**, v. 16, p. 591-9, 2008.

33. CHANG A; HAYES, K.; DUNLOP, D.; SONG, J.; HURWITZ, D.; CAHUE, S.; SHARMA, L. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoralostheoarthritis progression. **Arthritis & Rheumatism**, v. 52, n. 11, p. 3515-3519, 2005.

34. SLED EA, KHOJA L, DELUZIO KJ, OLNEY SJ, CULHAM EG. Effect of a Home Program of Hip Abductors Exercises on Knee Joint Loading, Strength, Function, and Pain in People With Knee Osteoarthritis: A Clinical Trial. **Phys Ther,** v. 90, n. 6, p. 895-904, 2010.

35. HINMAN, R.S.; HUNT, M.A.; CREABY, M.W.; WRIGLEY, T.V.; MCMANUS, F.J.; BENNEL, K.L. Hip Muscle Weakness in Individual With Medial Knee Osteoarthritis. **Arthritis Care & Research**, v. 62, n. 8, p. 1190-1193, 2010.

36. FOROUGHI, N.; SMITH, R.M.; LANGE, A.K; BAKER, M.K, SINGH MAF, VANWANSEELE B. Lower limb muscle strengthening does not change frontal plane moments in women. **Clinical Biomechanics,** v. 26, p. 167-174, 2011.

37. VAN EMMERIK, R.E.; WAGENAAR, R.C. Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. **J Biomechanics,** v. 29, n. 9, p. 1175-1184, 1996.

38. SELLES, R.W.; WAGENAAR, R.C.; SMIT, T.H.; WUISMAN, P.I.J.M. Disorders in trunk rotation during walking in patients with low back pain: a dynamical systems approach. **Clinical Biomechanics,** v. 16, n. 3, p. 175-181, March, 2001.

39. MUNDERMANN, A.; DYRBY, C.O.; HURWITZ, D.E.; SHARMA, L.; ANDRIACCHI, T.P. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity. Reduced walking speed. **Arthritis & Rheumatism**, v. 50, n. 4, p. 1172-1178, 2004.

40. ROBBINS, S.M.K.; MALY, M.R. The effect of gait speed on the knee adduction moment depends on waveform summary measures. **Gait & Posture,** v. 30, n. 4, p. 543-546, 2009.

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

42. HURWITZ, D.E.; RYALS, A.B.; CASE, J.P.; BLOCK, J.A.; ANDRIACCHI, T.P. 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.

43. BALIUNAS, A.J.; *et al*. Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. **Osteoarthritis Cartilage**, v. 10, p. 573-579, 2002.

44. COCHRAN, W.G. Analysis of covariance: its nature and uses. **Biometrics,** v. 13, p. 261-281, 1957.

45. COX, D.R.; MCCULLAGH, P. Some aspects of analysis of covariance.**Biometrics,** v. 38, p. 541-54, 1982.

46. HOWELL, D.C. **Statistical methods for psychology**. 4th ed. Belmont, CA: Wadsworth.

47. SMITH, H.F. Interpretation of adjusted treatment means and regressions in analysis of covariance. **Biometrics**, v. 13, p. 282-308, 1957.

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 andará 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 esta 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^2

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: ☐ Direiro ☐ 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 (kellegren / Lawrence): 0

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

Fisioterapia

☐ Não ☐ Sim

Quando:

Freqüência:

Intervenção realizada:

ANEXO A – Mini-exame do estado mental

ORIENTAÇÃO TEMPORAL	**Max.**	**Pontuação**
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	*Considere correta até 1h a mais ou a menos em relação à hora real.*
ORIENTAÇÃO ESPACIAL	**Max.**	**Pontuação**
Em que local nós estamos?	1	*Perguntar apontando para o chão.*
Que local é este aqui?	1	*Apontar ao redor, em um sentido mais amplo.*
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	
MEMÓRIA IMEDIATA	**Max.**	**Pontuação**
Eu vou dizer três palavras e você irá repeti-las a seguir: “carro, vaso, tijolo”.	3	*Um ponto para cada palavra repetida acertadamente na 1ª vez. Repetir as palavras até três vezes para o aprendizado, se houver erros.*
CÁLCULO	**Max.**	**Pontuação**
Subtração de setes seriadamente (100-7, 93-7, 86-7, 79-7, 72-7, 65).	5	*Se houver erro, corrija-o e prossiga. Considere correto se o examinado espontaneamente se auto-corrigir.*
EVOCAÇÃO DE PALVRAS	**Max.**	**Pontuação**
Quais são as palavras que o (a) Sr. (a) acabou de repetir?	3	*Um ponto para cada uma das três palavras evocadas.*
NOMEAÇÃO	**Max.**	**Pontuação**
Nomear um relógio e uma caneta	2	
REPETIÇÃO	**Max.**	**Pontuação**
Repetir a frase: “Nem aqui, nem ali, nem lá”.	1	*Considerar somente se a repetição for perfeita.*

COMANDO	**Max.**	**Pontuação**
Pegue este papel com a mão direita, dobre-o ao meio e coloque-o no chão.	3	*Um ponto para cada etapa correta. Não dar dicas no meio da tarefa.*
LEITURA	**Max.**	**Pontuação**
Mostre a frase “FECHE OS OLHOS” e peça para fazer o que está sendo mandado.	1	*Deve realizar o comando.*
FRASE	**Max.**	**Pontuação**
Pedir para escrever uma frase.	1	*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.*
CÓPIA DO DESENHO	1	*Peça para fazer o melhor possível. Considere apenas se houver 2 pentágonos com uma interseção.*
TOTAL	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 ☐