



PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

EFEITOS DO SEXO, DA SEVERIDADE E DA VELOCIDADE NOS PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS E ANGULARES E NA VARIABILIDADE DOS PARÂMETROS ANGULARES DA MARCHA EM PESSOAS COM OSTEOARTRITE DE JOELHO

MARIANA NUNES FARIA

**UBERLÂNDIA - MG
MARÇO / 2020**

MARIANA NUNES FARIA

**EFEITOS DO SEXO, DA SEVERIDADE E DA VELOCIDADE
NOS PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS E ANGULARES E NA
VARIABILIDADE DOS PARÂMETROS ANGULARES DA MARCHA
EM PESSOAS COM OSTEOARTRITE DE JOELHO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de Uberlândia e Universidade Federal do Triângulo Mineiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do Título de Mestre em Fisioterapia.

Linha de pesquisa: Processo de avaliação e intervenção fisioterapêutica do sistema musculoesquelético.

Orientador: Prof. Dr. Valdeci Carlos Dionísio

UBERLÂNDIA - MG

MARÇO / 2020

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

F224 Faria, Mariana Nunes, 1980-
2020 Efeitos do sexo, da severidade e da velocidade nos parâmetros
espaço-temporais e angulares e na variabilidade dos parâmetros
angulares da marcha em pessoas com osteoartrite de joelho
[recurso eletrônico] / Mariana Nunes Faria. - 2020.

Orientador: Valdeci Carlos Dionisio.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Pós-graduação em Fisioterapia.
Modo de acesso: Internet.
Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2020.331>
Inclui bibliografia.
Inclui ilustrações.

1. Linguística. I. Dionisio, Valdeci Carlos, 1965-, (Orient.). II.
Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em
Fisioterapia. III. Título.

CDU: 801

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:
Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia
Rua Benjamin Constant, 1286 - Bairro Aparecida, Uberlândia-MG, CEP 38400-678
Telefone: (34) 3218-2928 - www.faei.ufu.br/ppgfisio - secretaria.ppgfisio@faei.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Fisioterapia				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 20, PPGFISIO				
Data:	28/02/2020	Hora de início:	09:20	Hora de encerramento:	11:55
Matrícula do Discente:	11812FST002				
Nome do Discente:	Mariana Nunes Faria				
Título do Trabalho:	Efeitos do sexo, da severidade e da velocidade nos parâmetros espaço-temporais e angulares e na variabilidade dos parâmetros angulares da marcha em pessoas com osteoartrite de joelho				
Área de concentração:	Avaliação e Intervenção em Fisioterapia				
Linha de pesquisa:	Processo de Avaliação e Intervenção Fisioterapêutica do Sistema Musculoesquelético.				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Avaliação Neuromecânica e Intervenção em Disfunções Musculoesqueléticas.				

Reuniu-se no anfiteatro CENESP, Campus **Educação Física**, da Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em **Fisioterapia**, assim composta: Professores Doutores: **Camila Zamfolini Hallal - PPGFISIO/UFU**; **Denise Hollanda Lunes - UNIFAL**; Valdeci Carlos Dionísio - PPGFISIO/UFU, orientador(a) do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr(a). Valdeci Carlos Dionísio, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovado(a).

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de **Mestre**.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Valdeci Carlos Dionisio, Presidente**, em 28/02/2020, às 13:48, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Denise Hollanda lunes, Usuário Externo**, em 02/03/2020, às 10:46, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Camilla Zamfolini Hallal, Professor(a) do Magistério Superior**, em 06/03/2020, às 08:36, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **1848834** e o código CRC **7D9BE597**.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Valdeci Carlos Dionísio, que, com paciência e irrestrita dedicação, ajudou-me a superar os obstáculos dessa nova etapa em minha vida. Pelo tempo em mim investido e sua contribuição para o meu crescimento acadêmico, intelectual e pessoal.

Ao Prof. Dr. Élcio Alves Guimarães, que sempre acreditou em mim e será sempre um grande exemplo pra mim, como profissional e como pessoa.

A Profa. Dra. Camilla Zamfolini Hallal e à Profa. Dra Denise Hollanda Lunes por acolherem nosso convite para compor a banca, enriquecendo essa apresentação.

A Fabiana da Silva Soares e Vanessa Martins Pereira Silva Moreira, por compartilharem comigo seu tempo, seu trabalho, seus conhecimentos e sua amizade.

A Mario Eduardo S. Rodrigues, técnico do Laboratório de Neuromecânica e Fisioterapia/Biomecânica e José Duarte Naves Júnior, técnico do Laboratório de Pesquisa em Desempenho Motor, por prestarem todo auxílio necessário e por toda atenção e prestatividade na execução da minha pesquisa.

A todas os graduandos(as) do curso de fisioterapia da Universidade Federal de Uberlândia, que me ajudaram nas pesquisas, coletas e processamento dos dados, especialmente Gina Olívia Brígido da Costa Cury e Luiza Vinhal Alves.

Às minhas amigas de cachos que me incentivaram todos os dias a não desistir deste projeto e me deram força pra continuar em frente.

À minha família, que se privou da minha presença em vários momentos e suportou com amor e paciência meu cansaço e estresse.

Sumário

1. Resumo.....	8
2. Abstract.....	8
3. Revisão da literatura	
3.1 A osteoartrite de joelho	9
3.2 A função física.....	10
3.3 A marcha humana.....	11
3.4 Alterações nos parâmetros da marcha	12
3.5 Diferenças entre homens e mulheres	13
4. Artigo completo	
4.1. Página de título	17
4.2. Introdução	18
4.3. Materiais e métodos	
4.3.1. Desenho do estudo.....	20
4.3.2. Sujeitos	20
4.3.3. Medidas clínicas	21
4.3.4. Força muscular e avaliação da marcha	21
4.3.5. Análise estatística	22
4.4. Resultados	23
4.5. Discussão.....	25
4.6. Conclusão	29
4.7. Referências do artigo	30
5. Considerações finais	33
6. Referências	34
7. Anexo (Tabelas 1 a 7).....	39

1. RESUMO

A osteoartrite (AO) é a doença musculoesquelética mais comum no mundo e o joelho é a articulação mais afetada. As mulheres têm o dobro de risco de desenvolver osteoartrite de joelho e o efeito que o sexo e a severidade da osteoartrite de joelho (OAJ) teria nos parâmetros espaço-temporais e na variabilidade angular, e sua relação com as medidas clínicas ainda restam incertos. O objetivo deste estudo foi investigar o efeito que o sexo e a severidade da OAJ teriam nos parâmetros espaço-temporais e na variabilidade angular durante a marcha em diferentes velocidades, e correlaciona-los com a força muscular e a percepção de dor e função física. Quarenta e duas pessoas como OAJ e 19 pessoas saudáveis foram submetidas a aplicação da escala visual analógica de dor (EVA) e do Western Ontario and McMaster Universities (WOMAC), avaliação de força muscular e cinemática da marcha sobre esteira elétrica em três velocidades: confortável, 20% maior e 20% menor do que a velocidade confortável. Os resultados revelaram que não houve efeito do sexo ou da severidade na amplitude de movimento articular de membros inferiores nem na variabilidade angular no plano sagital. No entanto, houve algum efeito da severidade nas medidas clínicas (EVA e WOMAC) e na avaliação de força muscular, mas houve efeito de sexo nestas medidas e no comprimento do passo. As mulheres apresentaram menor comprimento de passo, maior rigidez, pior função física e menor força muscular do que homens, havendo correlação significativa entre estas variáveis, indicando que o foco na reabilitação deve ser na redução da dor e aumento da força muscular e da mobilidade articular.

Palavras-chave: osteoartrite de joelho, marcha, variabilidade, sexo, severidade

2. ABSTRACT

Osteoarthritis (AO) is the most common musculoskeletal disease in the world and the knee is the most affected joint. Women have twice the risk of developing knee osteoarthritis and the effect that sex and severity of knee osteoarthritis (OAJ) would have on spatiotemporal parameters and angular variability, and their relationship with clinical measures are still uncertain. The aim of this study was to investigate the effect that sex and severity of OAJ would have on spatiotemporal parameters and angular variability during gait at different speeds, and to correlate them with muscle strength and the perception of pain and physical function. Forty-two OAJ individuals and 19 healthy people underwent the application of the visual analogue pain scale (VAS) and Western Ontario and McMaster Universities (WOMAC), evaluation of muscle strength and kinematics of gait on a treadmill at three speeds: comfortable, 20% higher and 20% lower than the comfortable speed. The results revealed that there was no effect of sex or severity on the range of motion of lower limb joints or on angular variability in the sagittal plane. However, there was some effect of severity on clinical measures (EVA and WOMAC) and on muscle strength assessment, but there was an effect of sex on these measures and on step length. Women had shorter stride length, greater stiffness, worse physical function and less muscle strength than men, with a significant correlation between these variables, indicating that the focus on rehabilitation should be on reducing pain and increasing muscle strength and joint mobility.

Keywords: knee osteoarthritis, gait, variability, sex, severity

3. Revisão de Literatura

3.1. A osteoartrite de joelho

A osteoartrite (OA) é uma doença musculoesquelética que afeta 240 milhões de pessoas em todo o mundo. As estimativas mundiais são de que 9,6% dos homens e 18,0% das mulheres com mais de 60 anos têm OA sintomática (“OARSI White Paper-OA as a Serious Disease”, 2018). Esta pode ser definida como uma desordem envolvendo articulações móveis caracterizada pelo estresse celular e degradação da matriz extracelular provocada por lesões que ativam respostas de reparo mal adaptadas (SHARMA, 2016).

A osteoartrite de joelho (OAJ) é a mais comum, representando 37% dos casos (KIRKWOOD et al., 2011), e é uma grande causa de dor e incapacidade, gerando enormes encargos para o indivíduo e a sociedade. Os sinais e sintomas da OAJ incluem dor, rigidez articular, fraqueza muscular, aumento ósseo e edema (ASHKAVAND; MALEKINEJAD; VISHWANATH, 2013). Esta pode ser a articulação mais afetada devido à sua suscetibilidade a traumas e desalinhamentos, pois é responsável por suportar grandes cargas (LONG et al., 2017). Assim, uma série de fatores de risco relacionam-se à origem e agravamento da OAJ, que podem ser divididos em pessoais, incluindo idade, sexo, obesidade, genética e dieta; e articulares, como lesões e alinhamento anormal das articulações (PALAZZO et al., 2016).

A OAJ pode ser dividida em estágios de evolução de acordo com vários critérios e determinar esses estágios tem implicações importantes para estratégias terapêuticas (POULET, 2017). A Organização Mundial da Saúde (OMS) adotou a classificação da OAJ radiográfica em estudos epidemiológicos. Ela é baseada principalmente no escore de Kellgren e Lawrence (KELLGREN; LAWRENCE, 1957), que classifica a severidade da doença em graus de 0 a 4, de acordo com o aparecimento de osteófitos, perda de espaço nas articulações, esclerose e cistos (Figura 1). Já a classificação clínica da OAJ é definida pela história e pelo exame do paciente e os critérios mais reconhecidos são do *American College of Rheumatology* (ALTMAN et al., 1986), que avalia tanto resultados laboratoriais e radiográficos, quanto sintomas como: dor, rigidez matinal de curta duração, crepitação durante movimento, remodelação óssea e ausência de sinais de inflamação. Nota-se uma grande discrepância entre achados radiográficos e sintomas clínicos, sendo que muitos pacientes com OAJ radiográfica moderada e grave não apresentam sintomas. Assim, o diagnóstico de OAJ radiográfica sintomática foi desenvolvido para levar em

consideração as alterações estruturais e os sintomas das articulações (PALAZZO et al., 2016).

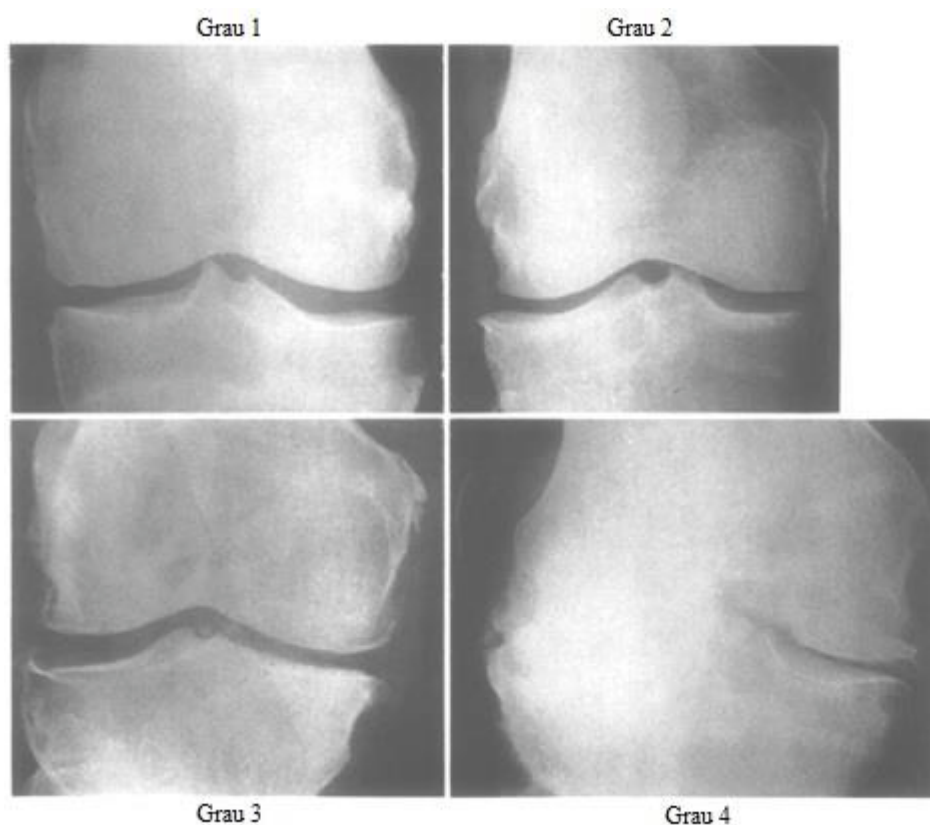


Figura 1 – Classificação radiográfica da osteoartrite de joelho (KELLGREN; LAWRENCE, 1957)

3.2. A função física

Muitas limitações são causadas pela OAJ e a marcha é diretamente afetada (NA; PIVA; BUCHANAN, 2018). Pessoas com OAJ são duas vezes mais limitadas para caminhar e carregar objetos do que pessoas sem a doença, na mesma faixa etária (PALAZZO et al., 2016) e esta limitação pode levar a consequências à saúde, como fadiga, fraqueza, limitações respiratórias, que podem por sua vez levar a redução da atividade física e aumento do comportamento sedentário (KING et al., 2018). Este comportamento está fortemente associado com um aumento na necessidade de assistência e de adaptação do meio ambiente à acessibilidade dessas pessoas e a uma reduzida expectativa de vida devido ao risco de quedas e doenças cardiovasculares (PALAZZO et al., 2016). Além disso, quanto maior for o grau de comprometimento da doença, mais deteriorada estará a marcha (DEBI et al., 2017).

Por outro lado, a atividade física é indicada para melhora dos sintomas em pacientes com OAJ, reduzindo suas limitações e melhorando a qualidade de vida (DUARTE et al., 2013; HENRIKSEN et al., 2017; WHITE et al., 2017) e a caminhada foi associada com menor limitação em pessoas com risco de OAJ (SHARMA, 2016) e

de outras doenças crônicas, como hipertensão, diabetes, hipercolesterolemia e depressão (HANSON; JONES, 2015).

A função física em pessoas com OAJ pode ser avaliada por meio de questionários e o *Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index* (WOMAC) é amplamente recomendado (FITZGERALD et al., 2015; MITHOEFER et al., 2011), tendo sido o meio de avaliação de desfechos mais utilizado em ensaios clínicos randomizados (BLASCO et al., 2019).

Este questionário foi desenvolvido por Bellamy (1988) para avaliar pacientes com osteoartrite de joelho e de quadril e foi traduzido e validado para a língua portuguesa (FERNANDES, 2003; LAGE et al., 2019). Ele é composto por 24 perguntas, divididas em três domínios: dor (5 itens), rigidez articular (2 itens) e função física (17 itens) e é autoaplicável. As pontuações totais geralmente são fornecidas para cada domínio independente e quanto mais altas as pontuações, maior dor / rigidez ou pior função (LAGE et al., 2019).

3.3. A marcha humana

A marcha humana consiste em um deslocamento do corpo em progressão anterior, envolvendo uma complexa interação entre forças musculares, movimentos articulares e comandos motores neurais (SOUSA; TAVARES, 2010). Esse processo ocorre de forma cíclica, por isso é chamado de ciclo da marcha, podendo ser dividido didaticamente em várias fases, como demonstrado na Figura 2. A fase de apoio consiste em cinco eventos: contato inicial (IC), resposta à carga (LR), apoio intermediário (MST), apoio terminal (TST) e pré-balanço (PSW). A fase de balanço, por outro lado, consiste em três eventos: balanço inicial (ISW), balanço intermediário (MSW) e balanço terminal (TSW) (ABU-FARAJ et al., 2015).

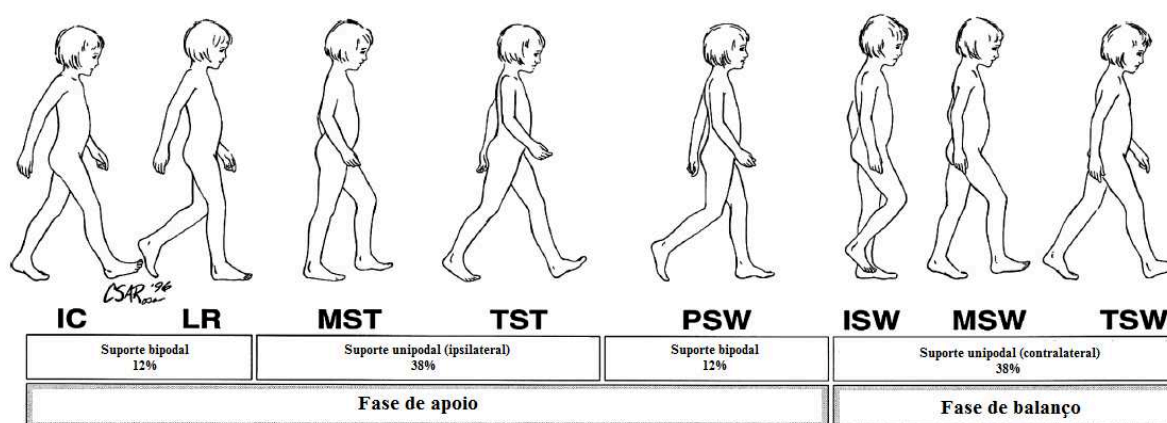


Figura 2 – Representação gráfica das fases da marcha, adaptado de ABU-FARAJ et al. (2015)

Aliado a essa divisão do ciclo da marcha em fases, ele também é caracterizado por parâmetros espaço-temporais que são utilizados para determinar os padrões de movimento de cada indivíduo. Entre estes parâmetros podemos citar a cadência (passos por minuto), comprimento do passo (metros), tempo do passo (segundos) o tempo de apoio unipodal e bipodal (segundos ou porcentagem do ciclo da marcha) (ABU-FARAJ et al., 2015). O passo é uma sucessão de ações que acontece entre o contato de um pé no solo e o contato do outro pé, enquanto a passada começa com o contato do pé no solo e termina com o próximo contato do mesmo pé (CÂMARA, 2011).

Além disso, a amplitude articular, principalmente de joelho e quadril, tem sido um fator importante de avaliação da marcha, indicando que doenças como a OAJ, podem alterar estes parâmetros (MILLS; HUNT; FERBER, 2013).

3.4. Alterações nos parâmetros da marcha

Pacientes com OAJ apresentam modificações nos parâmetros espaciais da marcha quando comparadas a pessoas saudáveis (por exemplo, comprimento de passo mais curto, velocidade reduzida, tempo de passo mais longo, aumento do tempo de suporte bipodal e redução do tempo de suporte unipodal), que podem ser estratégias de compensação para minimizar a dor das articulações e proteger o joelho (CLERMONT; BARDEN, 2016; FAVRE; JOLLES, 2016).

A marcha contém sutis variações de uma passada para outra. Certa variabilidade é uma característica natural da marcha humana e está relacionada a mecanismos de controle motor subjacentes a fim de prover o indivíduo de estabilidade (ALKJAER et al., 2015), pois representa adaptabilidade e controle eficiente em resposta a condições ambientais instáveis. No entanto, em decorrência do processo do envelhecimento e de processos patológicos, como a OAJ, essa adaptabilidade pode ser reduzida, aumentando ou diminuindo a variabilidade da marcha (CLERMONT; BARDEN, 2016; KISS, 2011). Isso pode afetar a capacidade do sistema neuro-motor do indivíduo de reagir às perturbações, potencialmente aumentando o risco de quedas e limitando a extensão e velocidade da atividade que o paciente se sente seguro em realizar (TAWY; ROWE; BIANI, 2018).

Além disso, estudos mostram que pessoas com OAJ apresentam perda de mobilidade principalmente em joelho e quadril (MILLS; HUNT; FERBER, 2013).

3.5. Diferenças entre homens e mulheres

A prevalência de OAJ é maior nas mulheres do que nos homens e a incidência aumenta em torno da menopausa, levando a crer que o fator hormonal seja o maior responsável por isso, principalmente devido à redução do estrogênio. A redução deste hormônio pode causar redução no volume da cartilagem, perda óssea e redução da força muscular (PALAZZO et al., 2016). Foram encontrados genes receptores de estrogênio na cartilagem articular de homens e mulheres na Holanda, os quais aumentariam o risco de desenvolver OAJ. No entanto, os riscos eram os mesmos para ambos os sexos e foi encontrada uma distribuição diferente destes genes em outras populações, como a japonesa. Além disso, quando mulheres recebem reposição estrogênica na pós-menopausa, elas têm um efeito protetor não significativo no risco de desenvolver OAJ (O'CONNOR, 2006).

A diferença de prevalência entre os sexos é maior na articulação do joelho, o que não acontece com o quadril e o tornozelo, podendo indicar que características biomecânicas do joelho da mulher podem ser também responsáveis pela maior prevalência de OAJ nesse grupo, em vez de fatores puramente hormonais (PEREIRA et al., 2011).

As mulheres tendem a ter um colo femoral mais curto, uma haste femoral mais fina, um ângulo cervicodifisário menor (CCD), um deslocamento femoral mais baixo e uma maior anteversão do colo femoral (TRAINA et al., 2009) (Figura 3). A pelve da mulher também é mais larga e mais inclinada anteriormente e tem maior alinhamento em valgo do que os homens, o que pode levar a uma largura de passo mais estreita. Isso requer mais ativação de abdutores durante a marcha e, em média, as mulheres possuem músculos abdutores mais fracos, o que aumenta a carga nos joelhos e pode contribuir para o desenvolvimento da OAJ (RO et al., 2017).

Nas mulheres, tanto o passo (DEBI et al., 2009, 2012) quanto a passada (KO et al., 2011; MCKEAN et al., 2007) tendem a ser mais curtos do que nos homens, o que pode acontecer devido aos homens serem mais altos que as mulheres (DEBI et al., 2009; MCKEAN et al., 2007), pois quando os dados são normalizados pelo tamanho do membro, não há diferença entre os sexos (DEBI et al., 2009).

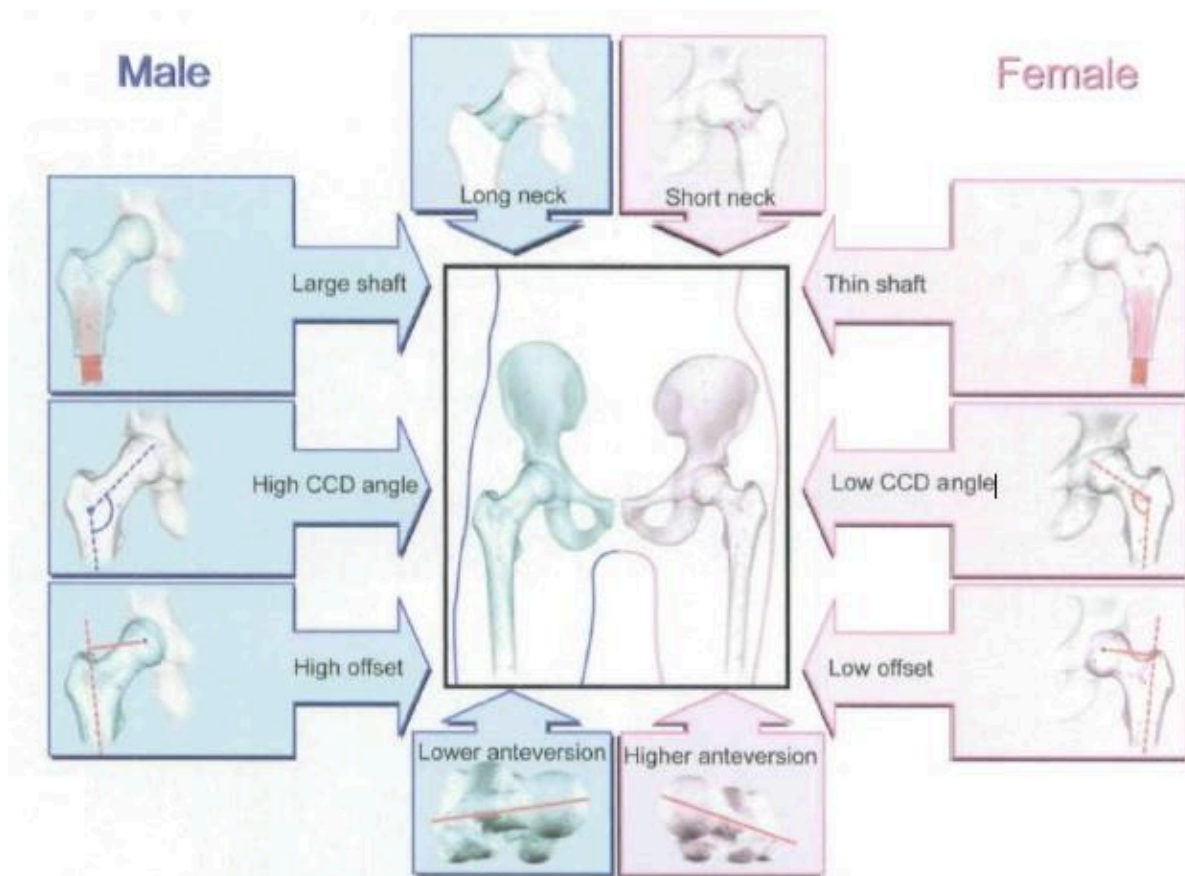


Figura 3 – Diferenças anatômicas na morfologia do quadril entre homens e mulheres (TRAINA et al., 2009).

Estudos têm sugerido que as mulheres apresentam menor variabilidade de parâmetros angulares no joelho, quadril e pelve durante a marcha (KISS, 2011), menor ângulo de colocação do pé (DEBI et al., 2009) e menor amplitude de movimento (ADM) do quadril e do joelho (ASTEPHEN WILSON; DUNBAR; HUBLEY-KOZEY, 2015; KO et al., 2011; MCKEAN et al., 2007). Adicionalmente, as mulheres apresentariam maior variabilidade nos parâmetros espaço-temporais, o que poderia ser um mecanismo compensatório para tentar responder a diferentes perturbações e se adaptar às mudanças no ambiente (KISS, 2011). Além disso, as mulheres caminhariam com maior tempo de suporte bipodal e menor tempo de suporte unipodal do que os homens (DEBI et al., 2009, 2012). No entanto, no estudo de Kiss (2011) a articulação do tornozelo não foi avaliada, e o mecanismo compensatório poderia se dar nessa articulação, desde que foi mostrado que há uma interação para compensação de torques gerados entre o quadril e tornozelo durante a marcha de pessoas idosas (LEWIS; FERRIS, 2008). Além disso, nos estudos de Debi et al (2009) os parâmetros angulares não foram estudados, e portanto, os mecanismos compensatórios para explicar as diferenças de sexo ainda são uma especulação.

Por outro lado, alguns estudos têm justificado estas diferenças pelo fato de mulheres terem uma redução mais acentuada na força muscular, principalmente de quadríceps. Astephen et al (2015) avaliaram a força de extensores e flexores de joelho e de flexores plantares e encontrou valores significativamente maiores nos homens, no entanto eles não correlacionaram estes dados com a redução da ADM de joelho encontrada. Já Mckean et al (2007) observaram a redução da ADM de flexão do joelho em mulheres com OAJ comparadas a homens com OAJ, mas eles não encontraram associação com fatores antropométricos, força muscular e medidas clínicas. Assim, eles acreditam que as diferenças biomecânicas da marcha entre homens e mulheres não se devem a medidas clínicas. No entanto, o estudo de Astephen et al (2015) foi após a cirurgia para protetização do joelho, enquanto que o estudo de Mckean et al (2007) não incluiu indivíduos com OAJ severa, o que poderia explicar os achados desses estudos. Assim, o estudo incluindo todos os níveis de severidade da OAJ e sua correlação com as medidas clínicas ainda carece de mais investigações.

Outros estudos sugerem ainda que essas alterações da variabilidade da marcha e do tempo de apoio unipodal podem ser uma estratégia para reduzir a carga no membro afetado em função das diferenças na percepção da dor (DEBI et al., 2009; KISS, 2011), visto que mulheres com OAJ relatam níveis mais altos de dor em comparação aos homens (BARTLEY et al., 2016). Kiss (2011) encontrou forte correlação entre a ADM de joelho e o resultado da avaliação de medidas clínicas. Ela usou como método de avaliação de medidas clínicas o questionário *Knee Outcome and Osteoarthritis Score* (KOOS), que é dividido em vários aspectos (dor, sintomas, atividades diárias, esportes e qualidade de vida) e quanto maior o score, melhor a situação do paciente (ROOS; LOHMANDER, 2003). No entanto, Kiss (2011) utilizou o score global do questionário e não discriminou cada aspecto da avaliação clínica com os achados biomecânicos, não podendo afirmar que a dor é a maior responsável pela redução de ADM de joelho das mulheres.

Já Debi et al (2009) utilizaram como métodos de avaliação clínica o questionário WOMAC e o questionário SF-36, que é um instrumento de avaliação genérica de saúde (WARE; SHERBOURNE, 1992). Eles correlacionaram os resultados dos aspectos dor e função do WOMAC e o resultado do SF-36 com o suporte unipodal dos sujeitos avaliados e encontraram correlação significativa, indicando que as medidas clínicas poderiam explicar estas alterações biomecânicas, em contraste com os achados de Mckean et al (2007).

Pessoas com OAJ tendem a caminhar com menor velocidade no intuito de reduzir a carga sobre o joelho afetado (FERNANDES et al., 2014; KIRKWOOD et al., 2011). No entanto, a redução da velocidade da marcha poderia diminuir o pico de carga do joelho mas aumentar o impulso, fazendo como o joelho receba uma sobrecarga menor, mas por mais tempo (KIRKWOOD et al., 2011). Kiss (2011) avaliou a biomecânica da marcha de pacientes com OAJ em três velocidades diferentes, e verificou que se a velocidade é aumentada, a variabilidade dos parâmetros espaço-temporais do lado afetado aumenta significativamente, e a variabilidade dos parâmetros angulares de quadril e joelho diminui significativamente. Isso mostra que a velocidade tem influência sobre a biomecânica da marcha. No entanto, no estudo de KISS (2011) não foi explorada a variabilidade da articulação do tornozelo, não houve normalização pela altura para o cálculo dos parâmetros espaço-temporais, e não foram incluídos no estudo indivíduos com OAJ leve. Portanto, a variabilidade angular da marcha poderia ser diferente, e são necessários mais estudos para verificar as diferenças de sexo e a possível influência da severidade da OAJ.

Desta forma, acreditamos ser necessário avaliar a mobilidade articular de quadril, joelho e tornozelo, além de parâmetros espaço-temporais durante a marcha em pessoas com osteoartrite e correlacionar estes resultados com medidas clínicas que poderiam interferir nestes parâmetros, como a dor, a rigidez, a função física e a força muscular. Assim, o objetivo deste trabalho foi investigar as diferenças nos padrões biomecânicos espaço-temporais e angulares e na variabilidade dos parâmetros angulares da marcha em três velocidades em homens e mulheres com OAJ em diferentes severidades, e correlaciona-los com a força muscular e a percepção de dor e função física. Neste estudo foi hipotetizado que as mulheres apresentariam menor força muscular, maior dor e rigidez e pior função física, bem como menor variabilidade de parâmetros angulares da marcha, menor ADM em quadril, joelho e tornozelo e tempo do passo, comprimento do passo normalizado e tempo do passo semelhantes aos dos homens. Nós acreditamos também que a força muscular e as medidas clínicas teriam relação com estas alterações angulares e espaço-temporais.

4. Artigo completo

4.1. Página de título

Efeitos do sexo, da severidade e da velocidade nos parâmetros espaço-temporais e angulares da marcha em pessoas com osteoartrite de joelho

Autores:

Mariana Nunes Faria^a, Valdeci Carlos Dionisio^a

^a Faculdade de Educação Física e Fisioterapia - FAEFI, Universidade Federal de Uberlândia – UFU

RESUMO

O efeito que o sexo e a severidade da osteoartrite de joelho (OAJ) teria nos parâmetros espaço-temporais e na variabilidade angular, e sua relação com as medidas clínicas ainda restam incertos. O objetivo deste estudo foi investigar o efeito que o sexo e a severidade da OAJ teriam nos parâmetros espaço-temporais e na variabilidade angular durante a marcha em diferentes velocidades, e correlacioná-los com a força muscular e a percepção de dor e função física. Quarenta e duas pessoas como OAJ e 19 pessoas saudáveis foram submetidas a aplicação da escala visual analógica de dor (EVA) e do Western Ontario and McMaster Universities (WOMAC), avaliação de força muscular e cinemática da marcha sobre esteira elétrica em três velocidades. Os resultados revelaram que não houve efeito do sexo ou da severidade na amplitude de movimento articular de membros inferiores nem na variabilidade angular no plano sagital. No entanto, houve algum efeito e da severidade e do sexo nas medidas clínicas (EVA e WOMAC) e na avaliação de força muscular, e no comprimento do passo. As mulheres apresentaram menor comprimento de passo, maior rigidez, pior função física e menor força muscular do que homens, havendo correlação significativa entre estas variáveis, indicando que o foco na reabilitação deve ser na redução da dor e aumento da força muscular e da mobilidade articular. Palavras-chave: osteoartrite de joelho, marcha, variabilidade, sexo, severidade

ABSTRACT

The effect that sex and severity of knee osteoarthritis (OAJ) would have on spatiotemporal parameters and angular variability, and their relationship with clinical measures, remain uncertain. The aim of this study was to investigate the effect that sex and severity of OAJ would have on spatiotemporal parameters and angular variability during gait at different speeds, and to correlate them with muscle strength and the perception of pain and physical function. Forty-two people such as OAJ and 19 healthy people underwent the application of the visual analogue pain scale (VAS) and Western Ontario and McMaster Universities (WOMAC), assessment of muscle strength and kinematics of gait on a treadmill at three speeds. The results revealed that there was no effect of sex or severity on the range of motion of lower limb joints or on angular variability in the sagittal plane. However, there was some effect and severity and sex on clinical measurements (EVA and WOMAC) and on muscle strength assessment, and on step length. Women had shorter stride length, greater stiffness, worse physical function and less muscle strength than men, with a significant correlation between these variables, indicating that the focus on rehabilitation should be on reducing pain and increasing muscle strength and joint mobility. Keywords: knee osteoarthritis, gait, variability, sex, severity

4.2. Introdução

A osteoartrite (OA) é uma doença musculoesquelética que afeta 240 milhões de pessoas em todo o mundo (“OARSI White Paper- OA as a Serious Disease”, 2018) sendo que a osteoartrite de joelho (OAJ) é a mais comum, representando 37% dos casos (KIRKWOOD et al., 2011). Os sinais e sintomas da OAJ incluem dor, rigidez articular, fraqueza muscular, aumento ósseo e edema (ASHKAVAND; MALEKINEJAD; VISHWANATH, 2013).

Pessoas com OAJ são duas vezes mais limitadas para caminhar e carregar objetos do que pessoas sem a doença, na mesma faixa etária e esta limitação pode levar a consequências à saúde, como aumento na necessidade de assistência e reduzida expectativa de vida devido ao risco de quedas e doenças cardiovasculares (PALAZZO et al., 2016).

Estudos mostram que pacientes com OAJ podem apresentar modificações nos parâmetros espaciais (CLERMONT; BARDEN, 2016; FAVRE; JOLLES, 2016; FERNANDES et al., 2014; KIRKWOOD et al., 2011) e angulares (MILLS; HUNT; FERBER, 2013) da marcha quando comparadas a pessoas saudáveis, que podem ser estratégias de compensação para minimizar a dor das articulações e proteger o joelho.

A prevalência de OAJ é maior nas mulheres do que nos homens e a incidência aumenta em torno da menopausa, levando a crer que o fator hormonal seja o maior responsável por isso, principalmente devido à redução do estrogênio (PALAZZO et al., 2016). No entanto, quando mulheres recebem reposição estrogênica na pós-menopausa, elas têm um efeito protetor não significativo no risco de desenvolver OAJ (O’CONNOR, 2006). Além disso, a diferença de prevalência entre os sexos é maior na articulação do joelho, o que não acontece com o quadril e o tornozelo, podendo indicar que características biomecânicas do joelho da mulher podem ser também responsáveis pela maior prevalência de OAJ nesse grupo, em vez de fatores puramente hormonais (PEREIRA et al., 2011).

As mulheres tendem a ter um colo femoral mais curto, uma haste femoral mais fina, um ângulo cervicodifisário menor (CCD), um deslocamento femoral mais baixo e uma maior anteversão do colo femoral (TRAINA et al., 2009). A pelve da mulher também é mais larga e mais inclinada anteriormente e tem maior alinhamento em valgo do que os homens, o que pode levar a uma largura de passo mais estreita (RO et al., 2017). Nas mulheres, tanto o passo (DEBI et al., 2009, 2012) quanto a passada (KO et al., 2011; MCKEAN et al., 2007) tendem a ser mais curtos do que nos homens,

o que pode acontecer devido aos homens serem mais altos que as mulheres (DEBI et al., 2009; MCKEAN et al., 2007). Além disso, estudos têm sugerido que as mulheres apresentam menor variabilidade de parâmetros angulares no joelho, quadril e pelve durante a marcha (KISS, 2011), menor ângulo de colocação do pé (DEBI et al., 2009) e menor amplitude de movimento (ADM) do quadril e do joelho (ASTEPHEN WILSON; DUNBAR; HUBLEY-KOZEY, 2015; KO et al., 2011; MCKEAN et al., 2007), entretanto, maior variabilidade nos parâmetros espaço-temporais, o que poderia ser um mecanismo compensatório para tentar responder a diferentes perturbações e se adaptar às mudanças no ambiente (KISS, 2011). Além disso, as mulheres caminhariam com maior tempo de suporte bipodal e menor tempo de suporte unipodal do que os homens (DEBI et al., 2009, 2012). No entanto, faltam estudos que avaliam a mobilidade do tornozelo e o mecanismo compensatório poderia se dar nessa articulação, desde que foi mostrado que há uma interação para compensação de torques gerados entre o quadril e tornozelo durante a marcha de pessoas idosas (LEWIS; FERRIS, 2008). Além disso, faltam estudos que correlacionem os parâmetros angulares aos espaço-temporais, e portanto, os mecanismos compensatórios para explicar as diferenças de sexo ainda são uma especulação.

Por outro lado, alguns estudos têm justificado estas diferenças pelo fato de mulheres terem uma redução mais acentuada na força muscular, principalmente de quadríceps (ASTEPHEN WILSON; DUNBAR; HUBLEY-KOZEY, 2015; MCKEAN et al., 2007), no entanto, faltam estudos que correlacionem a força física com parâmetros da marcha em variados graus de severidade da OAJ.

Assim, o estudo incluindo todos os níveis de severidade da OAJ e sua correlação com as medidas clínicas ainda carece de mais investigações.

Outros estudos sugerem ainda que essas alterações da variabilidade da marcha e do tempo de apoio unipodal podem ser uma estratégia para reduzir a carga no membro afetado em função das diferenças na percepção da dor (DEBI et al., 2009; KISS, 2011), visto que mulheres com OAJ relatam níveis mais altos de dor em comparação aos homens (BARTLEY et al., 2016). No entanto, os estudos não utilizam a avaliação específica da dor para correlacioná-la a parâmetros da marcha.

Desta forma, o objetivo deste trabalho foi investigar as diferenças nos padrões biomecânicos espaço-temporais e angulares e na variabilidade dos parâmetros angulares da marcha em três velocidades em homens e mulheres com OAJ em diferentes severidades, e correlaciona-los com a força muscular e a percepção de dor e função física. Neste estudo foi hipotetizado que as mulheres apresentariam menor

força muscular, maior dor e rigidez e pior função física, bem como menor variabilidade de parâmetros angulares da marcha, menor ADM em quadril, joelho e tornozelo e tempo do passo, comprimento do passo normalizado e tempo do passo semelhantes aos dos homens. Nós acreditamos também que a força muscular e as medidas clínicas teriam relação com estas alterações angulares e espaço-temporais.

4.3. Materiais e Métodos

4.3.1. Desenho do estudo

Este é um estudo de campo, transversal, de caráter qualitativo e quantitativo descritivo. Todos os indivíduos receberam instruções verbais sobre o protocolo do estudo e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido para participarem da pesquisa, o qual foi encaminhado ao Comitê de Ética em Pesquisa.

4.3.2. Sujeitos

Pacientes com diagnóstico de OAJ de acordo com os critérios do Colégio Americano de Reumatologia (ALTMAN et al., 1986) foram incluídos no estudo. Assim, os critérios de inclusão foram ter no mínimo 50 anos e dor em um ou ambos os joelhos por no mínimo seis meses. O diagnóstico foi acompanhado da evidência radiológica, afetando um ou mais compartimentos do joelho, uni ou bilateral, em graus de severidade de 2 a 4 (KELLGREN; LAWRENCE, 1957). Os indivíduos foram selecionados na cidade de Uberlândia, MG, Brasil, no período de abril de 2018 a julho de 2019, após divulgação na imprensa.

Foram excluídos os participantes portadores de outras alterações musculoesqueléticas (lesões meniscais e/ou ligamentares), doenças inflamatórias crônicas, como doenças autoimunes (artrite reumatoide, lúpus, gota) ou com dores difusas (fibromialgia), alterações neuromusculares como doença de Parkinson, além de outras enfermidades mentais, que dificultam o entendimento e a execução das tarefas exigidas (como: esquizofrenia, bipolar, entre outras).

Um grupo saudável foi selecionado da mesma população pelo mesmo período de tempo com idade superior a 50 anos, para fins de comparação. Os indivíduos não deveriam apresentar qualquer dor ou alteração radiográfica em tornozelo, joelho ou quadril (Kellgren & Lawrence score 1), e também não poderiam ter nenhum critério de exclusão utilizado na seleção do grupo com OAJ.

4.3.3. Medidas clínicas

A avaliação da dor e da função física foi realizada por um único examinador devidamente treinado que aplicou a escala visual analógica de dor (EVA) (HAWKER et al., 2011) e o questionário Westerm Ontario and McMaster Universities (WOMAC) (FERNANDES, 2003). Este examinador não participou e não recebeu qualquer informação das demais avaliações e também não recebeu informações sobre a severidade, membro ou compartimento afetado do indivíduo.

4.3.4. Força muscular e avaliação da marcha

A avaliação da força muscular e dos parâmetros cinemáticos da marcha foi realizada por um único examinador devidamente treinado para aplicar os testes de função e análise da marcha sobre a esteira. Este examinador não participou e não recebeu qualquer informação das demais avaliações e também não recebeu informações sobre a severidade, membro ou compartimento afetado do indivíduo.

Para avaliar a força muscular dos músculos abdutores do quadril (glúteo máximo, glúteo mínimo e glúteo médio, tensor da fáscia lata) direito e esquerdo (ABD e ABE), quadríceps direito e esquerdo (QFD e QFE) e tibial anterior direito e esquerdo (TAD e TAE), foi utilizada uma célula de carga (Kratos, modelo CKS) ajustável em altura e direção. Para todos os músculos testados, os indivíduos foram colocados na posição adequada, fixados por cintos, para evitar movimentos indesejados e solicitada uma contração isométrica máxima durante 5 (cinco) segundos. Foram realizadas três tentativas para cada grupo muscular, com um intervalo de descanso de um minuto entre cada tentativa. Para os abdutores de quadril, o indivíduo foi posicionado em decúbito lateral, para o quadríceps foi posicionado sentado sobre uma cadeira com os joelhos posicionados em flexão de 90 graus e para o tibial anterior, o indivíduo foi posicionado também sentado com o joelho estendido sobre um apoio e o tornozelo em posição neutra (90 graus) (RUHDORFER et al., 2014).

A avaliação da marcha foi realizada por meio de uma caminhada de 30 segundos, sobre uma esteira Profissional 567 GT 1-2 da Embrex em três velocidades. Primeiramente, foi encontrada a velocidade considerada confortável pelo indivíduo (VC), que dispôs de um tempo não controle de familiarização com a velocidade da esteira. Quando o indivíduo relatou estar confortável, foi feita a primeira coleta nesta velocidade. Depois disso, a velocidade foi reduzida e aumentada em 20%, sendo respectivamente velocidade lenta (VL) e rápida (VR), em relação à velocidade

confortável, sendo feita uma nova coleta de 30 segundos em cada velocidade, de forma randomizada. A caminhada na esteira foi captada por oito câmeras infravermelho (OptiTrack FLEX V100R2, Natural Point, Corvallis, Oregon) dispostas de forma a capturar a trajetória em 3D, registrando o deslocamento linear da marcha por meio da identificação dos marcadores reflexivos fixados na pele a uma frequência de 100 Hz. Os marcadores foram fixados nos seguintes pontos anatômicos: aspecto lateral do acrômio (ombro), trocânter maior do fêmur (quadril), epicôndilo lateral do fêmur (joelho), maléolo lateral e calcâneo (tornozelo) e cabeça do quinto metatarso (ponta do pé) (ROMKES; BRACHT-SCHWEIZER, 2017).

Os dados foram tratados *off line* por um *script* em MatLab. A partir do registro das coordenadas foram calculados o momento do toque do calcâneo e a retirada do pé do solo bilateralmente. A partir da velocidade encontrada em km/h, a velocidade da marcha foi transformada em m/s. A partir dessas referências foram calculados os passos e os ângulos relativos para o tornozelo, joelho e quadril no plano sagital bilateralmente, cadência, comprimento e tempo do passo.

Posteriormente, utilizando o programa Microsoft Excel 2016 MSO, os valores de comprimento do passo foram normalizados pela altura dos sujeitos avaliados e ainda foi calculado o coeficiente de variação dos parâmetros angulares no plano sagital (flexão e extensão de joelho e quadril; dorsiflexão e flexão plantar de tornozelo).

O coeficiente de variação (MeanCV) dos parâmetros angulares da marcha foi calculado com base em uma fórmula apresentada por Kiss (2011), que utiliza valores médios de variação (i) e desvio padrão (DV) em cada porcentagem do ciclo da marcha.

$$\text{MeanCV (\%)} = \frac{\sum_{i=1}^{100} \frac{\text{SD}(i)}{\text{Mean}(i)}}{100} \times 100 \quad i \in \{0 - 100\% \text{ gait cycle}\}$$

4.3.5. Análise Estatística

O cálculo amostral foi realizado no programa G Power 3.1.9.2., utilizando a família do F testes ANOVA: medidas repetidas, interação dentro-entre, com tamanho de efeito $f = 0.40$, probabilidade de erro $\alpha = 0.05$ e probabilidade de 1 - erro $\beta = 0.95$ para quatro grupos (saúdável, OAJ leve, OAJ moderada e OAJ grave). O resultado foi de uma amostra total de 36 participantes.

Para avaliar o efeito do sexo e da severidade na idade, peso, altura, IMC, EVA, WOMAC e força muscular, usamos a análise de variância bidirecional (ANOVA) para medidas repetidas para sexo [grupo (masculino e feminino)], X severidade [grupos

(saudáveis, leves, moderados e graves)], idade, peso, altura, IMC, EVA, WOMAC ou músculo X (cada variável separadamente). Quando a correção de Bonferroni foi aplicada para comparações aos pares, para ajustar a taxa de erro inflada do tipo I associada à realização de vários testes t, para os quais os valores de $p < 0,025$ (ou seja, comparações $0,05 / 2$) foram considerados estatisticamente significativos. Para avaliar o efeito do sexo e da severidade das variáveis espaço-temporais e angulares (dependentes) durante as diferentes velocidades, usamos a análise fatorial mista de variância (ANOVA) para medidas repetidas para Sexo (grupo [Masculino e feminino], X Severidade (grupos [saudáveis, leves, moderados e graves] X Velocidade [CF, SL e F] aplicado para variáveis espaço-temporais, articulares e coeficiente de variabilidade (cada um separadamente). Antes de realizar a análise, o teste de Shapiro-Wilk foi aplicado e confirmou a distribuição da normalidade dos dados. Além disso, o teste de Levene determinou a igualdade de variâncias e o teste de Mauchly verificou a esfericidade dos dados. Quando houve um resultado significativo para a interação de fatores, para verificar os principais efeitos, foi realizada análise univariada com correção de Bonferroni para as comparações pareadas. Todos os testes foram realizados no IBM SPSS © (versão 22.0.0.0) e o nível de significância estatística utilizado foi de 0,05 para todas as comparações. Quando a correção de Bonferroni foi aplicada para comparações aos pares, os valores de $p < 0,0166$ (ou seja, comparações $0,05 / 3$) foram considerados estatisticamente significativos.

Em razão dos resultados obtidos na análise de variância, também foi calculado o coeficiente de Pearson entre o comprimento do passo nas três velocidades e as medidas clínicas (EVA e WOMAC) e força muscular, a fim de avaliar a influência da dor, da função física e da força muscular nas diferenças entre homens e mulheres. Foram considerados os valores de 0,10 a 0,29 como correlação fraca, de 0,30 a 0,49 como moderada e de 0,5 a 1 como forte (COHEN, 1988).

4.4. Resultados

Participaram do estudo 21 homens e 21 mulheres com OAJ ($n=42$), divididos em diferentes graus de severidade, além de 9 homens e 10 mulheres saudáveis ($n=19$), cujas características estão descritas na Tabela 1.

A ANOVA de duas vias foi realizada para os efeitos do sexo e da severidade nas variáveis idade, peso, altura, IMC, EVA e WOMAC. Observou-se que as mulheres foram mais jovens do que os homens e estes mais altos, no entanto, o peso e o Índice de Massa Corporal (IMC) não apresentaram diferença significativa.

Na comparação pareada, a EVA no grupo saudável foi menor que todos os grupos de OAJ ($p < 0.001$), e o grau leve apresentou EVA menor que o moderado ($p = 0.034$), mas foi similar ao grau severo ($p = 0.061$), enquanto que o grau moderado também foi similar ao severo ($p = 1.000$).

Para o WOMAC-dor também foi observado menor escore para o grupo saudável em comparação aos demais grupos ($p < 0.001$), e o grau leve foi similar ao grupo moderado ($p = 0.160$) e menor que o grupo severo ($p = 0.014$), enquanto que os graus severo e moderado foram similares ($p = 1.000$). Para o WOMAC-rigidez, as mulheres apresentaram maiores escores ($p = 0.039$). Em relação à severidade, o grupo saudável apresentou menores escores do que todos os grupos OAJ ($p < 0.001$), e o grau leve foi similar ao moderado ($p = 0.488$), mas menor do que o grupo severo ($p = 0.025$), enquanto que o grau moderado foi similar ao severo ($p = 0.677$). Para o WOMAC-função as mulheres tiveram maiores escores ($p = 0.003$), e o grupo saudável obteve menores escores do que todos os grupos OAJ ($p < 0.001$). O grau leve obteve escores similares ao grupo moderado ($p = 0.563$) e ao severo ($p = 0.144$), sendo estes últimos também similares ($p = 1.000$). Para o WOMAC-total, as mulheres tiveram maiores escores ($p = 0.005$), e o grupo saudável obteve menores escores do que todos os grupos OAJ ($p < 0.001$). O grau leve obteve escores similares ao grupo moderado ($p = 0.328$), mas menor do que o severo ($p = 0.047$), sendo que o moderado e o severo foram similares ($p = 1.000$).

Uma ANOVA de duas vias foi executada para entender os efeitos do sexo e da severidade na força muscular (Tabela 2). Foi observado que as mulheres têm menor força muscular que os homens para os grupos musculares testados ($p < 0.05$). A severidade afetou a força muscular de forma diferente. O grupo com OAJ severa apresentou menor força muscular comparada ao grupo saudável para todos os grupos musculares testados ($p < 0.05$). No entanto, houve similaridade entre os graus de severidade para o TAD, TAE, QFD, QFE, exceto para o ABD e ADE, onde também houve menor força muscular para o grau moderado em comparação ao grupo saudável.

A ANOVA mista de três vias foi executada para entender os efeitos do sexo, da severidade e da velocidade nas variáveis espaço-temporais e articulares. Os dados são a média \pm desvio padrão. Todas as variáveis foram normalmente distribuídas, avaliadas pelo teste de Shapiro-Wilk ($p > 0,05$), e não houve discrepância nos dados, avaliados pela inspeção de um boxplot. Houve homogeneidade de variâncias para todas as variáveis ($p > 0,05$), avaliadas pelo teste de Levene para igualdade de

variâncias. O bidirecional não mostrou interação para todos os músculos (Tabela 2). A ANOVA mista de três vias não mostrou interação para todas as comparações (Tabelas 3, 4, 5 e 6).

Houve uma interação bidirecional estatisticamente significativa entre sexo e velocidade, para o comprimento do passo $F(2, 106) = 3.785$; $p = 0,026$ e tempo do passo $F(2, 106) = 4,226$; $p = 0,017$ (Tabela 3). Todas as outras interações bidirecionais não foram estatisticamente significativas ($p > 0,05$). A significância estatística de um efeito principal simples foi aceita no nível alfa ajustado por Bonferroni de 0,0166. Para o comprimento do passo, houve um efeito principal simples estatisticamente significativo do sexo na velocidade confortável, $F(1, 53) = 5,850$, $p = 0,012$, e na velocidade rápida, $F(1, 53) = 8,656$, $p = 0,005$, mas não na velocidade lenta, $F(1, 53) = 3,447$, $p = 0,069$. Para o tempo do passo, não houve efeito principal simples e significativo ($p > 0,217$).

Todas as comparações pareadas foram realizadas para efeitos principais simples estatisticamente significativos. As correções de Bonferroni foram feitas com comparações em cada efeito principal simples considerado uma família de comparações. Valores de p ajustados são relatados. O comprimento médio do passo em velocidade confortável foi maior no sexo masculino do que no feminino, uma diferença média de 0,080 (IC 95%, 0,019 a 0,141), $p = 0,012$. O comprimento médio do passo em velocidade rápida foi maior nos homens do que nas mulheres, uma diferença média de 0,097 (IC 95%, 0,031 a 0,163), $p = 0,012$.

O coeficiente de Pearson apresentou correlação significativa entre todos os itens avaliados, de moderada a forte, como mostrado na Tabela 7.

4.5. Discussão

A marcha é uma atividade funcional comum na vida diária e é diretamente afetada pela OAJ. Este estudo foi realizado com o intuito de esclarecer como o sexo e a severidade da OAJ afetam os parâmetros espaço-temporais e a variabilidade dos parâmetros angulares durante a marcha em diferentes velocidades.

Estudos mostraram que nas mulheres, tanto o passo (DEBI et al., 2009, 2012) quanto a passada (KO et al., 2011; MCKEAN et al., 2007) tendem a ser mais curtos do que nos homens. Mas quando o comprimento do passo é normalizado pelo tamanho da perna, não existe uma diferença significativa (DEBI et al., 2009; MCKEAN et al., 2007). No nosso estudo, a normalização se deu pela altura do sujeito, e as mulheres também apresentaram o passo mais curto do que os homens, após normalização, e essa diferença se acentuou quando a velocidade foi aumentada.

Como trataram-se de normalizações diferentes, acreditamos que este é um fator que pode interferir na análise de dados da marcha. Pinzone et al (2016) destacam a importância de normalizar os dados resultantes de avaliações da biomecânica da marcha para que haja uma comparação mais adequada entre indivíduos com proporções corporais diferentes, e isto pôde ser efeito neste estudo.

O estudo da variabilidade da marcha tem sido considerado importante, pois este aspecto pode estar relacionado com o risco de queda (HAUSDORFF, 2005) e também com a evolução da OAJ (KISS, 2011). O cálculo da variabilidade da marcha pode ser feito por meio de fórmulas diferentes, assim como utilizando-se de métodos diferentes de coleta de dados (HAUSDORFF, 2005). Alguns destes métodos de coleta incluem captura 3D com utilização de câmeras (TAWY; ROWE; BIAANT, 2018), acelerômetro (CLERMONT; BARDEN, 2016) ou sistema computadorizado baseado em ultrassom (KISS, 2011). A maioria dos estudos tem avaliado a variabilidade de parâmetros espaço-temporais e alguns mostraram que ela aumenta na presença da OAJ, com relação a pacientes saudáveis (KISS, 2011; TAWY; ROWE; BIAANT, 2018). No entanto, outros estudos não encontraram diferenças significativas (ALKJAER et al., 2015; CLERMONT; BARDEN, 2016), demonstrando que há necessidade de mais investigações. Além disso, a avaliação da variabilidade de parâmetros angulares não é muito explorada. Kiss (2011) avaliou 110 pessoas divididas em três grupos: saudáveis, OAJ moderada e grave, e encontrou diferença significativa na variabilidade de parâmetros angulares entre homens e mulheres, e também de acordo com a severidade da doença. Ela mostrou que a variabilidade angular tende a reduzir com o aumento da severidade e é significativamente menor na mulher. Isso difere do presente estudo, em que não houve diferença significativa na variabilidade dos parâmetros angulares de quadril, joelho e tornozelo entre sexos, velocidades e severidades diferentes. Nós usamos o sistema de captura 3D com utilização de câmeras, o que difere daquele estudo, que utilizou um sistema computadorizado baseado em ultrassom. No entanto, a fórmula utilizada para o cálculo da variabilidade foi a mesma. Além disso, nosso estudo foi realizado com um número menor de participantes (61) divididos em quatro grupos: saudáveis, OAJ leve, moderada e grave. Assim, há uma heterogeneidade entre os estudos, e isto impede conclusões sobre a confiabilidade da análise cinemática tridimensional da marcha (MCGINLEY et al., 2009).

A redução da ADM das articulações do membro inferior em pessoas com OAJ pode estar relacionada com piora da capacidade funcional (STEULTJENS et al.,

2000). Alguns estudos têm investigado a ADM articular durante a marcha e mostrado que a perda de mobilidade é mais pronunciada nas mulheres do que nos homens, na presença da OAJ. Em mulheres, foi encontrada menor ADM de joelho (ASTEPHEN WILSON; DUNBAR; HUBLEY-KOZEY, 2015; MCKEAN et al., 2007), menor rotação interna de joelho (ASTEPHEN WILSON; DUNBAR; HUBLEY-KOZEY, 2015) e de quadril (MCKEAN et al., 2007), e menor mobilidade de quadril no plano sagital (KO et al., 2011). Entretanto, no nosso estudo, não encontramos diferenças significativas na ADM de tornozelo, joelho e quadril no plano sagital entre homens e mulheres com OAJ ou saudáveis. Este resultado foi surpreendente, visto que as mulheres apresentaram maiores sintomas de rigidez e pior capacidade funcional do que os homens, mas mobilidade articular semelhante. Sims et al (SIMS et al., 2009) também avaliaram a ADM de joelho e não encontraram diferenças significativas entre os sexos. Eles sugerem que mulheres com OAJ podem ter um sentimento mais negativo em relação à sua condição do que os homens com OAJ, independentemente da gravidade ou incapacidade da doença.

A dor é uma experiência complexa que não é determinada simplesmente pela intensidade da estimulação nociceptiva ou por fatores biológicos, mas também por fatores psicológicos e sociais (NEOGI, 2013; RUIZ-ARANDA; SALGUERO; FERNÁNDEZ-BERROCAL, 2010). Emoções negativas, como depressão, ansiedade, medo da dor, e estratégias inadequadas de enfrentamento, como a catastrofização, podem estar relacionadas com a intensidade, frequência e duração de dor (RUIZ-ARANDA; SALGUERO; FERNÁNDEZ-BERROCAL, 2010). Além disso, a depressão pode estar relacionada à piora na função física (ELBOIM-GABYZON; ROZEN; LAUFER, 2012; TONELLI et al., 2011) e a catastrofização da dor pode ser um preditor de limitações na marcha. Mulheres relatam maior percepção de dor do que homens e elas têm taxas mais altas de depressão. Assim, o aumento da dor e a função reduzida nas mulheres podem ser atribuídas a diferenças nas variáveis psicossociais.(TONELLI et al., 2011). Estas diferenças de gênero afetam também o comportamento de busca de tratamento dos pacientes, a abordagem de avaliação e tratamento e a capacidade de resposta ao tratamento (ELBOIM-GABYZON; ROZEN; LAUFER, 2012).

Os resultados das medidas clínicas mostram que as mulheres relataram maior rigidez e pior função física do que os homens com OAJ, mesmo apresentando padrões biomecânicos da marcha com poucas diferenças. A única diferença encontrada neste estudo foi no comprimento do passo entre homens e mulheres, e ainda apresentou

correlação significativa com todas as medidas clínicas. Estes resultados confirmam a hipótese de que a dor e a rigidez possuem relação com a biomecânica da marcha, principalmente em mulheres, que apresentaram maior rigidez e pior função física. Debi et al (2009) avaliaram parâmetros espaço-temporais e os correlacionaram com medidas clínicas, discriminando os dados entre homens e mulheres. Eles encontraram correlação significativa entre o tempo de suporte unipodal e os aspectos dor e função do WOMAC, sendo que as mulheres apresentaram menor tempo de suporte unipodal, maior dor e pior função. Em outro estudo (DEBI et al., 2011), os mesmos autores compararam um grupo de pessoas saudáveis com um grupo de pessoas com OAJ, sem discriminar sexo, e também encontraram correlação significativa entre o suporte unipodal e os aspectos dor e função do WOMAC. O diferencial deste estudo é que eles também avaliaram o comprimento do passo e o correlacionaram com o suporte unipodal. Eles encontraram uma forte correlação entre esses dois parâmetros e concluíram que à medida que o nível de dor e de limitação funcional aumentam, tanto o tempo de suporte unilateral quanto o comprimento do passo diminuem.

Além disso, houve diferença significativa na avaliação da força muscular, que apresentou também correlação significativa com o comprimento do passo. As mulheres apresentaram menor força muscular do que os homens em todos os grupos musculares testados, sendo que a severidade da doença também foi relacionada com piora na força em alguns grupos musculares, em ambos sexos. A literatura relata que mulheres tendem a apresentar menor força muscular, principalmente de quadríceps e isquiotibiais e que essas diferenças neuromusculares podem ser parcialmente responsáveis pelas diferenças observadas na biomecânica de pessoas com OAJ (ASTEPHEN WILSON; DUNBAR; HUBLEY-KOZEY, 2015; MCKEAN et al., 2007). Isso porque a fraqueza dos músculos extensores do joelho pode estar relacionada com aumento da carga no joelho e a pessoa adota um padrão de movimento a fim de inibir a dor (SEGAL et al., 2009).

Os resultados deste estudo sugerem que na prática clínica, independente da gravidade da OAJ, o foco deve ser na redução da dor e aumento da força muscular, da flexibilidade e da propriocepção, mas nas mulheres estas ações devem ser feitas de forma controlada em relação à progressão. As mulheres também podem se beneficiar de uma abordagem psicossocial.

O tamanho da amostra, embora esteja compatível com o cálculo amostral, pode ser considerado uma limitação do estudo, uma vez que para estratificar o nível de severidade, houve um número reduzido de participantes em cada grupo, o que

dificulta a generalização dos resultados. Segundo, não foram realizadas avaliações em outros planos de movimentos e nem cinéticas, o que evidentemente traria maior compreensão dos achados deste estudo. Assim, recomendamos que futuros estudos sejam realizados avaliando outros planos de movimento e associá-los aos parâmetros cinéticos, e verificar sua correlação com medidas clínicas e força muscular, visto que estes aspectos se mostraram importantes diferenciais da doença entre homens e mulheres.

4.6. Conclusão

Baseado nos resultados deste estudo, homens e mulheres com OAJ apresentaram ADM articular de membros inferiores e variabilidade de parâmetros angulares similares durante a marcha. No entanto, a severidade da OAJ afeta as medidas clínicas (EVA e WOMAC) e a avaliação de força muscular, enquanto que mulheres têm menor comprimento de passo, maior rigidez, pior função física e menor força muscular do que homens, havendo correlação significativa entre estas variáveis. Isto indica que as medidas clínicas apresentaram maior diferença entre os sexos e podem ter influência sobre a biomecânica da marcha.

4.7. Referências do artigo

- ALKJAER, T. et al. Gait variability and motor control in people with knee osteoarthritis. **Gait & Posture**, v. 42, n. 4, p. 479–484, out. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.07.063>
- ALTMAN, R. et al. Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. Diagnostic and Therapeutic Criteria Committee of the American Rheumatism Association. **Arthritis and Rheumatism**, v. 29, n. 8, p. 1039–1049, ago. 1986. <https://doi.org/10.1002/art.1780290816>
- ASHKAVAND, Z.; MALEKINEJAD, H.; VISHWANATH, B. S. The pathophysiology of osteoarthritis. **Journal of Pharmacy Research**, v. 7, n. 1, p. 132–138, 1 jan. 2013. <https://doi.org/10.1016/j.jopr.2013.01.008>
- ASTEPHEN WILSON, J. L.; DUNBAR, M. J.; HUBLEY-KOZEY, C. L. Knee joint biomechanics and neuromuscular control during gait before and after total knee arthroplasty are sex-specific. **The Journal of Arthroplasty**, v. 30, n. 1, p. 118–125, jan. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2014.07.028>
- BARTLEY, E. J. et al. Enhanced Pain Sensitivity Among Individuals With Symptomatic Knee Osteoarthritis: Potential Sex Differences in Central Sensitization. **Arthritis Care & Research**, v. 68, n. 4, p. 472–480, abr. 2016. <https://doi.org/10.1002/acr.22712>
- CLERMONT, C. A.; BARDEN, J. M. Accelerometer-based determination of gait variability in older adults with knee osteoarthritis. **Gait & Posture**, v. 50, p. 126–130, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.024>
- COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. Hillsdale, N.J.: L. Erlbaum Associates, 1988.
- DEBI, R. et al. Differences in gait patterns, pain, function and quality of life between males and females with knee osteoarthritis: a clinical trial. **BMC musculoskeletal disorders**, v. 10, p. 127, 13 out. 2009. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-10-127>
- DEBI, R. et al. Correlation between single limb support phase and self-evaluation questionnaires in knee osteoarthritis populations. **Disability and Rehabilitation**, v. 33, n. 13–14, p. 1103–1109, 1 jan. 2011. <https://doi.org/10.3109/09638288.2010.520805>
- DEBI, R. et al. Differences in gait pattern parameters between medial and anterior knee pain in patients with osteoarthritis of the knee. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 27, n. 6, p. 584–587, jul. 2012. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.02.002>
- ELBOIM-GABYZON, M.; ROZEN, N.; LAUFER, Y. Gender Differences in Pain Perception and Functional Ability in Subjects with Knee Osteoarthritis. **ISRN Orthopedics**, v. 2012, 30 ago. 2012. <https://doi.org/10.5402/2012/413105>
- FAVRE, J.; JOLLES, B. M. Gait analysis of patients with knee osteoarthritis highlights a pathological mechanical pathway and provides a basis for therapeutic interventions. **EFORT open reviews**, v. 1, n. 10, p. 368–374, out. 2016. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.1.000051>
- FERNANDES, M. I. Tradução e validação do questionário de qualidade de vida específico para osteoartrose WOMAC (Western Ontario McMaster Universities) para a língua portuguesa. 2003.
- FERNANDES, W. C. et al. Influência da velocidade da marcha sobre a pressão plantar em sujeitos com osteoartrite unilateral de joelho. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 54, n. 6, p. 441–445, dez. 2014. <https://doi.org/10.1016/j.rbr.2014.06.004>

HAUSDORFF, J. M. Gait variability: methods, modeling and meaning. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 2, n. 1, p. 19, 20 jul. 2005.
<https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-19>

HAWKER, G. A. et al. Measures of adult pain: Visual Analog Scale for Pain (VAS Pain), Numeric Rating Scale for Pain (NRS Pain), McGill Pain Questionnaire (MPQ), Short-Form McGill Pain Questionnaire (SF-MPQ), Chronic Pain Grade Scale (CPGS), Short Form-36 Bodily Pain Scale (SF-36 BPS), and Measure of Intermittent and Constant Osteoarthritis Pain (ICOAP). **Arthritis Care & Research**, v. 63, n. S11, p. S240–S252, 2011.
<https://doi.org/10.1002/acr.20543>

KELLGREN, J. H.; LAWRENCE, J. S. Radiological assessment of osteo-arthritis. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v. 16, n. 4, p. 494–502, dez. 1957.
<https://doi.org/10.1136/ard.16.4.494>

KIRKWOOD, R. N. et al. Aplicação da análise de componentes principais na cinemática da marcha de idosos com osteoartrite de joelho. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 15, n. 1, p. 52–58, fev. 2011. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552011000100007>

KISS, R. M. Effect of severity of knee osteoarthritis on the variability of gait parameters. **Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 21, n. 5, p. 695–703, out. 2011.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.07.011>

KO, S. et al. Sex-Specific Gait Patterns of Older Adults with Knee Osteoarthritis: Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. **Current Gerontology and Geriatrics Research**, v. 2011, 2011. <https://doi.org/10.1155/2011/175763>

LEWIS, C. L.; FERRIS, D. P. Walking with Increased Ankle Pushoff Decreases Hip Muscle Moments. **Journal of biomechanics**, v. 41, n. 10, p. 2082–2089, 19 jul. 2008.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.05.013>

MCGINLEY, J. L. et al. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. **Gait & Posture**, v. 29, n. 3, p. 360–369, abr. 2009.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>

MCKEAN, K. A. et al. Gender differences exist in osteoarthritic gait. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 22, n. 4, p. 400–409, maio 2007.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.11.006>

MILLS, K.; HUNT, M. A.; FERBER, R. Biomechanical deviations during level walking associated with knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. **Arthritis Care & Research**, v. 65, n. 10, p. 1643–1665, out. 2013. <https://doi.org/10.1002/acr.22015>

NEOGI, T. The epidemiology and impact of pain in osteoarthritis. **Osteoarthritis and Cartilage**, Pain in Osteoarthritis. v. 21, n. 9, p. 1145–1153, 1 set. 2013.
<https://doi.org/10.1016/j.joca.2013.03.018>

OARSI White Paper- OA as a Serious Disease. Disponível em:
<<https://www.oarsi.org/education/oarsi-resources/oarsi-white-paper-oa-serious-disease>>.
Acesso em: 25 dez. 2019.

O'CONNOR, M. I. Osteoarthritis of the Hip and Knee: Sex and Gender Differences. **Orthopedic Clinics**, v. 37, n. 4, p. 559–568, 1 out. 2006.
<https://doi.org/10.1016/j.ocl.2006.09.004>

PALAZZO, C. et al. Risk factors and burden of osteoarthritis. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 59, n. 3, p. 134–138, jun. 2016.
<https://doi.org/10.1016/j.rehab.2016.01.006>

PEREIRA, D. et al. The effect of osteoarthritis definition on prevalence and incidence estimates: a systematic review. **Osteoarthritis and Cartilage**, v. 19, n. 11, p. 1270–1285, nov. 2011. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2011.08.009>

PINZONE, O.; SCHWARTZ, M. H.; BAKER, R. Comprehensive non-dimensional normalization of gait data. **Gait & Posture**, v. 44, p. 68–73, fev. 2016.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.11.013>

RO, D. H. et al. Sex differences in knee joint loading: Cross-sectional study in geriatric population. **Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society**, v. 35, n. 6, p. 1283–1289, 2017. <https://doi.org/10.1002/jor.23374>

ROMKES, J.; BRACHT-SCHWEIZER, K. The effects of walking speed on upper body kinematics during gait in healthy subjects. **Gait & Posture**, v. 54, p. 304–310, 2017.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.03.025>

RUHDORFER, A. et al. Association of thigh muscle strength with knee symptoms and radiographic disease stage of osteoarthritis: data from the Osteoarthritis Initiative. **Arthritis Care & Research**, v. 66, n. 9, p. 1344–1353, set. 2014. <https://doi.org/10.1002/acr.22317>

RUIZ-ARANDA, D.; SALGUERO, J. M.; FERNÁNDEZ-BERROCAL, P. Emotional Regulation and Acute Pain Perception in Women. **The Journal of Pain**, v. 11, n. 6, p. 564–569, 1 jun. 2010. <https://doi.org/10.1016/j.jpain.2009.09.011>

SEGAL, N. A. et al. Association of Dynamic Joint Power With Functional Limitations in Older Adults With Symptomatic Knee Osteoarthritis. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 90, n. 11, p. 1821–1828, nov. 2009.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.07.009>

SIMS, E. L. et al. Sex differences in biomechanics associated with knee osteoarthritis. **Journal of Women & Aging**, v. 21, n. 3, p. 159–170, 2009.
<https://doi.org/10.1080/08952840903054856>

STEULTJENS, M. P. M. et al. Range of joint motion and disability in patients with osteoarthritis of the knee or hip. **Rheumatology**, v. 39, n. 9, p. 955–961, 1 set. 2000.
<https://doi.org/10.1093/rheumatology/39.9.955>

TAWY, G. F.; ROWE, P.; BIAANT, L. Gait variability and motor control in patients with knee osteoarthritis as measured by the uncontrolled manifold technique. **Gait & Posture**, v. 59, p. 272–277, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.08.015>

TONELLI, S. M. et al. Women with knee osteoarthritis have more pain and poorer function than men, but similar physical activity prior to total knee replacement. **Biology of Sex Differences**, v. 2, n. 1, p. 12, 10 nov. 2011. <https://doi.org/10.1186/2042-6410-2-12>

TRAINA, F. et al. Sex Differences in Hip Morphology: Is Stem Modularity Effective for Total Hip Replacement? **JBJS**, v. 91, n. Supplement_6, p. 121, 1 nov. 2009.
<https://doi.org/10.2106/JBJS.I.00533>

5. Considerações finais

Neste estudo, avaliamos pessoas com OAJ e saudáveis a fim de investigar as diferenças nos padrões biomecânicos espaço-temporais e angulares e na variabilidade dos parâmetros angulares da marcha em três velocidades em homens e mulheres com OAJ em diferentes severidades, e correlaciona-los com a força muscular e a percepção de dor e função física. Os resultados mostraram que homens e mulheres com OAJ apresentaram ADM articular de membros inferiores e variabilidade de parâmetros angulares similares durante a marcha. No entanto, a severidade da OAJ afeta as medidas clínicas (EVA e WOMAC) e a avaliação de força muscular, enquanto que mulheres têm menor comprimento de passo, maior rigidez, pior função física e menor força muscular do que homens, havendo correlação significativa entre estas variáveis. O tamanho da amostra, embora esteja compatível com o cálculo amostral, pode ser considerado uma limitação do estudo e não foram realizadas avaliações em outros planos de movimentos e nem cinéticas, o que evidentemente traria maior compreensão dos achados deste estudo. Assim, recomendamos que futuros estudos sejam realizados avaliando outros planos de movimento e associá-los aos parâmetros cinéticos, e verificar sua correlação com medidas clínicas e força muscular, visto que estes aspectos se mostraram importantes diferenciais da doença entre homens e mulheres.

Os resultados deste estudo sugerem que na prática clínica, independente da gravidade da OAJ, o foco deve ser na redução da dor e aumento da força muscular, da flexibilidade e da propriocepção, mas nas mulheres estas ações devem ser feitas de forma controlada em relação à progressão. As mulheres também podem se beneficiar de uma abordagem psicossocial

6. Referências

- ABU-FARAJ, Z. O. et al. Human gait and Clinical Movement Analysis. In: **Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering**. [s.l.]: American Cancer Society, 2015. p. 1–34. <https://doi.org/10.1002/047134608X.W6606.pub2>
- ALKJAER, T. et al. Gait variability and motor control in people with knee osteoarthritis. **Gait & Posture**, v. 42, n. 4, p. 479–484, out. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.07.063>
- ALTMAN, R. et al. Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. Diagnostic and Therapeutic Criteria Committee of the American Rheumatism Association. **Arthritis and Rheumatism**, v. 29, n. 8, p. 1039–1049, ago. 1986. <https://doi.org/10.1002/art.1780290816>
- ASHKAVAND, Z.; MALEKINEJAD, H.; VISHWANATH, B. S. The pathophysiology of osteoarthritis. **Journal of Pharmacy Research**, v. 7, n. 1, p. 132–138, 1 jan. 2013. <https://doi.org/10.1016/j.jopr.2013.01.008>
- ASTEPHEN WILSON, J. L.; DUNBAR, M. J.; HUBLEY-KOZEY, C. L. Knee joint biomechanics and neuromuscular control during gait before and after total knee arthroplasty are sex-specific. **The Journal of Arthroplasty**, v. 30, n. 1, p. 118–125, jan. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2014.07.028>
- BARTLEY, E. J. et al. Enhanced Pain Sensitivity Among Individuals With Symptomatic Knee Osteoarthritis: Potential Sex Differences in Central Sensitization. **Arthritis Care & Research**, v. 68, n. 4, p. 472–480, abr. 2016. <https://doi.org/10.1002/acr.22712>
- BELLAMY, N. et al. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. **The Journal of Rheumatology**, v. 15, n. 12, p. 1833–1840, dez. 1988.
- BLASCO, J. M. et al. Preferred outcome measures used in randomized clinical trials of total knee replacement rehabilitation: A systematic review. **PM & R: the journal of injury, function, and rehabilitation**, 28 dez. 2019. <https://doi.org/10.1002/pmrj.12312>
- CÁMARA, J. Gait analysis: phases and spatio-temporal variables. **Entramado**, v. 7, n. 1, p. 160–173, jan. 2011.
- CLERMONT, C. A.; BARDEN, J. M. Accelerometer-based determination of gait variability in older adults with knee osteoarthritis. **Gait & Posture**, v. 50, p. 126–130, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.024>
- COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. Hillsdale, N.J.: L. Erlbaum Associates, 1988.
- DEBI, R. et al. Differences in gait patterns, pain, function and quality of life between males and females with knee osteoarthritis: a clinical trial. **BMC musculoskeletal disorders**, v. 10, p. 127, 13 out. 2009. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-10-127>
- DEBI, R. et al. Correlation between single limb support phase and self-evaluation questionnaires in knee osteoarthritis populations. **Disability and Rehabilitation**, v. 33, n. 13–14, p. 1103–1109, 1 jan. 2011. <https://doi.org/10.3109/09638288.2010.520805>
- DEBI, R. et al. Differences in gait pattern parameters between medial and anterior knee pain in patients with osteoarthritis of the knee. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 27, n. 6, p. 584–587, jul. 2012. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.02.002>

DEBI, R. et al. Correlation between gait analysis and clinical questionnaires in patients with spontaneous osteonecrosis of the knee. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 44, p. 90–93, maio 2017. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.03.008>

DUARTE, V. DE S. et al. Exercícios físicos e osteoartrose: uma revisão sistemática. **Fisioterapia em Movimento**, v. 26, n. 1, p. 193–202, mar. 2013. <https://doi.org/10.1590/S0103-51502013000100022>

ELBOIM-GABYZON, M.; ROZEN, N.; LAUFER, Y. Gender Differences in Pain Perception and Functional Ability in Subjects with Knee Osteoarthritis. **ISRN Orthopedics**, v. 2012, 30 ago. 2012. <https://doi.org/10.5402/2012/413105>

FAVRE, J.; JOLLES, B. M. Gait analysis of patients with knee osteoarthritis highlights a pathological mechanical pathway and provides a basis for therapeutic interventions. **EFORT open reviews**, v. 1, n. 10, p. 368–374, out. 2016. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.1.000051>

FERNANDES, M. I. Tradução e validação do questionário de qualidade de vida específico para osteoartrose WOMAC (Western Ontario McMaster Universities) para a língua portuguesa. 2003.

FERNANDES, W. C. et al. Influência da velocidade da marcha sobre a pressão plantar em sujeitos com osteoartrite unilateral de joelho. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 54, n. 6, p. 441–445, dez. 2014. <https://doi.org/10.1016/j.rbr.2014.06.004>

FITZGERALD, G. K. et al. OARSI Clinical Trials Recommendations: Design and conduct of clinical trials of rehabilitation interventions for osteoarthritis. **Osteoarthritis and Cartilage**, v. 23, n. 5, p. 803–814, maio 2015. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2015.03.013>

HANSON, S.; JONES, A. Is there evidence that walking groups have health benefits? A systematic review and meta-analysis. **British Journal of Sports Medicine**, v. 49, n. 11, p. 710–715, jun. 2015. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-094157>

HAUSDORFF, J. M. Gait variability: methods, modeling and meaning. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 2, n. 1, p. 19, 20 jul. 2005. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-19>

HAWKER, G. A. et al. Measures of adult pain: Visual Analog Scale for Pain (VAS Pain), Numeric Rating Scale for Pain (NRS Pain), McGill Pain Questionnaire (MPQ), Short-Form McGill Pain Questionnaire (SF-MPQ), Chronic Pain Grade Scale (CPGS), Short Form-36 Bodily Pain Scale (SF-36 BPS), and Measure of Intermittent and Constant Osteoarthritis Pain (ICOAP). **Arthritis Care & Research**, v. 63, n. S11, p. S240–S252, 2011. <https://doi.org/10.1002/acr.20543>

HENRIKSEN, M. et al. No effects of functional exercise therapy on walking biomechanics in patients with knee osteoarthritis: exploratory outcome analyses from a randomised trial. **BMJ Open Sport — Exercise Medicine**, v. 2, n. 1, 27 mar. 2017. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2017-000230>

KELLGREN, J. H.; LAWRENCE, J. S. Radiological assessment of osteo-arthritis. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v. 16, n. 4, p. 494–502, dez. 1957. <https://doi.org/10.1136/ard.16.4.494>

KING, L. K. et al. Impact of Osteoarthritis on Difficulty Walking: A Population-Based Study. **Arthritis Care & Research**, v. 70, n. 1, p. 71–79, 2018. <https://doi.org/10.1002/acr.23250>

KIRKWOOD, R. N. et al. Aplicação da análise de componentes principais na cinemática da marcha de idosos com osteoartrite de joelho. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 15, n. 1, p. 52–58, fev. 2011. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552011000100007>

KISS, R. M. Effect of severity of knee osteoarthritis on the variability of gait parameters. **Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 21, n. 5, p. 695–703, out. 2011. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.07.011>

KO, S. et al. Sex-Specific Gait Patterns of Older Adults with Knee Osteoarthritis: Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. **Current Gerontology and Geriatrics Research**, v. 2011, 2011. <https://doi.org/10.1155/2011/175763>

LAGE, P. T. S. et al. Measurement properties of Portuguese-Brazil Western Ontario and McMaster Universities osteoarthritis index (WOMAC) for the assessment of knee complaints in Brazilian adults: ELSA-Brasil Musculoskeletal cohort. **Rheumatology International**, 19 dez. 2019. <https://doi.org/10.1007/s00296-019-04496-1>

LEWIS, C. L.; FERRIS, D. P. Walking with Increased Ankle Pushoff Decreases Hip Muscle Moments. **Journal of biomechanics**, v. 41, n. 10, p. 2082–2089, 19 jul. 2008. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.05.013>

LONG, M. J. et al. Predicting knee osteoarthritis risk in injured populations. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 47, p. 87–95, ago. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.06.001>

MCGINLEY, J. L. et al. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. **Gait & Posture**, v. 29, n. 3, p. 360–369, abr. 2009. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>

MCKEAN, K. A. et al. Gender differences exist in osteoarthritic gait. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 22, n. 4, p. 400–409, maio 2007. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.11.006>

MILLS, K.; HUNT, M. A.; FERBER, R. Biomechanical deviations during level walking associated with knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. **Arthritis Care & Research**, v. 65, n. 10, p. 1643–1665, out. 2013. <https://doi.org/10.1002/acr.22015>

MITHOEFER, K. et al. Guidelines for the Design and Conduct of Clinical Studies in Knee Articular Cartilage Repair. **Cartilage**, v. 2, n. 2, p. 100–121, abr. 2011. <https://doi.org/10.1177/1947603510392913>

NA, A.; PIVA, S. R.; BUCHANAN, T. S. Influences of knee osteoarthritis and walking difficulty on knee kinematics and kinetics. **Gait & Posture**, v. 61, p. 439–444, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.01.025>

NEOGI, T. The epidemiology and impact of pain in osteoarthritis. **Osteoarthritis and Cartilage**, Pain in Osteoarthritis. v. 21, n. 9, p. 1145–1153, 1 set. 2013. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2013.03.018>

OARSI White Paper- OA as a Serious Disease. Disponível em: <<https://www.oarsi.org/education/oarsi-resources/oarsi-white-paper-oa-serious-disease>>. Acesso em: 25 dez. 2019.

O'CONNOR, M. I. Osteoarthritis of the Hip and Knee: Sex and Gender Differences. **Orthopedic Clinics**, v. 37, n. 4, p. 559–568, 1 out. 2006. <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2006.09.004>

PALAZZO, C. et al. Risk factors and burden of osteoarthritis. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 59, n. 3, p. 134–138, jun. 2016. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2016.01.006>

- PEREIRA, D. et al. The effect of osteoarthritis definition on prevalence and incidence estimates: a systematic review. **Osteoarthritis and Cartilage**, v. 19, n. 11, p. 1270–1285, nov. 2011. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2011.08.009>
- PINZONE, O.; SCHWARTZ, M. H.; BAKER, R. Comprehensive non-dimensional normalization of gait data. **Gait & Posture**, v. 44, p. 68–73, fev. 2016. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.11.013>
- POULET, B. Models to define the stages of articular cartilage degradation in osteoarthritis development. **International Journal of Experimental Pathology**, v. 98, n. 3, p. 120–126, 2017. <https://doi.org/10.1111/iep.12230>
- RO, D. H. et al. Sex differences in knee joint loading: Cross-sectional study in geriatric population. **Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society**, v. 35, n. 6, p. 1283–1289, 2017. <https://doi.org/10.1002/jor.23374>
- ROMKES, J.; BRACHT-SCHWEIZER, K. The effects of walking speed on upper body kinematics during gait in healthy subjects. **Gait & Posture**, v. 54, p. 304–310, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.03.025>
- ROOS, E. M.; LOHMANDER, L. S. The Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS): from joint injury to osteoarthritis. **Health and Quality of Life Outcomes**, v. 1, p. 64, 3 nov. 2003.
- RUHDORFER, A. et al. Association of thigh muscle strength with knee symptoms and radiographic disease stage of osteoarthritis: data from the Osteoarthritis Initiative. **Arthritis Care & Research**, v. 66, n. 9, p. 1344–1353, set. 2014. <https://doi.org/10.1002/acr.22317>
- RUIZ-ARANDA, D.; SALGUERO, J. M.; FERNÁNDEZ-BERROCAL, P. Emotional Regulation and Acute Pain Perception in Women. **The Journal of Pain**, v. 11, n. 6, p. 564–569, 1 jun. 2010. <https://doi.org/10.1016/j.jpain.2009.09.011>
- SEGAL, N. A. et al. Association of Dynamic Joint Power With Functional Limitations in Older Adults With Symptomatic Knee Osteoarthritis. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 90, n. 11, p. 1821–1828, nov. 2009. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.07.009>
- SHARMA, L. Osteoarthritis year in review 2015: clinical. **Osteoarthritis and Cartilage**, v. 24, n. 1, p. 36–48, jan. 2016. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2015.07.026>
- SIMS, E. L. et al. Sex differences in biomechanics associated with knee osteoarthritis. **Journal of Women & Aging**, v. 21, n. 3, p. 159–170, 2009. <https://doi.org/10.1080/08952840903054856>
- SOUSA, A. S. P.; TAVARES, J. M. **A marcha humana: uma abordagem biomecânica**. [s.l.] Instituto Politécnico do Porto. Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto - Politeia, 2010.
- STEULTJENS, M. P. M. et al. Range of joint motion and disability in patients with osteoarthritis of the knee or hip. **Rheumatology**, v. 39, n. 9, p. 955–961, 1 set. 2000. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/39.9.955>
- TAWY, G. F.; ROWE, P.; BIANI, L. Gait variability and motor control in patients with knee osteoarthritis as measured by the uncontrolled manifold technique. **Gait & Posture**, v. 59, p. 272–277, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.08.015>

TONELLI, S. M. et al. Women with knee osteoarthritis have more pain and poorer function than men, but similar physical activity prior to total knee replacement. **Biology of Sex Differences**, v. 2, n. 1, p. 12, 10 nov. 2011. <https://doi.org/10.1186/2042-6410-2-12>

TRAINA, F. et al. Sex Differences in Hip Morphology: Is Stem Modularity Effective for Total Hip Replacement? **JBJS**, v. 91, n. Supplement_6, p. 121, 1 nov. 2009. <https://doi.org/10.2106/JBJS.I.00533>

WARE, J. E.; SHERBOURNE, C. D. The MOS 36-item short-form health survey (SF-36). I. Conceptual framework and item selection. **Medical Care**, v. 30, n. 6, p. 473–483, jun. 1992. <https://doi.org/10.1097/00005650-199206000-00002>

WHITE, D. K. et al. Potential Functional Benefit From Light Intensity Physical Activity in Knee Osteoarthritis. **American Journal of Preventive Medicine**, v. 53, n. 5, p. 689–696, nov. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.amepre.2017.07.008>

Tabela 1. Características dos participantes.

Variáveis	Homens Média (DP)					Mulheres Média (DP)					Anova two-way		
	Saudáveis (n=9)	Leve (n=6)	Moderada (n=12)	Severa (n=3)	Total (n=30)	Saudáveis (n=10)	Leve (n=7)	Moderada (n=7)	Severa (n=7)	Total (n=31)	Sx	Sv	Sx vs Sv
Idade (anos)	56.44 (5.19)	67.16 (7.49)	63.91 (7.36)	59.33 (3.21)	61.86 (7.46)	57.20 (4.54)	55.28 (1.60)	55.42 (1.13)	64.42 (7.36)	58.00 (5.56)	5.539; 0.022	NS	6.102; 0.001
Peso (Kg)	78.83 (9.51)	76.28 (4.69)	81.99 (8.36)	79.26 (20.76)	79.63 (9.48)	67.75 (11.04)	79.50 (20.09)	77.15 (13.56)	74.52 (17.11)	74.05 (15.33)	NS	NS	NS
Altura (m)	1.71 (0.61)	1.67 (0.05)	1.69 (0.04)	1.62 (0.41)	1.68 (0.05)	1.56 (0.07)	1.57 (0.06)	1.58 (0.04)	1.55 (0.08)	1.56 (0.06)	39.450; 0.001	NS	NS
IMC	26.70 (2.45)	27.30 (2.31)	28.63 (2.91)	29.72 (6.52)	27.90 (3.13)	27.78 (3.71)	32.25 (7.87)	30.49 (4.23)	30.84 (5.58)	30.09 (5.42)	NS	NS	NS
EVA	0.33 (1.00)	4.16 (1.60)	5.83 (2.12)	6.00 (0.00)	3.86 (2.89)	0.20 (0.63)	5.00 (3.10)	7.14 (1.34)	7.42 (2.22)	4.48 (3.64)	NS	44.979; 0.001	NS
WOMAC DOR	0.66 (1.65)	6.66 (4.50)	8.50 (4.44)	10.66 (1.52)	6.00 (5.06)	1.70 (2.66)	7.28 (4.75)	11.42 (2.93)	13.42 (3.73)	7.80 (5.83)	NS	26.144; 0.001	NS
WOMAC RIGIDEZ	0.22 (0.66)	3.00 (2.68)	3.00 (2.62)	3.66 (0.57)	2.23 (2.41)	0.70 (1.25)	2.28 (2.21)	4.71 (1.38)	6.57 (1.51)	3.29 (2.78)	4.502; 0.039	16.029; 0.001	NS
WOMAC FUNÇÃO	1.88 (4.25)	20.83 (17.33)	27.00 (16.43)	32.66 (7.63)	18.80 (17.33)	6.50 (11.87)	31.71 (13.30)	40.85 (8.29)	45.14 (9.00)	28.67 (19.27)	9.519; 0.003	24.564; 0.001	NS
WOMAC TOTAL	2.77 (6.55)	30.50 (23.87)	38.50 (22.40)	47.00 (8.88)	27.03 (24.22)	8.90 (15.29)	41.28 (16.05)	57.00 (11.66)	65.14 (13.32)	39.72 (26.87)	8.626; 0.005	27.463; 0.001	NS

DP: desvio padrão; IMC: índice de massa corporal; Sx: sexo; Sv: severidade. Quando ANOVA three-way não foi significante (NS), os valores não foram apresentados.

Tabela 2. Interação entre a força muscular, o sexo e a severidade da OAJ

Músculo (Kg)	Homens Média (DP)					Mulheres Média (DP)					Anova two-way		
	Saudáveis	Leve	Moderada	Severa	Total	Saudáveis	Leve	Moderada	Severa	Total	Sx	Sv	Sx vs Sv
TAD	27.68 (6.49)	17.65 (8.17)	21.51 (10.45)	9.73 (4.24)	21.68 (6.49)	18.93 (8.53)	13.70 (3.50)	9.87 (5.89)	8.34 (2.88)	13.31 (7.21)	9.908; 0.001	8.148; 0.001	NS
TAE	25.68 (7.17)	17.36 (4.55)	18.39 (8.38)	9.00 (7.79)	19.43 (8.56)	17.20 (6.08)	11.37 (2.87)	12.68 (6.60)	7.64 (4.36)	12.71 (6.20)	9.257; 0.001	8.921; 0.001	NS
QFD	41.86 (11.99)	26.80 (7.51)	31.73 (7.92)	29.23 (10.72)	33.53 (10.74)	26.91 (12.59)	17.50 (4.02)	17.47 (10.16)	17.35 (5.12)	20.49 (9.84)	23.638; 0.001	5.900; 0.001	NS
QFE	41.65 (10.80)	24.98 (2.85)	32.35 (9.46)	22.36 (6.31)	32.67 (10.89)	26.14 (11.20)	18.37 (3.54)	16.51 (7.37)	16.40 (3.67)	20.01 (8.53)	22.913; 0.001	8.866; 0.001	NS
ABD	17.50 (3.69)	11.68 (2.13)	12.10 (3.10)	16.96 (3.35)	14.12 (4.03)	11.21 (3.31)	9.25 (2.70)	5.34 (2.71)	7.31 (3.57)	8.56 (3.74)	52.188; 0.001	10.392; 0.001	NS
ABE	16.86 (4.97)	12.70 (3.21)	11.35 (4.11)	12.53 (2.95)	13.39 (4.61)	11.26 (3.26)	9.00 (2.56)	5.80 (2.00)	7.58 (2.59)	8.68 (3.33)	26.038; 0.001	7.817; 0.001	NS

E: esquerda; D: direita; TA: tibial anterior; QF: quadríceps femoral; AB: abdotores; Sx: sexo; Sv: severidade. Quando ANOVA three-way não foi significante (NS), os valores não foram apresentados.

Tabela 3. Variáveis espaço-temporais

Variáveis	Vc	Homens Média (DP)				Mulheres Média (DP)				ANOVA Three-way F; p			
		Saudáveis	Leve	Moderada	Severa	Saudáveis	Leve	Moderada	Severa	Vc	Sx vs Vc	Sv vs Vc	Sx vs Vc vs Sv
Cadência (m/s)	VC	1.60 (0.16)	1.45 (0.27)	1.47 (0.16)	1.22 (0.21)	1.63 (0.26)	1.40 (0.97)	1.36 (0.33)	1.33 (0.28)	101.824; 0.001	NS	NS	NS
	VL	1.42 (0.14)	1.41 (0.27)	1.32 (0.15)	1.20 (0.17)	1.48 (0.22)	1.22 (0.12)	1.20 (0.33)	1.24 (0.29)				
	VR	1.71 (0.14)	1.53 (0.31)	1.55 (0.17)	1.33 (0.24)	1.79 (0.29)	1.54 (0.14)	1.44 (0.33)	1.42 (0.30)				
Comprimento do passo (m)	VC	0.38 (0.05)	0.29 (0.07)	0.34 (0.07)	0.27 (0.10)	0.37 (0.08)	0.32 (0.09)	0.28 (0.03)	0.21 (0.03)	157.278; 0.001	F=3.785; 0.026	NS	NS
	VL	0.34 (0.05)	0.24 (0.08)	0.30 (0.07)	0.23 (0.08)	0.33 (0.06)	0.30 (0.07)	0.25 (0.03)	0.18 (0.02)				
	VR	0.43 (0.05)	0.33 (0.09)	0.38 (0.06)	0.29 (0.11)	0.40 (0.07)	0.35 (0.10)	0.31 (0.04)	0.23 (0.03)				
Tempo do passo (s)	VC	0.63 (0.07)	0.70 (0.12)	0.69 (0.08)	0.83 (0.13)	0.62 (0.09)	0.71 (0.04)	0.77 (0.17)	0.77 (0.14)	96.816; 0.001	F=4.226; 0.017	NS	NS
	VL	0.70 (0.07)	0.73 (0.15)	0.76 (0.10)	0.84 (0.11)	0.68 (0.09)	0.82 (0.08)	0.88 (0.21)	0.83 (0.15)				
	VR	0.58 (0.04)	0.67 (0.11)	0.65 (0.07)	0.76 (0.13)	0.57 (0.08)	0.65 (0.06)	0.72 (0.14)	0.72 (0.13)				

Vc: velocidade; VC: velocidade confortável; VL: velocidade lenta ; VR: velocidade rápida; Sx: sexo; Sv: severidade. Quando a ANOVA three-way não foi significante (NS), os valores não foram apresentados.

Tabela 4. Variáveis angulares do tornozelo no plano sagital

Variáveis (graus)	Vc	Homens Média (DP)				Mulheres Média (DP)				ANOVA three-way F; p			
		Saudáveis	Leve	Moderada	Severa	Saudáveis	Leve	Moderada	Severa	Vc	Sx vs Vc	Sv vs Vc	Sx vs Vc vs Sv
Tornozelo E - max Dorsiflexão	VC	-6.38 (4.74)	-1.78 (3.62)	-4.19 (4.765)	-1.19 (5.36)	-3.90 (5.04)	-4.14 (3.64)	2.64 (14.69)	2.71 (3.59)	NS	NS	NS	NS
	VL	-3.91 (5.05)	-2.06 (3.56)	-3.65 (5.12)	-0.61 (5.01)	-2.60 (5.03)	-1.30 (3.61)	-1.87 (9.09)	2.71 (4.05)				
	VR	-6.12 (5.40)	-1.65 (3.28)	-4.68 (4.71)	-0.95 (5.68)	13.19 (56.72)	-3.03 (3.46)	-2.64 (9.86)	3.18 (2.80)				
Tornozelo E - min Flexão plantar	VC	-34.59 (6.24)	-25.75 (4.66)	-29.45 (9.18)	-23.65 (8.46)	-32.54 (6.67)	-32.77 (10.18)	-18.75 (16.55)	-17.77 (7.97)	NS	NS	NS	NS

Tornozelo E - exc	VL	-29.44 (6.81)	-21.83 (5.76)	-26.72 (9.12)	-20.70 (13.15)	-29.22 (7.45)	-28.93 (9.33)	-22.85 (11.38)	-16.09 (7.42)	13.127; 0.001*	NS	NS	NS
	VR	-34.58 (7.69)	-23.86 (6.45)	-32.81 (9.07)	-21.87 (15.48)	-52.27 (57.73)	-30.27 (10.14)	-27.76 (10.55)	-19.51 (8.13)				
	VC	-28.21 (2.91)	-23.97 (4.54)	-25.22 (9.79)	-22.22 (98.13)	-28.63 (7.31)	-28.62 (10.09)	-21.39 (4.47)	-20.48 (6.46)				
	VL	-26.61 (6.72)	-19.77 (4.98)	-23.07 (7.11)	-20.09 (9.04)	-26.61 (6.72)	-27.62 (9.50)	-20.97 (4.07)	-18.81 (5.80)				
	VR	-28.46 (4.38)	-22.20 (4.91)	-28.13 (8.23)	-20.92 (10.19)	-29.47 (7.39)	-27.07 (8.98)	-25.11 (4.96)	-22.70 (7.61)				
	VC	-5.99 (5.26)	-3.24 (3.74)	-5.37 (6.54)	2.07 (5.84)	-1.79 (7.00)	-0.63 (6.50)	0.828 (4.94)	6.55 (3.45)				
Tornozelo D - max Dorsiflexão	VL	-4.69 (5.98)	-3.44 (4.53)	-4.40 (6.61)	1.87 (5.26)	-0.67 (6.60)	1.06 (6.00)	1.86 (5.01)	7.69 (3.53)	NS	NS	NS	NS
	VR	-5.55 (5.39)	-3.31 (4.16)	-4.95 (7.29)	2.33 (5.40)	5.42 (27.10)	0.31 (6.72)	0.91 (6.01)	7.82 (3.36)				
	VC	-34.28 (7.64)	-28.82 (10.68)	-31.61 (8.89)	-21.38 (14.55)	-32.95 (9.07)	-27.58 (12.84)	-20.73 (4.74)	-9.97 (3.32)				
	VL	-29.65 (6.70)	-24.42 (10.06)	-28.52 (8.84)	-19.15 (12.84)	-29.04 (8.34)	-25.01 (13.02)	-18.5 (7.5.62)	-8.06 (4.98)				
	VR	-35.9 (5.7.50)	-25.7 (8.13.81)	-33.64 (9.60)	-22.72 (13.39)	-34.47 (9.81)	-27.73 (15.82)	-21.9 (5.78)	-9.70 (3.95)				
	VC	-28.2 (8.7.13)	-24.38 (8.50)	-26.24 (6.94)	-23.46 (13.48)	-29.6 (2.8.01)	-26.94 (9.20)	-21.55 (4.13)	-16.5 (3.2.18)				
Tornozelo D - exc	VL	-24.96 (6.68)	-23.74 (7.62)	-24.12 (6.89)	-21.02 (11.48)	-26.87 (7.38)	-26.07 (9.19)	-20.44 (4.40)	-15.7 (5.1.87)	24.100; 0.001*	NS	NS	NS
	VR	-30.40 (6.65)	-25.18 (7.99)	-28.69 (7.27)	-25.05 (13.17)	-31.59 (8.56)	-28.05 (10.26)	-22.81 (5.44)	-17.53 (1.88)				
	VC	-6.74 (5.57)	-2.39 (4.28)	-4.86 (6.29)	-0.34 (6.77)	-3.01 (6.76)	-0.13 (6.33)	-2.02 (8.78)	6.14 (3.54)				
	VL	-5.42 (6.10)	-2.40 (2.60)	-4.25 (6.32)	0.35 (6.48)	-1.81 (6.54)	1.04 (6.00)	-1.17 (8.49)	6.29 (3.68)				
	VR	-6.24 (5.88)	-2.53 (3.30)	-5.12 (6.46)	0.13 (7.13)	-3.14 (7.12)	-0.10 (6.50)	-2.03 (9.19)	6.84 (3.36)				
	VC	-35.14 (6.99)	-26.56 (7.12)	-30.93 (10.24)	-20.95 (15.48)	-33.28 (8.61)	-27.90 (12.90)	-23.54 (8.66)	-14.03 (8.05)				
Tornozelo mais afetado - max Dorsiflexão	VL	-36.30 (7.97)	-26.63 (6.01)	-33.82 (10.31)	-20.57 (16.63)	-34.90 (9.25)	-29.41 (15.046)	-24.84 (7.98)	-15.25 (9.15)	6.826; 0.002*	NS	NS	NS
	VR	-30.06 (5.39)	-12.94 (21.87)	-28.60 (8.34)	-20.7 (10.31)	-31.75 (8.33)	-29.31 (9.80)	-22.81 (3.73)	-22.10 (7.09)				
	VC	-28.38 (6.08)	-23.48 (4.56)	-26.06 (7.94)	-20.60 (9.56)	-29.65 (7.99)	-27.77 (9.23)	-21.52 (3.31)	-20.18 (5.66)				
	VL	-25.27 (6.53)	-23.25 (6.19)	-25.14 (.75)	-18.9 (2.9.74)	-27.18 (6.85)	-26.42 (9.48)	-20.29 (2.54)	-19.06 (5.04)				
	VR	-30.06 (5.39)	-12.94 (21.87)	-28.60 (8.34)	-20.71 (10.31)	-31.75 (8.33)	-29.31 (9.80)	-22.81 (3.73)	-22.10 (7.09)				
	VC	-28.38 (6.08)	-23.48 (4.56)	-26.06 (7.94)	-20.60 (9.56)	-29.65 (7.99)	-27.77 (9.23)	-21.52 (3.31)	-20.18 (5.66)				
Tornozelo mais afetado - min Flexão plantar	VL	-36.30 (7.97)	-26.63 (6.01)	-33.82 (10.31)	-20.57 (16.63)	-34.90 (9.25)	-29.41 (15.046)	-24.84 (7.98)	-15.25 (9.15)	50.496; 0.001*	NS	NS	NS
	VR	-30.06 (5.39)	-12.94 (21.87)	-28.60 (8.34)	-20.7 (10.31)	-31.75 (8.33)	-29.31 (9.80)	-22.81 (3.73)	-22.10 (7.09)				
	VC	-28.38 (6.08)	-23.48 (4.56)	-26.06 (7.94)	-20.60 (9.56)	-29.65 (7.99)	-27.77 (9.23)	-21.52 (3.31)	-20.18 (5.66)				
	VL	-25.27 (6.53)	-23.25 (6.19)	-25.14 (.75)	-18.9 (2.9.74)	-27.18 (6.85)	-26.42 (9.48)	-20.29 (2.54)	-19.06 (5.04)				
	VR	-30.06 (5.39)	-12.94 (21.87)	-28.60 (8.34)	-20.71 (10.31)	-31.75 (8.33)	-29.31 (9.80)	-22.81 (3.73)	-22.10 (7.09)				
	VC	-28.38 (6.08)	-23.48 (4.56)	-26.06 (7.94)	-20.60 (9.56)	-29.65 (7.99)	-27.77 (9.23)	-21.52 (3.31)	-20.18 (5.66)				
Tornozelo mais afetado - exc	VL	-25.27 (6.53)	-23.25 (6.19)	-25.14 (.75)	-18.9 (2.9.74)	-27.18 (6.85)	-26.42 (9.48)	-20.29 (2.54)	-19.06 (5.04)	NS	NS	NS	NS
	VR	-30.06 (5.39)	-12.94 (21.87)	-28.60 (8.34)	-20.71 (10.31)	-31.75 (8.33)	-29.31 (9.80)	-22.81 (3.73)	-22.10 (7.09)				
	VC	-28.38 (6.08)	-23.48 (4.56)	-26.06 (7.94)	-20.60 (9.56)	-29.65 (7.99)	-27.77 (9.23)	-21.52 (3.31)	-20.18 (5.66)				
	VL	-25.27 (6.53)	-23.25 (6.19)	-25.14 (.75)	-18.9 (2.9.74)	-27.18 (6.85)	-26.42 (9.48)	-20.29 (2.54)	-19.06 (5.04)				
	VR	-30.06 (5.39)	-12.94 (21.87)	-28.60 (8.34)	-20.71 (10.31)	-31.75 (8.33)	-29.31 (9.80)	-22.81 (3.73)	-22.10 (7.09)				
	VC	-28.38 (6.08)	-23.48 (4.56)	-26.06 (7.94)	-20.60 (9.56)	-29.65 (7.99)	-27.77 (9.23)	-21.52 (3.31)	-20.18 (5.66)				

D: direita; E: esquerda; max: máximo; min: mínimo; exc: excursão; Vc: velocidade; VC: velocidade confortável; VL: velocidade lenta; VR: velocidade rápida; Sx: sexo; Sv: severidade. Quando a ANOVA three-way não foi significativa (NS), os valores não foram apresentados.

Tabela 5. Variáveis angulares do joelho no plano sagital

Variáveis (graus)	Vc	Homens Média (DP)				Mulheres Média (DP)				ANOVA three-way			
		Saudáveis	Leve	Moderada	Severa	Saudáveis	Leve	Moderada	Severa	Vc	Sx vs Vc	Sv vs Vc	Sx vs Vc vs Sv
Joelho E – max Extensão	VC	-4.38 (1.74)	-9.28 (5.76)	-4.55 (7.72)	-9.55 (6.37)	-3.87 (4.29)	05.99 (7.41)	-6.23 (5.13)	-10.43 (6.78)	NS	NS	NS	NS
	VL	-4.18 (2.81)	-8.82 (5.60)	-4.91 (7.59)	-10.74 (4.84)	-3.56 (4.43)	-5.01 (7.48)	-5.67 (5.73)	-10.37 (6.60)				
	VR	-4.30 (2.08)	-9.39 (6.07)	-3.97 (7.47)	-10.55 (2.75)	2.55 (17.27)	-0.25 (18.03)	-5.98 (4.99)	-10.19 (6.43)				
Joelho E – min Flexão	VC	-56.08 (7.95)	-60.68 (11.84)	-53.98 (5.32)	-41.83 (23.73)	-56.81 (8.50)	-57.73 (8.58)	-52.26 (4.51)	-45.88 (8.32)	15.412; 0.001*	NS	NS	NS
	VL	-53.35 (4.98)	-55.77 (6.62)	-51.27 (5.44)	-43.72 (17.44)	-54.05 (7.69)	-55.85 (8.42)	-51.15 (4.04)	-45.23 (7.90)				
	VR	-58.00 (7.45)	-57.53 (5.56)	-55.18 (4.33)	-47.83 (16.29)	-59.69 (8.95)	-59.02 (9.94)	-51.96 (7.36)	-47.67 (8.70)				
Joelho E – exc	VC	-51.70 (8.35)	-47.17 (7.87)	-49.73 (9.54)	-32.28 (19.71)	-52.93 (7.18)	-52.35 (3.20)	-46.03 (3.67)	-35.45 (7.02)	20.649; 0.001*	NS	NS	NS
	VL	-49.55 (10.23)	-46.41 (7.00)	-47.01 (9.39)	-32.98 (14.10)	-50.49 (6.67)	-51.34 (3.41)	-45.48 (4.25)	-34.86 (7.31)				
	VR	-53.89 (7.81)	-48.57 (8.13)	-51.08 (9.13)	-37.28 (16.14)	-56.74 (8.44)	-53.17 (4.37)	-45.97 (3.76)	-37.47 (6.23)				
Joelho D – max Extensão	VC	-3.82 (2.41)	-11.22 (8.66)	06.69 (4.48)	-11.20 (3.82)	-4.18 (3.87)	-6.65 (6.15)	-8.81 (5.60)	-10.76 (7.05)	NS	NS	NS	NS
	VL	-2.95 (2.45)	-10.26 (5.26)	-6.47 (4.48)	-11.33 (4.66)	-4.37 (4.93)	-5.77 (6.07)	-8.62 (5.69)	-10.72 (6.57)				
	VR	-3.05 (2.57)	-10.48 (5.00)	-6.18 (4.21)	-11.40 (4.02)	-6.11 (8.38)	-4.21 (8.45)	-7.54 (4.80)	-10.59 (0.90)				
Joelho D – min Flexão	VC	-56.15 (8.03)	-58.62 (8.80)	-55.24 (5.03)	-48.61 (12.41)	-56.70 (7.47)	-56.36 (4.91)	-52.93 (6.26)	-43.66 (14.36)	15.209; 0.001*	NS	NS	NS
	VL	-54.02 (9.28)	-57.04 (4.71)	-52.34 (4.22)	-48.95 (12.07)	-54.92 (7.43)	-54.88 (5.16)	-50.45 (7.43)	-42.99 (13.85)				
	VR	-57.91 (7.93)	-58.32 (2.99)	-56.60 (5.36)	-51.38 (12.04)	-59.95 (9.10)	-56.11 (5.26)	-53.25 (7.90)	-44.62 (15.03)				
Joelho D – exc	VC	-52.32 (7.72)	-47.39 (6.81)	-48.54 (7.93)	-37.41 (12.05)	-52.52 (6.22)	-49.71 (4.63)	-44.11 (4.82)	-32.90 (13.21)	27.639; 0.001*	NS	NS	NS
	VL	-51.06 (7.69)	-46.77 (5.88)	-45.86 (7.30)	-37.62 (13.47)	-50.55 (5.42)	-49.11 (4.47)	-41.82 (4.97)	-32.27 (12.52)				
	VR	-54.86 (6.37)	-47.84 (7.35)	-50.41 (8.11)	-39.97 (12.42)	-53.84 (7.29)	-51.90 (4.51)	-45.70 (5.59)	-34.02 (14.00)				
Joelho mais afetado - max Extensão	VC	-4.08 (1.43)	-11.79 (8.87)	-6.72 (6.80)	-8.61 (5.10)	-4.00 (3.88)	-6.905 (6.18)	-9.49 (4.76)	-14.22 (5.78)	NS	NS	NS	NS
	VL	-3;53 (2.40)	-10.37 (6.32)	-6.47 (6.92)	-10.53 (4.58)	-4.04 (4.96)	-5.71 (6.05)	-8.99 (4.62)	-14.25 (5.62)				

Joelho mais afetado - min Flexão	VR	-3.70 (2.20)	-10.39 (6.31)	-6.21 (6.93)	-10.62 (2.87)	-5.93 (8.45)	-4.49 (8.60)	-8.49 (3.76)	-13.72 (5.85)	18.340; 0.001*	NS	NS	NS
	VC	-56.09 (7.61)	-59.16 (9.59)	-54.08 (5.97)	-38.39 (23.27)	-56.49 (7.73)	-56.17 (4.83)	-53.03 (4.88)	-43.41 (14.40)				
	VL	-53.79 (8.80)	-57.07 (7.28)	-51.35 (5.18)	-40.30 (17.54)	54.59 (7.81)	-54.48 (5.08)	-51.92 (5.41)	-42.53 (13.69)				
	VR	-58.07 (7.70)	-58.31 (5.13)	-55.28 (5.23)	-45.76 (8.04)	-59.65 (9.49)	-55.91 (5.13)	-54.15 (6.52)	-44.35 (15.00)				
Joelho mais afetado – exc	VC	-51.00 (7.06)	-47.37 (6.74)	-47.84 (10.16)	-29.78 (20.28)	-52.49 (6.26)	-49.26 (4.53)	-43.54 (4.30)	-29.19 (10.90)	29.778; 0.001*	NS	NS	NS
	VL	-50.26 (7.37)	-46.70 (6.08)	-45.65 (9.86)	-29.77 (15.52)	-50.54 (5.43)	-48;77 (4.50)	-42.92 (5.20)	-28.28 (10.49)				
	VR	-54;36 (6.70)	-47.92 (7.74)	-49.13 (9.50)	-35.05 (17.44)	-53.72 (7.44)	-51.41 (4.61)	-45.66 (4.76)	-30.63 (12.09)				

D: direita; E: esquerda; max: máximo; min: mínimo; exc: excursão; Vc: velocidade; VC: velocidade confortável; VL: velocidade lenta; VR: velocidade rápida; Sx: sexo; Sv: severidade. Quando a ANOVA three-way não foi significante (NS), os valores não foram apresentados

Tabela 6. Coeficiente de variação (CV%) de parâmetros angulares dos diferentes grupos em diferentes velocidades

Articulação	Vc	Homens Média (DP)				Mulheres Média (DP)				Anova three-way			
		Saudáveis	Leve	Moderada	Severa	Saudáveis	Leve	Moderada	Severa	Vc	Sx vs Vc	Sv vs Vc	Sx vs Vc vs Sv
Tornozelo E	VC	15.26 (10.28)	13.82 (8.32)	16.58 (19.76)	11.78 (2.10)	15.48 (7.50)	15.48 (8.11)	10.55 (8.70)	41.44 (30.48)	NS	NS	NS	NS
	VL	16.28 (10.89)	21.40 (13.15)	22.15 (18.41)	18.40 (14.51)	13.45 (10.81)	26.90 (18.93)	18.78 (11.23)	41.11 (28.76)				
	VR	18.94 (13.65)	22.85 (14.63)	14.98 (13.08)	7.86 (6.67)	15.11 (7.24)	21.59 (20.19)	19.62 (14.40)	44.47 (61.03)				
	VC	12.02 (5.97)	23.89 (27.54)	15.57 (12.89)	11.51 (7.58)	23.32 (20.18)	26.11 (18.35)	16.29 (10.87)	53.71 (78.97)	NS	NS	NS	NS
Tornozelo D	VL	12.93 (6.30)	29.37 (23.18)	17.32 (15.01)	60.73 (73.21)	22.94 (16.59)	37.43 (27.93)	23.06 (15.68)	49.50 (39.29)				
	VR	16.76 (14.36)	37.86 (31.89)	13.50 (31.89)	13.50 (16.62)	20.92 (13.45)	22.16 (36.75)	23.14 (24.39)	23.85 (20.25)				
	VC	16.71 (9.63)	16.06 (8.57)	26.62 (32.29)	9.27 (4.67)	32.59 (62.87)	17.77 (13.36)	9.44 (4.08)	13.04 (12.61)	NS	NS	NS	NS
Joelho E	VL	15.90 (8.87)	15.74 (12.28)	31.68 (43.09)	9.91 (1.83)	18.96 (9.25)	18.95 (10.00)	10.54 (14.15)	10.69 (6.83)				
	VR	19.57 (8.98)	11.71 (6.41)	23.27 (19.66)	8.99 (2.60)	22.81 (18.41)	15.77 (15.93)	13.76 (8.60)	11.53 (6.96)				
	VC	20.72 (11.22)	12.41 (6.14)	11.57 (5.96)	8.59 (5.13)	17.71 (13.33)	10.97 (3.03)	11.17 (5.24)	7.62 (8.28)	NS	NS	NS	NS
Joelho D	VL	15.58 (5.32)	13.83 (8.03)	15.85 (12.01)	9.78 (5.73)	17.13 (6.74)	12.33 (2.26)	11.00 (7.70)	16.12 (15.85)				

Quadril E	VR	15.58 (5.97)	11.24 (4.91)	10.10 (4.90)	8.44 (4.85)	14.45 (5.44)	10.54 (4.14)	10.22 (5.31)	16.27 (13.17)	NS	NS	NS	NS
	VC	22.70 (31.13)	18.35 (15.38)	19.18 (25.49)	8.83 (2.60)	12.98 (12.63)	32.86 (34.49)	26.30 (30.59)	45.56 (55.72)				
	VL	15.62 (12.19)	19.72 (16.65)	25.39 (33.25)	15.19 (3.49)	32.98 (36.76)	26.04 (16.51)	18.05 (14.14)	20.91 (14.49)				
	VR	27.90 (29.32)	9.79 (7.41)	27.15 (61.61)	16.95 (12.59)	14.90 (13.07)	17.61 (14.09)	13.93 (8.19)	18.80 (5.14)				
Quadril D	VC	11.44 (10.20)	20.55 (24.93)	10.87 (11.80)	10.43 (8.45)	20.46 (21.75)	30.15 (37.22)	18.51 (13.77)	15.10 (10.36)	NS	NS	NS	NS
	VL	12.64 (18.31)	38.68 (31.18)	54.54 (76.66)	20.57 (6.17)	11.28 (8.76)	17.93 (13.52)	15.46 (14.52)	15.55 (10.74)				
	VR	10.43 (11.87)	34.78 (24.13)	13.40 (16.58)	34.31 (18.27)	23.25 (26.54)	11.00 (7.11)	14.64 (11.05)	19.06 (15.32)				

D: direita; E: esquerda; Vc: velocidade; VC: velocidade confortável; VL: velocidade lenta; VR: velocidade rápida; Sx: sexo; Sv: severidade. Quando a ANOVA three-way não foi significativa (NS), os valores não foram apresentados.

Tabela 7 – Correlação entre o comprimento do passo em três velocidades e as medidas clínicas, por meio do coeficiente de Pearson

	EVA	WOMAC-D	WOMAC-R	WOMAC-F	WOMAC-T	Força TAD	Força TAE	Força QFD	Força QFE	Força ABD	Força ABE
CP – VC	-0.476*	-0.521**	-0.474*	-0,541**	-0.547**	0.493*	0.449*	0.457*	0.451*	0.406*	0.476*
CP – VL	-0.463*	-0.544**	-0.520**	-0.537**	-0.553**	0.487*	0.410*	0.435*	0.406*	0.352*	0.424*
CP – VR	-0.470*	-0.498*	-0.411*	-0.507**	-0.511**	0.499*	0.438*	0.454*	0.452*	0.401*	0.481*

CP: comprimento do passo; VC: velocidade confortável; VL: velocidade lenta; VR: velocidade rápida; D: dor; R: rigidez; F: função; T: total; TAD: tibial anterior direito; TAE: tibial anterior esquerdo; QFD: quadríceps femoral direito; QFE: quadríceps femoral esquerdo; ABD: abdutor direito; ABE: abdutor esquerdo. *A correlação é moderada para p=0.01; **A correlação é forte para p=0.01.