Mariana Rosada de Souza Jardim

**O IMPACTO DO EXERCÍCIO NA MARCHA DE PACIENTES
COM OSTEOARTROSE LEVE E MODERADA DE JOELHOS**

Dissertação apresentada à Faculdade
Israelita de Ciências da Saúde Albert Einstein
para obtenção do Título de Mestre em
Ciências da Saúde.

São Paulo

2021

Mariana Rosada de Souza Jardim

**O IMPACTO DO EXERCÍCIO NA MARCHA DE PACIENTES
COM OSTEOARTROSE LEVE E MODERADA DE JOELHOS**

Dissertação apresentada à Faculdade
Israelita de Ciências da Saúde Albert Einstein
para obtenção do Título Mestre em Ciências
da Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Mário Ferretti Filho

Coorientadora: Profa. Dra. Eliane Antonioli

São Paulo

2021

Jardim, Mariana Rosada de Souza

O impacto do exercício na marcha de pacientes com osteoartrose leve e moderada de joelhos / Mariana Rosada de Souza Jardim. -- São Paulo, 2021.
xv, 64 f.

Dissertação (Mestrado) - Faculdade Israelita de Ciências da Saúde Albert Einstein. Instituto Israelita de Ensino e Pesquisa Albert Einstein. Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde.

Título em inglês: *The impact of exercise on gait in patients with mild and moderate knee osteoarthritis.*

1. Análise da marcha. 2. Fenômenos biomecânicos. 3. Cinética. 4. Osteoartrite do joelho. 5. Exercício físico.

FACULDADE ISRAELITA DE CIÊNCIAS DA SAÚDE ALBERT EINSTEIN

Coordenador do Curso de Pós-Graduação: Prof. Dr. Luiz Vicente Rizzo

Mariana Rosada de Souza Jardim

**O IMPACTO DO EXERCÍCIO NA MARCHA DE PACIENTES COM
OSTEOARTROSE LEVE E MODERADA DE JOELHOS**

Presidente da banca: Prof. Dr. Mário Ferretti Filho

BANCA EXAMINADORA

Membros titulares:

Prof. Dr. Moisés Cohen

Prof. Dr. Reginaldo Kisho Fukuchi

Prof. Dr. Paulo Roberto Veiga Quemelo

Membros suplentes:

Prof. Dr. Luciano Miller Reis Rodrigues

Prof. Dr. Rodrigo Pereira Guimarães

Aprovada em: 09/11/2021.

Dedicatória

Aos meus pais e minha avó Maria Cristina (*in memoriam*), que apesar de todas as adversidades ao longo de nossas vidas nunca mediram esforços para me auxiliarem na minha incessante busca pelo conhecimento desde a infância.

Dedico-a, também, ao meu marido Angelo, meu maior companheiro nesta jornada da vida e que me ajudou a vencer barreiras para realização desta pós-graduação, neste grupo de pesquisas, neste hospital.

Agradecimentos

Primeiramente agradeço a Deus por todas as oportunidades de aprendizado e por me dar forças para seguir sempre em frente nos desafios da vida.

Aos meus pais Olegário Régis, Daniela e Estela, pelo amor incondicional, conselhos e suporte nesta trajetória. Gratidão por me proporcionarem a bagagem necessária para o meu desenvolvimento como ser humano!

Ao meu marido Angelo por todo amor, carinho, compreensão da minha ausência para acompanhar as aulas e apoio durante o tempo de estudo e escrita, que foram fundamentais para realização deste mestrado.

Ao meu orientador Dr. Mário Ferreti Filho, por ter acreditado em mim, me permitindo aprender com seu grupo de pesquisa, e por compartilhar seu conhecimento acadêmico e profissional do universo da ortopedia de modo tão humilde e acolhedor. Muito obrigada por me ajudar a realizar este sonho!

À minha coorientadora Dra. Eliane Antonioli que sempre me abriu portas desde minha primeira especialização no hospital para que eu pudesse evoluir como aluna, professora e pesquisadora. Sem os seus ensinamentos e incentivo nada disso seria possível.

A todos do grupo de pesquisas em aparelho locomotor pelo conhecimento compartilhado em cada reunião, cada café, cada aula e discussão de artigos. Este trabalho tem um pouco de cada um de vocês! Em especial agradeço aos pesquisadores Felipe Oliveira, Rosana Campedelli, Danielli Specialli, Rogério Texeira, Alesandro Zorzi, Sudha Agarwal, pela idealização deste projeto junto ao Dr. Mário e a Dra. Eliane e por também acreditarem em mim como parceira de pesquisa.

Ao Dr. Amâncio e Dr. Francesco por permitirem minha participação nas reuniões de estudo e discussão de casos no Laboratório de Estudos do Movimento Einstein (LEME), à fisioterapeuta Danielli Specialli por cada coleta e por me ensinar tanto sobre como realizar uma análise, ao engenheiro Henry Rodrigues por todo processamento dos dados e explicações sobre o sistema e às fisioterapeutas Milena e Débora pelo apoio. Ademais, os agradeço pela amizade construída nestes anos, pela confiança em me ter presente toda semana em suas rotinas de trabalho, pelos momentos de descontração e por todo conhecimento compartilhado sobre análise de marcha.

A todo suporte acadêmico do Hospital Israelita Albert Einstein, que foi

essencial para o andamento do trabalho. Às bibliotecárias que me atenderam inúmeras vezes com muita paciência nas minhas dificuldades e ao pessoal da estatística.

Aos membros da banca de qualificação e defesa desta dissertação, Dr. Reynaldo Jesus Garcia Filho, Dr. Moisés Cohen, Dr. Reginaldo Kisho Fukushi, Dr. Paulo Roberto Veiga Quemelo, Dr. Luciano Miller, Dr. Rodrigo Guimarães, por aceitarem colaborar com a evolução deste trabalho neste momento tão importante da minha carreira.

Aos meus amigos, familiares e companheiros de trabalho que me auxiliaram indiretamente para conclusão deste mestrado. À clínica CM Funcional por todo suporte durante minha ausência no atendimento dos meus alunos em Rio Claro, a todos da clínica Colunar pelas oportunidades de trabalho no meu período em São Paulo, à minha amiga Salete pela parceria de sempre, me recebendo de braços abertos em sua casa desde minha primeira especialização no hospital, aos amigos pesquisadores Paulo César Rocha dos Santos e Salma Hernandez com seus ensinamentos e correções e minha prima Gabi pelo auxílio com a apresentação.

A todos que de alguma maneira contribuíram para a conclusão de mais essa etapa da minha vida, minha gratidão eterna!

A pesquisa principal foi financiada pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP/OSU 2015: 2015/50274-5).

“Cada pessoa deve trabalhar para o seu aperfeiçoamento e, ao mesmo tempo,
participar da responsabilidade coletiva por toda a humanidade”.

Marie Curie

Sumário

Dedicatória	v
Agradecimentos.....	vi
Lista de figuras	xi
Lista de tabelas	xii
Lista da abreviaturas	xiii
Resumo	xiv
1 INTRODUÇÃO	2
1.1 Objetivos.....	4
2 REVISÃO DA LITERATURA	5
2.1 Osteoartrose.....	5
2.1.1 Osteoartrose de joelhos.....	6
2.2 Marcha humana.....	6
2.2.1 Análise tridimensional da marcha.....	8
2.2.2 <i>Gait Deviation Index</i>	9
2.3 Exercício resistido em indivíduos com osteoartrose de joelhos.....	10
2.4 Análise de marcha e protocolos de exercício em indivíduos com osteoartrose de joelhos	11
3 MÉTODOS	16
3.1 Inclusão dos voluntários	16
3.2 Procedimentos.....	17
3.3 Análise tridimensional da marcha.....	18
3.4 Protocolo de exercícios resistidos	21
3.5 Instrumentos de avaliação e desfecho	22
3.5.1 Parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha	22
3.5.1.1 Cinemáticos.....	23
3.5.1.2 Angulares	23
3.5.1.3 Cinéticos.....	23
3.5.1.4 <i>Gait Deviation Index</i>	24
3.5.2 Controle radiográfico da osteoartrose do joelho pela classificação Kellgren and Lawrence	24
3.5.3 <i>Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index</i>	25
3.6 Análise estatística.....	25

3.7 Aspectos éticos	26
4 RESULTADOS	27
4.1 Caracterização demográfica e clínica dos voluntários e comparação dos parâmetros da marcha pré-protocolo de exercícios resistidos	28
4.1.1 Caracterização dos voluntários	28
4.1.2 Avaliação das relações entre as características da amostra e os parâmetros cinemáticos espaço-temporais, angulares e cinéticos.....	30
4.1.3 Avaliação das relações entre as características da amostra e as medidas do questionário <i>Western Ontario e McMaster Index Arthritis</i>	33
4.1.4 Avaliação das relações entre os parâmetros da marcha e as medidas do questionário <i>Western Ontario e McMaster Index Arthritis</i>	34
4.2 Análises pós-protocolo de exercício resistido	37
4.2.1 Comparação entre os momentos pré e pós-protocolo de exercícios resistidos....	39
4.2.2 Comparação do questionário <i>Western Ontario e McMaster Index Arthritis</i> entre os momentos pré e pós-protocolo de exercícios resistidos	42
5 DISCUSSÃO	43
6 CONCLUSÕES	52
7 ANEXO	53
8 REFERÊNCIAS	58
Abstract	
Apêndice	

Lista de figuras

Figura 1. Ciclo da marcha dividido em fases, períodos e eventos.....	8
Figura 2. Fluxo das etapas	17
Figura 3. Câmera infravermelho e plataformas de força.....	18
Figura 4. Posicionamento dos marcadores.....	19
Figura 5. Marcadores reflexivos.....	20
Figura 6. Sistema Vicon – Plug in gait, reconstrução Nexus®.....	21
Figura 7. Cadeira Extensora (A), Cadeira Flexora (B) e LegPress (C)	22
Figura 8. Fluxograma dos voluntários que concluíram as avaliações da marcha	28

Lista de tabelas

Tabela 1. Características demográficas e clínicas da amostra na avaliação inicial	29
Tabela 2. Comparação do comprimento dos membros e do <i>Gait Deviation Index</i>	30
Tabela 3. Comparação dos parâmetros cinemáticos espaço-temporais por grupo	31
Tabela 4. Comparação dos parâmetros cinemáticos angulares por grupo	32
Tabela 5. Comparação dos parâmetros cinéticos por grupo	33
Tabela 6. Comparação dos domínios do <i>Western Ontario e McMaster Index Arthritis</i> com as características dos voluntários com osteoartrose de joelhos	34
Tabela 7. Correlação de Spearman dos parâmetros cinemáticos espaço-temporais com o <i>Western Ontario e McMaster Index Arthritis</i>	35
Tabela 8. Correlação de Spearman dos parâmetros cinemáticos angulares com o <i>Western Ontario e McMaster Index Arthritis</i>	36
Tabela 9. Correlação de Spearman dos parâmetros cinéticos com o <i>Western Ontario e McMaster Index Arthritis</i>	37
Tabela 10. Características demográficas e clínicas da amostra na avaliação final	38
Tabela 11. Comparação pré x pós-protocolo de exercícios resistido: parâmetros cinemáticos espaço-temporais	39
Tabela 12. Comparação pré x pós-protocolo de exercícios resistido: parâmetros cinemáticos angulares	40
Tabela 13. Comparação pré x pós-protocolo de exercícios resistido: parâmetros cinéticos	41
Tabela 14. Comparação pré x pós-protocolo de exercícios resistidos: questionário <i>Western Ontario e McMaster Index Arthritis</i>	42

Lista da abreviaturas

ADM	Amplitude de movimento
AT	Apoio terminal
CAAE	Certificado de Apresentação para Apreciação Ética
CI	Contato inicial
GDI	<i>Gait Deviation Index</i>
IMC	Índice de massa corporal
KL	Kellgren and Lawrence
LEME	Laboratório de Estudos do Movimento Einstein
MCL	Membro menos acometido
MOA	Membro mais acometido
OA	Osteoartrose
PB	Pré-balanço
RC	Resposta à carga
RM	Repetições máximas
SGPP	Sistema Gerenciador de Projetos de Pesquisa
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
WOMAC	<i>Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index</i>

Resumo

Introdução: Fatores biomecânicos exercem papel importante na osteoartrose de joelhos. As alterações dos parâmetros cinemáticos e cinéticos das articulações do quadril, joelho e tornozelo na marcha de pacientes com osteoartrose de joelhos leve a moderada são incertas. O exercício físico está entre as opções mais recomendadas no tratamento, porém não está claro quais alterações o fortalecimento muscular proporciona na biomecânica destas articulações durante a marcha. Uma análise 3D da marcha nestes pacientes é uma ferramenta relevante para direcionar a elaboração de protocolos de reabilitação mais específicos para esta doença. **Objetivos:** Demonstrar os efeitos de um protocolo de exercícios resistidos para membros inferiores com duração de oito semanas sobre os parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha dos voluntários com osteoartrose de joelhos sintomática. **Métodos:** Foram analisados 41 voluntários com osteoartrose sintomática de joelhos, de grau leve a moderado, parte de uma coorte prospectiva. Os dados cinemáticos e cinéticos tridimensionais foram coletados no Laboratório de Estudos do Movimento Einstein. Dor, rigidez e função física foram avaliadas e correlacionadas com os parâmetros da marcha. Todas as avaliações foram realizadas no momento pré e pós 8 semanas da realização de um protocolo de exercícios resistidos para os membros inferiores. **Resultados:** Na comparação entre o momento pré e pós, o protocolo de exercícios físicos mostrou que os voluntários aumentaram a velocidade da marcha (1,01 *versus* 1,11m/s), da cadência (106,7 *versus* 110,63 passos/min), do tempo da passada (1,17 *versus* 1,20s). E reduziram o comprimento da passada (1,14 *versus* 1,09m) e o tempo de apoio duplo (0,31 *versus* 0,29s). Nos parâmetros cinemáticos da marcha foi observado aumento da amplitude da obliquidade pélvica (8,21 *versus* 9,53°) da extensão do quadril no apoio terminal (-3,55 *versus* -5,1 graus), da amplitude de flexão-extensão do quadril (43,91 *versus* 47,08°), da plantiflexão no pré-balanço (-15,09 *versus* -16,11°). Nos parâmetros cinéticos da marcha foi observado aumento do pico do momento flexor do quadril (-0,77 *versus* -0,86Nm/kg), do pico de geração de potência do quadril (1,13 *versus* 1,32Watts/kg), do pico do momento de dorsiflexão (-0,13 *versus* -0,15Nm/kg) e do pico de geração de potência do tornozelo (3,42 *versus* 3,72Watts/kg). Ao final do protocolo de exercícios os voluntários relataram redução de 62,5% na dor e melhora de 64,9% na percepção da função física. Houveram correlações insignificantes entre dor, função física e parâmetros da marcha. **Conclusão:**

Após oito semanas de protocolo, houve uma melhora no desempenho da marcha com o aumento da velocidade, da amplitude de movimento, dos picos de momentos e potência nas articulações dos membros inferiores. Esses resultados, combinados com redução da dor e melhora da função física, indicam este protocolo como promissor para futuros ensaios clínicos controlados randomizados e reforçam a importância da análise biomecânica das articulações do quadril, joelho e tornozelo nos estágios iniciais da osteoartrose do joelho sintomática.

Identificador ClinicalTrials.gov: NCT 02964624.

Descritores: Análise da marcha; Fenômenos biomecânicos; Cinética; Osteoartrite do joelho; Exercício físico

1 INTRODUÇÃO

Estudos epidemiológicos justificam a necessidade de pesquisas com Osteoartrose (OA), sendo que de 1990 a 2016 a OA passou de 17º para 12º lugar na classificação de doenças que contribuem para anos vividos com incapacidade⁽¹⁾ e o impacto da OA grave na saúde está associado à redução da qualidade de vida e aumento da mortalidade por comorbidades.⁽²⁾ A doença afeta uma em cada três pessoas acima dos 65 anos e estima-se que cerca de 250 milhões de pessoas vivam com sintomas da OA de joelhos e quadril em todo o mundo.⁽³⁾ As taxas de incidência padronizadas por idade e sexo para OA de mão, quadril e de joelho foram estimadas em 100, 88 e 240 casos por 100.000 pessoas/ano, respectivamente, aumentando acentuadamente após os 50 anos e estabilizando após 70 anos.⁽⁴⁾ Dentre os acometidos, as mulheres apresentam incidência até 3 vezes maior que homens, assim, diferenças biomecânicas e metabólicas entre os sexos, como composição da cartilagem, largura da pelve e alinhamento dos membros inferiores, contribuem para uma predominância no desenvolvimento da doença no sexo feminino.⁽⁵⁾

Diante da alta incidência de pacientes com OA, os gastos públicos relacionados à doença geram um impacto negativo na economia. Na América do Norte o gasto por paciente pode chegar até 6,7 mil euros/ano para todos os tipos de OA e até 10 mil euros/ano para OA de joelhos e quadril, enquanto na Europa estes gastos são de até 0,7 mil euros/anos e 1 mil euros/anos; sendo esta diferença justificada pelo maior índice de obesos e comorbidades relacionadas nos Estados Unidos do que nos países europeus.⁽¹⁾ No entanto, o custo socioeconômico na OA, não está relacionado somente aos sistemas de saúde (cirurgias, hospitais e medicamentos), mas também aos custos indiretos, como: perda de produtividade, absenteísmo, morte prematura e os custos intangíveis, como: dor e sofrimento, redução da qualidade de vida, depressão e ansiedade.⁽⁶⁾

A articulação do joelho, foco deste estudo, é a mais acometida pela OA e sua prevalência em pessoas acima de 45 anos varia de 6 a 15%, sendo de 1 a 9,2% no quadril.⁽⁷⁾ Embora as causas da OA de joelhos sejam desconhecidas, os fatores biomecânicos desempenham um papel importante.⁽⁸⁾ Pacientes com OA de joelhos precisam lidar com a perda de função, as alterações do controle de equilíbrio e do movimento articular, a redução da qualidade de vida, as modificações da marcha para

melhorar a distribuição de carga nos membros inferiores e a limitação nas atividades da vida diária.^(9,10)

A marcha está entre as atividades da vida diária mais desempenhadas e ainda há controvérsias na literatura sobre as alterações dos parâmetros biomecânicos das articulações do quadril, joelho e tornozelo em pacientes com OA de joelhos. A justificativa para estas controvérsias está na heterogeneidade dos estudos, demonstrando diferenças nos métodos para quantificar a marcha, para classificar a doença, a severidade, o compartimento envolvido para descrição dos membros acometidos e o mau alinhamento dos membros inferiores. A utilização da análise tridimensional da marcha é bem estabelecida na literatura e para efetuar essa avaliação, um conjunto de instrumentos é usado para medição dos movimentos articulares (cinemática) e das forças atuantes (cinética) nos membros inferiores.⁽¹¹⁾ Evidências indicam que ela fornece uma descrição válida para o estudo biomecânico na OA de joelhos.^(12,13)

Desta maneira, as modificações nos parâmetros cinemáticos mais observadas são: redução da velocidade, da cadência, aumento do tempo da passada e de duplo apoio, redução da amplitude de movimento (ADM) do joelho em todo o ciclo, aumento da flexão do joelho no contato inicial (CI), na resposta à carga (RC), e redução da extensão no apoio terminal (AT). Já nos parâmetros cinéticos, são observadas a redução do pico do momento flexor e extensor do joelho e também redução do momento adutor em pacientes com osteoartrose severa e mau alinhamento em varo.^(14,15)

Estas alterações durante a locomoção contribuem para a perda da eficiência da marcha ao longo do tempo influenciando não somente a articulação do joelho, como as do tornozelo e quadril, limitando a função física e reduzindo a velocidade da marcha, sendo esta importante fator de risco para quedas e mortalidade.^(14,16,17) O quadro álgico mensurado por questionário é outro aspecto relevante no manejo de pacientes com OA de joelhos e a literatura demonstra relação entre o nível dos sintomas e parâmetros da marcha.^(18,19) Assim, estudos que compreendam os fatores relacionados ao controle da dor e a marcha na OA, propondo intervenções para melhorá-los, podem promover mais qualidade de vida. Se extrapolados, os resultados podem inclusive diminuir o risco de mortalidade uma vez que disfunções na marcha estão associadas a este risco na OA.⁽²⁰⁾

Não há cura conhecida para OA de joelhos e as opções de tratamento envolvem uma abordagem mais conservadora através da educação em dor, controle de

peso e o exercício físico para recuperar a mobilidade e estabilidade articular, retardando a progressão dos sinais e sintomas.⁽²¹⁾ Contudo, há também, com o avanço da doença, a opção do tratamento medicamentoso e cirúrgico, porém estes não promovem melhora na força e na flexibilidade muscular, componentes necessários para realização dos movimentos nas atividades diárias.⁽²²⁾

Com isso, dentre as opções recomendadas no tratamento da OA de joelhos merece destaque o exercício físico devido sua capacidade de recuperação da função física e diminuição da dor em resposta ao aumento da força muscular.⁽²³⁾ Neste sentido, o treinamento de força tem sido o mais indicado, proporcionando aumento da massa muscular e melhor recrutamento das fibras, modificando a biomecânica dos membros inferiores durante ações motoras. As adaptações ao treinamento de força podem promover redistribuição da descarga de peso nas articulações, desempenhando um papel importante na redução do estresse mecânico.^(14,24-26)

Apesar dos parâmetros biomecânicos da marcha na OA de joelhos, supracitados, serem amplamente difundidos na literatura, essas informações geralmente não são consideradas para a prescrição de exercícios, havendo ainda divergências sobre as alterações biomecânicas da marcha a partir deste tipo de intervenção. Esta condição decorre da escassez de estudos que elucidem os padrões de marcha em cada tipo e grau da OA de joelhos, da redução das cargas nesta articulação e da progressão da doença através do tratamento. Portanto, a análise tridimensional da marcha é apresentada como uma ferramenta importante para esclarecer as repercussões de diferentes protocolos de exercícios físicos sobre a dor e a funcionalidade em indivíduos com OA de joelhos, tal como na investigação de parâmetros preditivos para evolução do tratamento e a compreensão das intervenções mais adequadas a serem aplicadas, beneficiando não somente o paciente como indiretamente o ônus da doença.

Partindo do pressuposto que indivíduos com OA de joelhos apresentam um padrão de marcha diferente de indivíduos saudáveis,^(15,17) a hipótese deste estudo é que um protocolo de exercícios resistidos para membros inferiores com duração de 8 semanas, possibilitará melhora dos parâmetros da marcha em voluntários com OA de joelhos sintomática, de grau leve a moderado, permitindo uma definição mais assertiva das variáveis para o estabelecimento de protocolo de tratamento.

1.1 Objetivos

1. Descrever as características demográficas, cinemáticas e cinéticas da marcha de voluntários com osteoartrose de joelhos sintomática, de grau leve a moderado;
2. Comparar os parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha dos voluntários com um banco de dados de jovens saudáveis e analisar sua relação com a dor e função física;
3. Demonstrar os efeitos de um protocolo de exercícios resistidos para membros inferiores com duração de oito semanas sobre os parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha dos voluntários.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Osteoartrose

A OA é a forma mais comum de artrite, de caráter inflamatório e também relacionada a alterações na biomecânica do movimento humano gerando restrição na ADM articular, rigidez, formação de osteófitos, inchaço, fraqueza muscular e dor, podendo acometer diversas articulações do corpo.^(2,27) Apesar de multifatorial, circunstâncias como o envelhecimento, obesidade, sedentarismo e a falta da adoção de hábitos preventivos contribuem para o surgimento e a progressão da doença.^(2,11)

O envelhecimento populacional é um fenômeno mundial causado pela redução da mortalidade e é considerado um dos principais fatores de risco para OA em todas as articulações. Sua prevalência a cada década de vida aumentou de 33%, entre pessoas com 60-70 anos, para 43,7% entre os com mais de 80 anos.⁽²⁸⁾ No Brasil a expectativa de vida para quem nasceu no ano 2000 é em média 69,8 anos, podendo alcançar os 81 anos de idade em 2060.⁽²⁹⁾

A OA é a mais frequente entre as doenças degenerativas, representando cerca de 30 a 40% das consultas dos prontos atendimentos em reumatologia. Além disso, é responsável por 7,5% dos afastamentos do trabalho e é a quarta causa determinante de aposentadoria.⁽²⁸⁾ Na maioria dos casos a etiologia da OA não é totalmente conhecida, além do envelhecimento existem outros fatores de risco que tem relação com seu desenvolvimento. Dentre eles estão: ser do sexo feminino, apresentar índice de massa corporal (IMC) acima de 25kg/m², comorbidades, ter um mau alinhamento dos membros inferiores, sedentarismo, presença de lesões, alta demanda de atividade esportiva e alterações hormonais.^(30,31) Também existem os fatores associados à sua progressão, como a incapacidade funcional, a dor, a redução da velocidade da marcha, a instabilidade articular, o movimento lateral em varo, a fraqueza do quadríceps e a obesidade. Alguns desses aspectos podem ser melhorados com mudanças no estilo de vida, adiando assim o avanço da doença.⁽³¹⁾

2.1.1 Osteoartrose de joelhos

A OA de joelhos é influenciada pelo histórico familiar, idade, presença de obesidade, diabetes, sinovite, mediadores inflamatórios sistêmicos, alterações na imunidade, mau alinhamento dos membros inferiores, trauma e inflamação por síndromes metabólicas.^(32,33) Sua localização é uma das mais incapacitantes e geralmente evolui lentamente ao longo de 10-15 anos afetando a propriocepção, a estabilidade articular e prejudicando a capacidade de desempenhar as atividades da vida diária.^(32,34)

A doença envolve os ligamentos, os tendões, os tecidos periarticulares e os músculos, podendo afetar os três compartimentos do joelho (medial, lateral e patelofemoral).⁽³²⁾ Em uma coorte⁽⁷⁾ com 531 indivíduos acima de 45 anos, observada de 1988 a 2010, o joelho apresentou prevalência de 13,8% seguido pela articulação do quadril com 5,8% e da mão 3,11%.⁽⁷⁾ Na articulação tibiofemoral, a OA ocorre predominantemente no compartimento medial e geralmente é acompanhada por mudanças cinemáticas e cinéticas nos membros inferiores. Alguns estudos justificam o desenvolvimento e a progressão da OA na articulação do joelho por aumento do momento externo adutor do joelho, associado ao mau alinhamento dos membros no plano frontal, e também o aumento do momento externo flexor dificultando a atenuação das cargas impostas neste eixo.^(35,36)

Estas modificações biomecânicas supramencionadas favorecem a degeneração da cartilagem ao longo do tempo, principalmente nos idosos em que a articulação perde a capacidade de se adaptar ao rolamento de carga e este é um problema sério para os indivíduos com OA de joelhos, pois atividades como agachar, subir escadas e ajoelhar podem sobrecarregar a articulação tibiofemoral.⁽³⁷⁾ A má distribuição de carga articular tem sido associada ao avanço da OA de joelhos como consequência da fraqueza muscular.^(38,39) Assim, as alterações da força muscular e a dor caracterizam mais a perda funcional, do que achados radiográficos.

2.2 Marcha humana

A marcha humana é caracterizada pela habilidade mecânica e funcional de locomoção que nos permite deslocar pelo espaço terrestre com maior

coordenação e eficiência.⁽⁴⁰⁾ O corpo humano pode ser definido como um sistema complexo de segmentos articulados em equilíbrio estático ou dinâmico, onde o movimento é causado pela atuação dos momentos de força, que provocam os deslocamentos angulares destes segmentos. Sendo assim, uma marcha estável e segura é caracterizada pela harmonia dos sistemas sensorial, motor e cognitivo.⁽⁴¹⁾ O bipedismo é desenvolvido na infância e seu domínio deriva da união do instinto com o aprendizado.⁽⁴²⁾ O padrão de marcha apresentado por um adulto é decorrente de diversos elementos das esferas do comportamento humano. Deste modo, o crescimento, o desenvolvimento motor e as alterações corporais associadas aos hábitos de vida, podem formar uma resposta típica para marcha, constituindo o padrão de locomoção característico de cada faixa etária.⁽⁴³⁾

Para melhor entendimento da marcha humana, é fundamental a definição dos movimentos através da análise biomecânica. Um ciclo da marcha equivale ao intervalo de tempo entre o momento do primeiro toque de um dos membros inferiores ao chão até o próximo toque do mesmo à frente. Estes dois contatos sucessivos equivalem a cem por cento do ciclo. Geralmente, o ciclo da marcha é padronizado por porcentagem e deste modo é possível comparar indivíduos mesmo com durações de passadas diferentes.⁽⁴⁰⁾

Durante um ciclo da marcha, existe uma série de fenômenos e interações entre os membros e o tronco. Para identificação e compreensão dos eventos da marcha, é possível classificar suas fases sob perspectivas distintas: dividindo o ciclo nos contatos sucessivos dos pés, fase de apoio e balanço; verificando as características espaço-temporais do ciclo pela porcentagem do tempo ou também reconhecendo os ângulos e forças atuantes nos eventos do ciclo da marcha utilizados como referência no entendimento da locomoção.⁽⁴⁰⁾ Em uma marcha normal, cinco pré-requisitos devem ser considerados: o CI realizado com o retropé (toque do calcâneo ao solo), a estabilização na fase de apoio, o desprendimento adequado do pé para a fase de balanço, o comprimento adequado do passo e a conservação de energia. Para que haja esta conservação de energia, um conjunto de ações coordenadas e relacionadas devem estar em perfeito funcionamento.⁽⁴⁰⁾

2.2.1 Análise tridimensional da marcha

A análise tridimensional da marcha é uma ferramenta que mensura objetivamente a marcha do ser humano através de parâmetros cinemáticos (espaço-temporais e angulares) e cinéticos (momentos e forças), reportados de formas gráficas bem como numéricas em valores mínimos, máximos, médias e amplitudes nos três planos de movimento: transversal, coronal, sagital.⁽⁴⁴⁾ Clinicamente, a análise da marcha demonstra eficácia na tomada de decisão cirúrgica e no acompanhamento pós-intervenções em pacientes adultos e pediátricos, além de ser utilizada como uma ferramenta para melhorar o desempenho de atletas com desordens ortopédicas e neuromusculares.⁽⁴⁵⁾

O ciclo da marcha é representado pela fase de apoio, intervalo de tempo em que os pés estão em contato com o solo, compondo 60% do ciclo, e pela fase de balanço, compreendendo os outros 40% que é o momento em que um dos pés está fora do chão. Estas fases são subdivididas em períodos (1º duplo apoio, apoio simples e 2º duplo apoio) e também eventos (CI, RC, médio apoio, AT, pré-balanço (PB), balanço inicial, médio e final). Durante o 1º duplo apoio ocorre o CI, toque de um dos pés no solo, e a RC, instante em que todo o peso do corpo é transferido para um único membro inferior; no apoio simples, onde todo o peso do corpo está em um único membro, ocorre o médio apoio, avanço da tíbia, e o AT, saída do calcâneo; e no 2º duplo apoio, o PB, desprendimento dos dedos. A figura 1 representa as divisões do ciclo da marcha.⁽⁴⁶⁾

Fonte: Traduzido de Vaughan CL, Davis BL, O'Connor JC. Dynamics of human gait. 2nd ed. Cape Town: Kihobo; 1999. Figure 2.5, The normal gait cycle of an 8-yearold boy; p. 9.⁽⁴⁶⁾

Figura 1. Ciclo da marcha dividido em fases, períodos e eventos

A marcha patológica é associada às mudanças em parâmetros específicos e a análise tridimensional é um método estabelecido para avaliar a biomecânica das articulações, sendo uma ferramenta importante para o acompanhamento da OA de joelhos,⁽¹³⁾ pelas discordâncias entre os sintomas, os achados radiográficos e as alterações da marcha.⁽¹⁷⁾ Entretanto, vários fatores de confusão afetam a comparação dos resultados entre os estudos de análise da marcha na OA, como: características dos participantes, idade, IMC, articulação cometida pela doença; além da forma como é realizada a coleta, escolha dos parâmetros cinemáticos e cinéticos e abordagem estatística na análise comparativa dos dados.⁽¹⁷⁾

2.2.2 *Gait Deviation Index*

A análise tridimensional da marcha fornece parâmetros cinemáticos e cinéticos que avaliam a qualidade da marcha em momentos específicos do ciclo e a partir da interpretação destes dados decisões clínicas são tomadas. Com o progresso das avaliações, surgiram alguns índices para auxiliar na interpretação dos resultados. Destaca-se o *Gait Deviation Index* (GDI), um índice que demonstra o quanto a cinemática de um ciclo da marcha de um indivíduo se distancia da cinemática de indivíduos saudáveis.^(45,47)

Este índice de valor único para cada membro inferior é calculado com base em nove variáveis cinemáticas que conseguem descrever 98% da variação do ciclo da marcha normal.⁽⁴⁴⁾ As nove variáveis incluídas no GDI são: obliquidade, versão e rotação pélvica; adução-abdução, flexão-extensão e rotação do quadril; flexão-extensão do joelho; dorsi-plantiflexão do tornozelo e a progressão do pé. Assim, o GDI expressa o grau de patologia da marcha em pacientes comparando com um grupo de referência saudável.⁽⁴⁷⁾

Pesquisas sobre o GDI em indivíduos com OA, apesar de escassas, contribuem na interpretação dos desvios gerais da marcha ao longo do tempo, na avaliação do impacto das intervenções e classificação dos pacientes em grupos clinicamente relevantes, pois trata-se de uma medida da qualidade da marcha validada.^(44,48)

2.3 Exercício resistido em indivíduos com osteoartrose de joelhos

O exercício físico é amplamente recomendado como primeira linha no tratamento da OA de joelhos.^(6,11) Por este motivo é importante entender as diferenças entre atividade física e exercício físico para melhor compreensão dos protocolos apresentados na literatura e seus efeitos na doença. Exercício físico é um esforço estruturado, realizado repetidamente, com baixa ou alta demanda energética, com o objetivo de melhora da função orgânica através da evolução e manutenção de um ou mais elementos da aptidão física, podendo envolver os exercícios resistidos. Esta aptidão pode estar relacionada à saúde (resistência cardiorrespiratória, muscular, força, flexibilidade) ou ao desempenho atlético (agilidade, velocidade, equilíbrio, coordenação, potência), conduzindo à seleção de exercícios, neste sentido, podemos dizer que o exercício físico é uma subcategoria da atividade física.⁽⁴⁹⁾

Programas estruturados com exercícios resistidos em solo, controle de peso em combinação com atividades físicas que envolvam mente-corpo, como Tai Chi e Yoga, com duração de 8 a 12 semanas foram considerados como eficazes e seguros para todos os pacientes com OA de joelhos, independentemente das comorbidades.⁽¹¹⁾ As atividades físicas colaboram para melhora da função física, dos níveis de força dos membros inferiores e redução da dor, entretanto os protocolos propostos não são capazes de aumentarem ou diminuir as magnitudes dos momentos de força na articulação do joelho durante a marcha.^(50,51) A força muscular é um indicador de capacidade e função, e o fortalecimento do quadríceps é tradicionalmente recomendado para o tratamento da OA de joelhos, estando sua fraqueza associada à má distribuição de carga na articulação do joelho e redução do espaço articular que contribuem para evolução da doença.^(20,50,52,53) A redução de massa muscular ao longo da vida acomete mais os membros inferiores em comparação aos superiores.⁽⁵⁴⁾ Esta diferença na redução de forças afeta a mobilidade, visto que a força dos membros inferiores apresenta ampla relevância funcional na realização de atividades diárias, incluindo o subir e descer uma escada, a mudança da posição sentada para posição em pé, a velocidade do caminhar e a ADM articular.⁽⁵⁴⁾

Diretrizes de tratamento recomendam exercícios resistidos para combater a sarcopenia em pacientes com OA de joelhos.^(11,21) Além disso, outros tecidos das articulações, como tendões e ossos, respondem melhor ao treinamento com carga,

o que também é uma consideração importante no tratamento da OA de joelhos.⁽⁵⁵⁾ Para ser efetivo, o desenvolvimento de programas de exercícios resistidos devem seguir uma estrutura predeterminada para obter a resposta desejada, incorporando princípios comuns do treinamento como: especificidade, sobrecarga e progressão.⁽⁵⁶⁾ No entanto, revisões sistemáticas sobre exercício físico na OA de joelhos demonstraram que grande parte dos estudos reportados na literatura, que têm como intervenção o exercício resistido, ainda propõe protocolos com sobrecarga subótima.^(14,57) De um modo geral os protocolos demonstrados na literatura promovem redução da dor, melhoram a função física, porém não atingem todas as demandas necessárias para que o ganho de força possa resultar em melhora funcional do joelho, reduzindo a carga e o estresse na cartilagem articular, desempenhando assim um importante papel na manutenção do alinhamento articular para postergar a progressão da OA de joelhos.^(23,57)

2.4 Análise de marcha e protocolos de exercício em indivíduos com osteoartrose de joelhos

É descrito na literatura que pacientes com OA do joelho apresentam alterações nos parâmetros cinemáticos espaço-temporais, como: redução da velocidade e cadência da marcha, aumento do tempo da passada e de duplo apoio; nos parâmetros cinemáticos angulares: redução da ADM do joelho em todo o ciclo, aumento da flexão do joelho no CI, redução da flexão do joelho na RC e da extensão no AT; e nos parâmetros cinéticos: redução do pico do momento flexor e extensor do joelho e também redução do momento adutor em pacientes com OA grave.⁽¹⁵⁾ Ao comparar estudos que analisam a biomecânica da marcha em pacientes com OA de joelhos é necessário levar em consideração as características dos indivíduos como a idade, o IMC, o compartimento do joelho afetado, além da velocidade da marcha por sua influência nos demais parâmetros cinemáticos e cinéticos. Entretanto pelo fato da velocidade estar inerentemente ligada ao processo de evolução da OA de joelhos, se torna difícil separar estes efeitos.^(15,58,59)

A velocidade da marcha é uma variável fundamental para qualidade e expectativa de vida. Velocidades menores que 1m/s estão associadas a um aumento significativo da mortalidade por qualquer causa, sendo o exercício físico recomendado para impedir esta redução e outras limitações funcionais.⁽¹⁶⁾ Uma revisão sistemática e

metanálise⁽¹⁴⁾ de 28 ensaios clínicos, investigou os efeitos do exercício físico em pacientes com OA de joelhos, com desfecho principal o teste de 6 minutos de caminhada, o tempo para andar distâncias arbitrárias e a velocidade da marcha. A análise deste estudo possibilitou a conclusão de que o exercício físico pode aumentar a distância total percorrida por um paciente, a velocidade e melhorar a habilidade de caminhar, mas o tamanho do efeito das intervenções na qualidade da marcha e demais parâmetros cinemáticos e cinéticos permanece indefinido.⁽¹⁴⁾

Entre indivíduos com e sem OA de joelho são observadas diferenças na distribuição de forças na articulação tibiofemoral e na cinemática dos planos sagital e frontal durante o caminhar.^(53,58–60) Existem evidências de que os indivíduos com a doença apresentam redução da força do quadríceps colaborando para o aumento do tempo de duplo apoio, redução do tempo da passada e da cadência no caminhar, diminuição da ADM de flexão-extensão do joelho em todo o ciclo, do pico de flexão do joelho no apoio e também realizam flexão do joelho no CI.^(61,62) Durante a fase de apoio, a RC ocorre imediatamente após o CI e representa a transição do primeiro duplo apoio para o apoio simples (apoio de um membro) exigindo um bom controle dos músculos extensores e flexores do joelho. Este evento é um período crítico durante o qual o joelho absorve a rápida elevação da força de reação ao solo e caso os mecanismos dos membros inferiores estejam prejudicados nesta fase de atenuação da carga abrupta, os danos articulares são acelerados.⁽⁶³⁾ Devido a redução da força do quadríceps e aumento da dor, os pacientes com OA de joelhos tendem a adaptar a marcha compensando o movimento nas articulações do quadril e tornozelo levando à outras complicações.^(2,58)

Outro aspecto a se considerar nas avaliações da marcha é que os indivíduos sintomáticos e assintomáticos com os mesmos achados radiográficos de OA, em estágios iniciais, demonstram diferentes respostas à sobrecarga, apontando que algumas características biomecânicas e de ativação muscular são afetadas mais pelos sintomas do que os achados estruturais.⁽¹³⁾ Pacientes com OA grave de joelhos e dificuldade para caminhar autorrelatada, tem limitação na ADM de extensão do joelho e adução em comparação com aqueles que apresentam a mesma gravidade, mas sem queixas.⁽⁶⁴⁾ Uma redução do pico do momento extensor do joelho e da ADM de flexão-extensão foram também observadas em estudos mais recentes e são vistas como estratégias para diminuição do impacto e redução da dor,^(8,19) sendo este um dos sintomas dominantes tendo um peso importante na decisão clínica.⁽³³⁾ Estes achados demonstram a importância de uma análise tridimensional da biomecânica da marcha

associada a avaliação de dor e função além da observação clínica e achados de imagem para o estudo das intervenções de tratamento.

A literatura demonstra falta de consistência entre os estudos da marcha em pacientes com OA de joelhos, justificada pela ausência de ensaios clínicos controlados aleatorizados. Os estudos incluídos nas revisões apresentam ampla variedade de alterações biomecânicas em resposta à doença, o que reforça a necessidade de evidências sobre quais parâmetros estão alterados no início da OA de joelhos antes mesmo dos primeiros sintomas.^(15,17) Considerando estas limitações, revisão sistemática realizada por Mills et al.⁽¹⁵⁾ demonstrou que com a gravidade da doença os pacientes aumentam a duração da passada, reduzem a cadência e o momento adutor do quadril em indivíduos que apresentam mau alinhamento em varo. Também concluíram que indivíduos com OA moderada associada ao mau alinhamento em varo, reduzem a ADM de flexão-extensão do joelho, o pico de flexão do joelho e a velocidade da marcha.⁽¹⁵⁾

Para avaliar os benefícios do ganho de força na marcha de pacientes com OA de joelhos, pesquisadores verificaram as diferenças entre um programa focado somente no fortalecimento do quadríceps como controle e um programa com exercícios variados com duração de 12 semanas. Cem pacientes foram avaliados, sendo: o grupo controle (n=50) realizou somente o fortalecimento do quadríceps e o grupo intervenção (n=50) realizou fortalecimento do quadríceps, dos posteriores da coxa e também alongamentos. Os participantes foram acompanhados por 6 meses e passaram por avaliação da marcha, dor e função física. O estudo mostrou que o fortalecimento combinado foi superior em comparação com exercício isolado para melhora da função física, pois promoveu maiores mudanças em parâmetros espaço-temporais como aumento da cadência, do comprimento do passo, redução tempo de apoio no caminhar e também maior redução da dor e da rigidez articular. Demais parâmetros cinemáticos e cinéticos não foram citados.⁽⁶⁵⁾

Outro estudo utilizou a análise de marcha para avaliar o efeito de um programa de exercícios que envolvia fortalecimento de quadril, joelho e propriocepção em cadeia cinética fechada comparado ao fortalecimento do quadríceps em cadeia cinética aberta, em pacientes com OA no compartimento medial e mau alinhamento em varo. Os desfechos avaliados foram a melhora da dor, função física e redução do momento adutor do joelho pós 12 semanas de treinamento do membro acometido. Houve melhora dos desfechos clínicos, mas nenhum dos protocolos foi capaz de reduzir

o momento adutor externo do joelho, que pode ser explicado pelo fato da escolha de treinar somente o membro acometido.⁽⁵⁰⁾

Indivíduos com a doença que aumentam a força do quadríceps reduzem a rigidez articular e melhoram a propulsão durante o ciclo da marcha. Entretanto estas alterações na marcha podem ocorrer de maneira diferente entre pacientes com OA de joelhos respondedores e não respondedores ao fortalecimento do quadríceps. Em análise realizada pós-protocolo de 10 sessões de 45 minutos, sendo 15 minutos de aquecimento em cicloergômetro, 20 minutos de treinamento resistido para os extensores e flexores do joelho e abdutores do quadril mais 10 minutos de exercícios de equilíbrio, foi demonstrada maior ADM da flexão do joelho e melhor extensão na segunda metade da fase de apoio entre os pacientes respondedores ao fortalecimento do quadríceps.⁽⁶²⁾ Estes resultados sugerem que os indivíduos com OA de joelhos que respondem ao fortalecimento, aumentando significativamente a força do quadríceps, podem reduzir a rigidez do joelho, aumentando sua extensão na segunda metade do apoio, o que pode ter implicações importantes no controle da progressão da doença. A estratégia de rigidez, caracterizada por diminuição da amplitude da flexão do joelho e um menor pico de momento flexor ao longo da fase de apoio, pode ser adotada em indivíduos com OA de joelhos devido a diminuição da capacidade do quadríceps de controlar excentricamente a flexão do joelho e estabilizar a articulação durante a fase de aceitação de peso na marcha.⁽⁶²⁾

Também é considerado na literatura que o fortalecimento do quadríceps é capaz de aumentar a capacidade de absorção do impacto reduzindo o estresse na articulação do joelho.^(55,66) Embora algumas respostas, através do treinamento de força, possam estar relacionadas à redução da dor e melhora da função física em pessoas com OA de joelhos, os mecanismos biomecânicos associados ao fortalecimento ainda são empíricos. DeVita et al.⁽⁶⁷⁾ avaliaram o efeito do fortalecimento do músculo quadríceps no ganho de força muscular, potência e nas cargas articulares compressivas tibiofemorais durante a primeira metade do apoio na marcha em adultos com OA de joelhos. Foram avaliados 15 indivíduos com OA de joelhos no grupo treinamento, classificados com grau leve a grave, e 15 indivíduos saudáveis no grupo controle, ambos com média de idade de 57 anos. O treinamento consistia em 5-10 minutos de aquecimento em cicloergômetro e em seguida 3 séries de 10 repetições em cadeira extensora, *leg press* e avanço com duração de 12 semanas. Nas primeiras duas semanas a sobrecarga foi de 65% 3 repetições máximas (RM), nas duas semanas

seguintes 70% de 3RM e nas 8 semanas restantes 85% de 3RM. Foi realizada análise tridimensional da marcha pré e pós-intervenção, em velocidade livre, garantindo uma validade na observação dos ganhos de força uma vez que a velocidade da marcha aumenta pós-exercício. O estudo mostrou que o treinamento de força proposto aumentou a velocidade da marcha e, ao mesmo tempo, reduziu a dor e melhorou a função. Entretanto não houve associação entre o treinamento e a carga compressiva tibiofemoral, sendo justificado pelo fato dos efeitos benéficos do treinamento de força serem mediados por meio de uma resposta sistêmica mais ampla à atividade física e não de uma resposta centrada na biomecânica da articulação. Níveis mais altos de atividade física foram associados a níveis mais baixos de marcadores inflamatórios em pacientes com OA de joelho.⁽⁶⁸⁾

Controlar os sintomas e a progressão da OA deve ser a principal meta, visto que não há cura para doença até o momento. O treinamento de força é eficaz em reduzir a dor, melhorar a função física e a qualidade de vida em pacientes com OA de joelhos, porém os estudos ainda deixam lacunas em relação aos parâmetros da marcha que apresentam alterações no joelho, quadril e tornozelo na presença da OA leve a moderada sintomática e assintomática, nos três planos de movimento, o que dificulta o estabelecimento de um padrão de marcha neste público. Ainda existem controvérsias quanto a efetividade de protocolos de exercícios resistidos em aproximar a marcha na OA de joelhos de uma marcha normal. Considerando a relevância da biomecânica do joelho na evolução da OA, o presente estudo procurou identificar se há modificações nos parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha de voluntários com OA de joelhos sintomática, de grau leve a moderado, pré e pós-realização de protocolo de exercícios resistidos para membros inferiores com duração de 8 semanas.

3 MÉTODOS

Este estudo foi realizado no Centro de Reabilitação Giséle e Jacques Szlezzynger do Hospital Israelita Albert Einstein em São Paulo, SP, Brasil e as coletas dos dados da marcha foram realizadas no Laboratório de Estudos do Movimento Einstein (LEME).

O tamanho da amostra foi estimado com base na melhora da pontuação do domínio função física do questionário *Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index* (WOMAC), utilizando o *software* G.Power 3.15. Através da diferença esperada de 8,8⁽⁶⁹⁾ entre a medida pré e pós-protocolo de exercícios físicos no domínio função física, com 0,80 de especificidade, seriam necessários 40 voluntários para o presente estudo, com nível de significância de 0,05 e poder estatístico de 90%.

3.1 Inclusão dos voluntários

A seleção dos voluntários com OA utilizou os seguintes critérios de inclusão: idade entre 45 a 65 anos, diagnóstico de osteoartrose tibiofemoral do joelho pela classificação radiográfica Kellgren and Lawrence (KL)⁽⁷⁰⁾ de grau 2 e 3, seguindo os preceitos clínicos do Colégio Americano de Reumatologia⁽⁷¹⁾ capacidade de caminhar descalço sem aditamento.

Não foram incluídos sujeitos que apresentavam algumas das condições abaixo, pois poderiam impedir a realização do protocolo:

- OA grave de joelhos conforme a classificação de KL (grau 4);
- Doenças ortopédicas graves nos membros inferiores, na coluna, artroplastia ou osteotomia no membro inferior;
- Câncer ou doenças cardíacas;
- IMC maior que 35,5kg/m²;
- Incapacidade de caminhar descalço;
- Prática de atividades físicas acima de duas vezes na semana;
- Presença de osteoartrose femoropatelar sintomática.

Os voluntários que não cumpriram os prazos das coletas ou apresentaram artefatos de técnica no processamento e exportação dos dados foram excluídos.

3.2 Procedimentos

No primeiro contato presencial, o voluntário passou por uma consulta com um médico ortopedista que analisava os critérios de inclusão através do exame clínico e radiográfico dos joelhos. Caso o voluntário preenchesse os critérios, os objetivos e procedimentos do estudo eram explicados, e o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e os questionários aplicados. Em seguida o voluntário era então encaminhado para agendamento da avaliação inicial da marcha e demais avaliações antes do início do protocolo de exercícios resistidos (Figura 2).

Figura 2. Fluxo das etapas

3.3 Análise tridimensional da marcha

Para a aquisição dos dados de cinemática e cinética foi utilizado o sistema Vicon MX 40 (Oxford Metrics Group; UK) constituído por 10 câmeras de infravermelho de frequência máxima de 60 *frames* por segundo e duas plataformas de força OR6-7-2000 AMTI® (Figura 3) em uma pista de 12 metros de comprimento e 1,5 metros de largura demarcada no solo. Antes de cada coleta era realizada uma calibração do sistema para determinação das coordenadas de referência do laboratório.

Figura 3. Câmera infravermelho e plataformas de força

Na avaliação inicial e final da marcha foram colhidas as informações necessárias para análise e as coletas foram realizadas sempre pela mesma fisioterapeuta com 12 anos de experiência em análise de marcha. Os voluntários receberam as instruções verbais sobre os equipamentos, experimentos, execução da tarefa e da sequência a ser realizada. Em seguida foram coletadas as medidas exigidas pelo modelo Plug-in-gait Vicon®, necessárias para o cálculo dos parâmetros analisados (Apêndice 1).

Marcadores reflexivos foram dispostos bilateralmente na pele do voluntário em locais específicos, caracterizados por projeções ósseas, para formação dos centros articulares. Estas marcações foram efetuadas de acordo com o modelo Helen Heyes⁽⁷²⁾ com acréscimo de um *cluster* na pelve, conforme segue: na face anterior do terço médio da coxa; no epicôndilo lateral do fêmur; na face lateral da base da patela;

no terço medial da perna; nos maléolos laterais dos tornozelos; no terço médio entre o segundo e terceiro metatarso e na face posterior dos calcâneos. O *cluster* na pelve é composto por três marcadores organizados de modo não-colinear em uma base rígida de polipropileno, formando um triângulo. Para marcação das espinhas ilíacas anterossuperiores foi usado um apontador (haste de 260mm contendo três marcadores de 25mm, sendo 2 retro reflexíveis e 1 incapaz de ser visualizado pela câmera), minimizando assim erros de posicionamento por possíveis oclusões dos marcadores devido a característica morfológica dos voluntários. Após isso, os voluntários permaneceram por 5 segundos, em posição estática, no centro da área de coleta para leitura e reconhecimento dos marcadores, garantido a confiabilidade e reprodutibilidade dos dados (Figura 4).

Figura 4. Posicionamento dos marcadores

Ao demonstrarem entendimento com relação à proposta, os voluntários realizaram de forma simulada a deambulação na pista de coleta dos dados e logo após foram orientados a caminhar em velocidade com que realizam suas atividades no dia a dia por doze vezes. As vestimentas foram uniformizadas e adequadas para a

melhor captação da imagem e também maior conforto do voluntário. Todas as mulheres usaram top e shorts e todos os homens *shorts*, que permitiu a colocação adequada dos marcadores. Para melhor fixação dos marcadores, a limpeza da pele foi realizada com álcool 70%.

Os marcadores (Figura 5) têm um formato que possibilita a reflexão da luz independentemente da posição do paciente, contanto que permaneça na área de captação das câmeras de infravermelho. São compostos por esferas de poliestireno cobertas por fita adesiva e revestidas de material reflexivo, fixas em uma base de plástico, que possibilita a colocação de fita dupla face na mesma e em seguida na pele do paciente. Como possuem composição leve, não dificultam os movimentos e nem causam incômodo.

Figura 5. Marcadores reflexivos

Esses marcadores reflexivos serviram de referência para o sistema VICON® – Plug in Gait de análise de movimento. Este conjunto de marcadores é usado na determinação dos centros articulares para o cálculo da cinemática da pelve, do quadril, do joelho e do tornozelo. Os dados das plataformas de força são adquiridos simultaneamente e combinados com os dados cinemáticos, mais os parâmetros inerciais dos segmentos, permitem o cálculo dos momentos de força e potência.

Após a aquisição das imagens pelas câmeras, os dados coletados foram transferidos para o computador do laboratório. Neste, o *software* Vicon-Nexus® foi usado para reconstruir a imagem tridimensional dos marcadores e para o processamento dos dados, por meio de algoritmos matemáticos e um modelo biomecânico (Figura 6). Na sequência, foi utilizada a rotina Wolfing de filtragem, com frequência de corte de 6Hz para redução dos ruídos de movimentação no ciclo da marcha. Para o processamento foram considerados os ciclos da marcha, que correspondem ao CI de um dos pés e a liberação deste mesmo pé. Os dados são então transformados em gráficos de cinemática (posição angular em função do tempo), e de cinética (momentos articulares e a potência em função do tempo),⁽⁷³⁾

seguindo as recomendações da *International Society of Biomechanics*.⁽⁷⁴⁾ Para as comparações pré-protocolo de exercícios resistidos, também foram utilizados dados de análise de marcha de 19 indivíduos jovens e saudáveis disponíveis em banco de dados do LEME.

Figura 6. Sistema Vicon – Plug in gait, reconstrução Nexus®

3.4 Protocolo de exercícios resistidos

O protocolo de exercícios resistidos teve duração total de 8 semanas e foi composto de 3 sessões/semana não consecutivas, totalizando 24 sessões. O protocolo foi conduzido por uma fisioterapeuta do estudo, com experiência em reabilitação ortopédica. Cada sessão do protocolo foi composta por um período de aquecimento em cicloergômetro, sendo 5 minutos de giro livre e 10 minutos com intensidade obtida durante teste incremental. Em seguida, os voluntários executaram quatro séries (8-12 repetições), de três exercícios de fortalecimento muscular a 70% de 1RM com descanso de um minuto entre as séries e exercícios. Após 4 semanas do protocolo a carga foi reajustada com outro teste de 1RM para manutenção do princípio da sobrecarga. A sequência foi realizada nos seguintes equipamentos: cadeira extensora, cadeira flexora e *legpress* (Figuras 7A, B e C, respectivamente).⁽⁵⁶⁾

Figura 7. Cadeira Extensora (A), Cadeira Flexora (B) e LegPress (C)

Ao final de cada sessão os voluntários realizaram alongamento para cada grupo muscular trabalhado, mantendo 10 segundos em cada posição. Os alongamentos foram realizados pelo próprio voluntário em ortostatismo. As sessões do protocolo de exercícios resistidos duraram de 30 a 40 minutos e a cada sessão o desempenho do participante era registrado em uma ficha individual. A efetividade do protocolo de exercícios resistidos foi tema da dissertação de mestrado da fisioterapeuta do grupo de pesquisa.

3.5 Instrumentos de avaliação e desfecho

3.5.1 Parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha

Para análise dos dados dos ângulos e momentos articulares da pelve, do quadril, do joelho e do tornozelo na fase de apoio da marcha, foi considerada a média das 6 tentativas mais consistentes no qual a planta do pé estava totalmente em contato com a plataforma de força.

Parâmetros da marcha analisados:

3.5.1.1 Cinemáticos

Espaço-temporais:

Velocidade da marcha (m/s), cadência (passos/minuto), tempo da passada (s) e do passo (s), comprimento da passada (m) e do passo (m), tempo de apoio simples (s) e de duplo apoio (s).

3.5.1.2 Angulares

Plano Coronal:

Pelve: média e ADM da obliquidade em todo o ciclo(°);

Quadril: ADM da adução-abdução em todo o ciclo(°);

Joelho: ADM de varo-valgo em todo o ciclo(°).

Plano Sagital:

Pelve: média e ADM da versão em todo o ciclo (°);

Quadril: valor mínimo e máximo da flexão-extensão em todo o ciclo (°), média e a ADM da flexão-extensão em todo o ciclo(°);

Joelho: flexão-extensão do joelho no CI (°) e na RC (°); valor mínimo e máximo da flexão-extensão do joelho em todo o ciclo(°);

Tornozelo e pé: dorsi-plantiflexão no CI (°), no AT (°) e no PB (°).

Plano Transversal:

Pelve: média e ADM de rotação em todo o ciclo(°);

Quadril: ADM de rotação em todo o ciclo(°);

Tornozelo e pé: ADM de progressão do pé em todo o ciclo(°).

3.5.1.3 Cinéticos

Plano Sagital:

Quadril: pico do momento extensor no apoio (Nm/kg), pico do momento flexor (Nm/kg), pico de absorção e geração de potência no apoio (Watts/kg);

Joelho: pico do momento extensor (Nm/kg), pico do momento flexor no apoio (Nm/kg), pico de absorção de potência na RC (Watts/kg);

Tornozelo: pico do momento de dorsiflexão no apoio (Nm/kg), pico do momento de plantiflexão no apoio (Nm/kg), pico de absorção e geração de potência no apoio (Watts/kg).

3.5.1.4 *Gait Deviation Index*

O GDI é uma medida única que indica o quanto a cinemática da marcha desvia da normalidade (comparado a indivíduos saudáveis). O cálculo é realizado através de dados cinemáticos da pelve e do quadril no plano sagital, frontal e transversal; do joelho e tornozelo no plano sagital e a progressão do pé. Os dados são obtidos através de uma rotina de cálculos e a pontuação é fornecida para cada membro inferior separadamente. Um valor ≥ 100 indica um padrão normal de marcha, enquanto que a cada decréscimo de 10 pontos neste valor indica um desvio padrão de uma marcha normal.⁽⁴⁷⁾

3.5.2 Controle radiográfico da osteoartrose do joelho pela classificação Kellgren and Lawrence

A classificação radiográfica de KL⁽⁷⁰⁾ foi utilizada por dois médicos ortopedistas independentes, especialistas em joelho para classificar os voluntários a serem incluídos no estudo. Esta classificação avalia o grau de comprometimento articular no membro acometido, através das análises das radiografias do joelho (projeção anterossuperior com carga bipodal e lateral a 30° de flexão) para avaliação do espaço articular. A pontuação varia de 0 a 4, sendo: grau 0 (nenhuma alteração na radiografia); grau 1 (leve redução do espaço articular e possíveis osteófitos); grau 2 (presença de osteófitos e estreitamento discutível do espaço articular); grau 3 (estreitamento do espaço articular, osteófitos moderados, certo grau de esclerose e possível deformidade óssea); grau 4 (estreitamento marcado do espaço articular, nítida esclerose grave e deformidades ósseas).⁽⁷⁰⁾

3.5.3 Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index

O WOMAC é um questionário para OA de joelhos e sua versão traduzida e validada (Anexo 1)⁽⁷⁵⁾ foi aplicada no início e no final do protocolo de exercícios resistidos. O questionário é composto por três domínios [dor (5 perguntas), rigidez (2 perguntas) e função física (17 perguntas)] que o voluntário deve responder de acordo com sua percepção das atividades da vida diária. Cada domínio do WOMAC possui 5 subdivisões (nenhuma = 0, leve = 1, moderada = 2, grave = 3, extrema = 4) que resultam na pontuação de dor (0 a 20), na pontuação de rigidez (0 a 8) e na pontuação de função física (0 a 68). Altas pontuações indicam maiores níveis de dor, de rigidez e de dificuldade no domínio função física. Para comparação com parâmetros da marcha e o grau de OA, foram utilizadas a soma das pontuações de cada domínio separadamente e também o valor total.⁽⁷⁵⁾ A mínima mudança clínica detectável no domínio dor é uma redução de 2 pontos (0-20). As categorias de dor em uma escala de 0 a 20 são 2 a 8, leve; mais de 8 a 14, moderada; mais de 14 a 20, grave.⁽⁷⁶⁾

3.6 Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas com o suporte da equipe de Estatística do Instituto Israelita de Ensino e Pesquisa a partir do *software* Statistical Package for the Social Sciences – SPSS, v.24 e foi considerado um nível de significância de 5%.

A amostra foi caracterizada a partir da média, desvio padrão, mínimo e máximo, mediana e intervalo interquartilico, para as variáveis quantitativas, e pelas frequências absolutas e relativas, para as variáveis qualitativas. A normalidade dos dados foi verificada através de histogramas, *boxplots* e teste de normalidade pelo teste de Shapiro-Wilk.⁽⁷⁷⁾

Para análise pré-protocolo de exercícios resistidos as comparações das características qualitativas foram verificadas a partir dos testes *t* de Student e ANOVA, ou Mann-Whitney e Kruskal-Wallis, dependendo da distribuição dos dados.⁽⁷⁷⁾ As relações das variáveis numéricas dos voluntários foram verificadas a partir da correlação de Spearman.

Na análise pós-protocolo de exercícios resistido, os parâmetros

cinemáticos espaço-temporais, angulares e cinéticos da marcha foram verificados pelo teste t pareado (para distribuição normal) ou teste de Wilcoxon (para não paramétricas).⁽⁷⁷⁾ Os resultados estão apresentados como média e desvio padrão (mediana e intervalo interquartílico) e estimativa do efeito pelo d de Cohen (0,21-0,50 efeito pequeno, 0,51-0,79 efeito médio e >0,79 efeito grande), com seu respectivo intervalo de confiança.

3.7 Aspectos éticos

O projeto passou pela aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa, CAAE nº 55053616.1.0000.0071 e todos os voluntários assinaram o TCLE. Esta dissertação foi uma análise de parte dos dados de um ensaio clínico realizado no Hospital Israelita Albert Einstein, registrado no Sistema Gerenciador de Projetos de Pesquisa (SGPP) com o número 2640-16.

A pesquisa principal foi registrada na plataforma ClinicalTrials.gov (NCT 02964624) e financiada pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP/OSU 2015: 2015/50274-5).

4 RESULTADOS

Para melhor compreensão dos objetivos propostos, os resultados serão apresentados em duas seções:

Primeira seção: item 4.1, tabela 1, apresenta a descrição das características demográficas e clínicas dos voluntários. Tabelas 2 a 6 apresentam a comparação dos parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha entre os voluntários com OA de joelhos e o banco de dados de jovens saudáveis no momento pré-protocolo de exercícios resistidos. As tabelas 7, 8 e 9 apresentam as correlações dos parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha dos voluntários com OA de joelhos com os domínios do questionário WOMAC.

Segunda seção: item 4.2, tabelas 10 a 14 apresentam as comparações dos parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha dos voluntários com OA de joelhos entre os momentos pré e pós-protocolo de exercícios resistidos.

Dos 47 indivíduos que finalizaram o protocolo de exercícios resistidos do estudo principal, 46, sendo 30 mulheres e 16 homens, tiveram os parâmetros da marcha avaliados pré-protocolo e 41, sendo 28 mulheres e 13 homens, pré e pós-protocolo. Um voluntário foi excluído da análise por artefato de técnica durante o processamento dos dados e cinco voluntários não realizaram a avaliação final da marcha, por indisponibilidade em comparecer ao laboratório (Figura 8).

Figura 8. Fluxograma dos voluntários que concluíram as avaliações da marcha

4.1 Caracterização demográfica e clínica dos voluntários e comparação dos parâmetros da marcha pré-protocolo de exercícios resistidos

No momento pré-protocolo foram analisados os parâmetros da marcha de 46 voluntários com OA de joelhos sintomática, de grau leve a moderado, e comparados com um banco de dados de jovens saudáveis do LEME.

4.1.1 Caracterização dos voluntários

A tabela 1 apresenta as características demográficas e clínicas dos voluntários com OA e dos indivíduos que compõem o banco de dados. Assim, o banco de dados é composto por jovens saudáveis, sendo 9 (47,4%) mulheres e 10 (52,6%) homens, com idade média de 25 anos, variando entre 20 a 35 anos de idade. Já a

amostra dos voluntários com OA de joelhos foi composta por 65,2% de mulheres, com média de idade de 55 anos e IMC médio de 29Kg/m². Todas as medidas utilizadas foram do membro inferior direito.

De acordo com a classificação de KL, 69,6% dos voluntários possuíam OA leve e 60,9% deles não apresentavam desvio do joelho. Em média, os voluntários tinham sintomas há 3,8 anos.

Tabela 1. Características demográficas e clínicas da amostra na avaliação inicial

Características da amostra	Banco de dados (n=19)		OA (n=46)	
Sexo, n(%)				
Feminino	9(47,4)		30(65,2)	
Masculino	10(52,6)		16(34,8)	
MOA, n(%)				
Esquerdo	0(0)		27(58,7)	
Direito	19(100)		19(41,3)	
KL, n(%)				
OA leve	-	-	32(69,6)	
OA moderada	-	-	14(30,4)	
Tipo de desvio, n(%)				
Neutro	-	-	28(60,9)	
Varo	-	-	6(13,0)	
Valgo	-	-	12(26,1)	
Idade				
Média – DP	25	4	55	5
Mínimo – Máximo	20	35	45	65
Mediana – IIQ	26	7	56	8
Peso				
Média – DP	63,7	9,0	78,3	13,3
Mínimo – Máximo	51,2	89,1	50,0	110,0
Mediana – IIQ	61,7	10,7	76,0	14,0
Altura				
Média – DP	1,67	0,06	1,64	0,10
Mínimo – Máximo	1,55	1,76	1,48	1,92
Mediana – IIQ	1,68	0,06	1,64	0,14
IMC				
Média – DP	22,8	2,7	29,0	3,5
Mínimo – Máximo	18,7	31,0	21,0	35,0
Mediana – IIQ	23,1	3,0	29,5	6,0
Tempo de sintomas				
Média – DP	-	-	3,8	3,7
Mínimo – Máximo	-	-	0,6	20,0
Mediana – IIQ	-	-	3,0	2,0

OA: osteoartrose; MOA: membro mais acometido; KL: Kellgren and Lawrence; DP: desvio padrão; IIQ: intervalo interquartil; IMC: índice de massa corporal. N=65.

Na comparação das medidas dos membros inferiores entre os grupos não foi encontrada diferença significativa para os voluntários com OA de joelhos, nem para o membro mais comprometido (média = 85,4cm e desvio padrão = 5,1cm, valor-p = 0,572), nem para o membro menos comprometido (média = 85,3cm e desvio padrão = 5,1, valor-p = 0,533). Lembrando que nos indivíduos do banco de dados sempre foi analisado o membro direito.

Comparando o GDI, o banco de dados de jovens saudáveis apresentou maior GDI (mediana = 95,9) e essa diferença foi significativa, tanto no membro mais acometido (MOA), quanto no membro menos acometido (MCL). Os resultados são apresentados na tabela 2.

Tabela 2. Comparação do comprimento dos membros e do *Gait Deviation Index*

Características da amostra	Banco de dados (n=19)		OA (n=46)		Valor-p
Comprimento MOA (cm)					
Média – Desvio padrão	86,1	4,3	85,4	5,1	
Mínimo – Máximo	76,0	93,0	71,5	95,4	0,572 ^a
Mediana e Intervalo interquartilico	87,0	4,0	85,0	4,0	
Comprimento MCL (cm)					
Média – Desvio padrão	86,1	4,3	85,3	5,1	
Mínimo – Máximo	76,0	93,0	71,2	95,0	0,533 ^a
Mediana e Intervalo interquartilico	87,0	4,0	85,0	4,5	
GDI MOA					
Média – Desvio padrão	100,1	9,8	82,2	12,4	
Mínimo – Máximo	88,6	125,1	61,4	112,7	<0,001 ^{b*}
Mediana e Intervalo interquartilico	95,9	10,3	81,6	14,2	
GDI MCL					
Média – Desvio padrão	100,1	9,8	82,6	13,1	
Mínimo – Máximo	88,6	125,1	58,4	114,0	<0,001 ^{b*}
Mediana e Intervalo interquartilico	95,9	10,3	81,4	16,6	

OA: osteoartrose; MOA: membro mais acometido; MCL: membro menos acometido. Nos voluntários saudáveis o membro avaliado foi o direito. * Diferença significativa ($p < 0,05$). ^a Teste *t* de Student. ^b Teste de Mann-Whitney. N=65.

4.1.2 Avaliação das relações entre as características da amostra e os parâmetros cinemáticos espaço-temporais, angulares e cinéticos

As tabelas 3, 4 e 5 apresentam as comparações dos parâmetros da marcha avaliados antes do protocolo de exercícios resistidos entre o banco de dados e os voluntários com OA de joelhos. Para os indivíduos do banco de dados de jovens

saudáveis, foram consideradas as medidas do membro direito.

Os parâmetros espaço-temporais em sua maioria apresentaram diferença significativa maiores nos voluntários com OA quando comparados ao banco de dados de jovens saudáveis, caracterizando um acometimento funcional dos voluntários com OA. Os resultados são apresentados na tabela 3.

Tabela 3. Comparação dos parâmetros cinemáticos espaço-temporais por grupo

Parâmetros cinemáticos espaço-temporais	Membro	Banco de dados Média (DP)		OA Média (DP)		Valor-p
Velocidade da marcha (m/s)	MOA	1,20	(0,10)	1,05	(0,17)	<0,001 ^{a*}
	MCL	1,20	(0,10)	1,05	(0,17)	<0,001 ^{a*}
Cadência (passos/min)	MOA	113,19	(7,14)	107,04	(10,40)	0,022 ^{a*}
	MCL	113,19	(7,14)	107,15	(10,58)	0,026 ^{a*}
Tempo passada (s)	MOA	1,27	(0,06)	1,18	(0,14)	<0,001 ^{a*}
	MCL	1,27	(0,06)	1,17	(0,14)	<0,001 ^{a*}
Tempo passo (s)	MOA	0,64	(0,03)	0,59	(0,07)	0,001 ^{a*}
	MCL	0,64	(0,03)	0,58	(0,07)	<0,001 ^{a*}
Comprimento da passada (m)	MOA	1,06	(0,07)	1,13	(0,11)	0,018 ^{a*}
	MCL	1,06	(0,07)	1,13	(0,11)	0,016 ^{a*}
Comprimento do passo (m)	MOA	0,53	(0,04)	0,57	(0,06)	0,013 ^{a*}
	MCL	0,53	(0,04)	0,56	(0,06)	0,024 ^{a*}
Apoio simples (s)	MOA	0,39	(0,02)	0,41	(0,04)	0,131 ^{a*}
	MCL	0,39	(0,02)	0,41	(0,03)	0,063 ^{a*}
Apoio duplo (s)	MOA	0,29	(0,07)	0,31	(0,08)	0,024 ^{b*}
	MCL	0,29	(0,07)	0,31	(0,08)	0,024 ^{b*}

OA: osteoartrose; MOA: membro mais acometido; MCL: membro menos acometido. * Diferença significativa ($p < 0,05$). ^a Dados apresentados como média e desvio padrão, comparados pelo teste *t* Student. ^b Dados apresentados como mediana e intervalo interquartilico, comparados pelo teste de Mann-Whitney.

Comparando os parâmetros cinemáticos angulares, foram encontrados valores significativamente maiores nos voluntários com OA de joelhos. Estes parâmetros, flexão-extensão no CI, flexão-extensão mín e máx do quadril; flexão-extensão no CI, na RC e flexão-extensão mín do joelho; dorsi-plantiflexão no CI e no PB evidenciam uma incidência de disfunção cinemática geral, com acometimento de quadril, joelho e tornozelo. Os resultados são apresentados na tabela 4.

Tabela 4. Comparação dos parâmetros cinemáticos angulares por grupo

Parâmetros cinemáticos angulares (°)	Membro	Banco de dados Média (DP)		OA Média (DP)		Valor-p
Pelve						
ADM versão	MOA	2,60	(1,30)	4,72	(5,24)	<0,001 ^{a*}
	MCL	2,60	(1,30)	4,28	(2,16)	<0,001 ^{b*}
ADM obliquidade	MOA	10,46	(2,97)	8,20	(3,14)	0,009 ^{a*}
	MCL	10,30	(4,38)	7,05	(5,29)	0,004 ^{b*}
Quadril						
Flexão-extensão CI	MOA	28,20	(4,73)	37,68	(6,37)	<0,001 ^{a*}
	MCL	28,20	(4,73)	37,63	(6,53)	<0,001 ^{a*}
Flexão-extensão mín	MOA	-13,81	(6,08)	-4,79	(7,25)	<0,001 ^{a*}
	MCL	-14,12	(10,90)	-4,06	(9,27)	<0,001 ^{b*}
Flexão-extensão máx	MOA	31,18	(4,13)	41,70	(6,02)	<0,001 ^{a*}
	MCL	31,18	(4,13)	41,13	(5,96)	<0,001 ^{a*}
ADM flexão-extensão	MOA	45,42	(4,98)	45,23	(7,37)	0,931 ^b
	MCL	45,42	(4,98)	45,44	(5,61)	0,920 ^b
ADM adução-abdução	MOA	14,73	(4,37)	17,26	(3,63)	0,019 ^{a*}
	MCL	14,73	(4,37)	17,34	(3,87)	0,002 ^{a*}
Joelho						
Flexão-extensão CI	MOA	-1,98	(3,68)	1,98	(5,18)	0,004 ^{a*}
	MCL	-1,98	(3,68)	1,70	(4,95)	0,005 ^{a*}
Flexão-extensão RC	MOA	11,42	(4,78)	14,31	(11,00)	0,086 ^{b*}
	MCL	11,42	(4,78)	13,61	(9,25)	0,035 ^{b*}
Flexão-extensão mín	MOA	-4,44	(4,48)	-0,40	(5,47)	0,006 ^{a*}
	MCL	-4,44	(4,48)	-1,28	(5,64)	0,034 ^{a*}
Flexão-extensão máx	MOA	56,42	(6,48)	57,52	(6,56)	0,249 ^b
	MCL	56,42	(6,48)	56,71	(8,00)	0,874 ^b
ADM varo-valgo	MOA	3,74	(0,74)	4,96	(1,29)	<0,001 ^{a*}
	MCL	3,57	(1,08)	5,00	(2,07)	<0,001 ^{b*}
Tornozelo						
Dorsi-plantiflexão CI	MOA	-6,54	(3,51)	-3,60	(2,82)	<0,001 ^{a*}
	MCL	-6,54	(3,51)	-3,42	(3,24)	0,001 ^{a*}
Dorsi-plantiflexão AT	MOA	10,87	(2,63)	13,40	(3,01)	0,002 ^{a*}
	MCL	10,87	(2,63)	12,71	(3,17)	0,029 ^{a*}
Dorsi-plantiflexão PB	MOA	-21,20	(5,99)	-15,56	(6,05)	0,001 ^{a*}
	MCL	-21,20	(5,99)	-16,28	(4,71)	<0,001 ^{a*}

OA: osteoartrose; DP: desvio padrão; MOA: membro mais acometido; MCL: membro menos acometido; ADM: amplitude de movimento; CI: contato inicial; RC: resposta à carga; mín: mínimo; máx: máximo; AT: apoio terminal; PB: pré-balanço. * Diferença significativa ($p < 0,05$). ^a Dados apresentados como média e desvio padrão, comparados pelo teste *t* Student. ^b Dados apresentados como mediana e intervalo interquartilico, comparados pelo teste de Mann-Whitney.

Na comparação dos parâmetros cinéticos foram identificadas diferenças estatísticas significativas, com o grupo dos voluntários com OA de joelhos apresentando menor funcionalidade cinética que os indivíduos do banco de dados, caracterizado pelos menores picos do momento extensor e flexor, de absorção e geração

do quadril; menor pico do momento flexor do joelho e menores picos do momento de dorsi e de plantiflexão, de absorção e geração do tornozelo. Os resultados estão apresentados na tabela 5.

Tabela 5. Comparação dos parâmetros cinéticos por grupo

Parâmetros cinéticos	Membro	Banco de dados Média (DP)		OA Média (DP)		Valor-p
Quadril						
Pico do momento extensor (Nm/kg)	MOA	0,69	(0,44)	0,56	(0,20)	<0,001 ^{b*}
	MCL	0,69	(0,44)	0,55	(0,23)	<0,001 ^{b*}
Pico do momento flexor (Nm/kg)	MOA	-1,04	(0,16)	-0,78	(0,16)	<0,001 ^{a*}
	MCL	-1,04	(0,16)	-0,79	(0,15)	<0,001 ^{a*}
Pico de absorção de potência (Watts/kg)	MOA	-0,86	(0,28)	-0,67	(0,29)	0,004 ^{b*}
	MCL	-0,86	(0,28)	-0,69	(0,34)	0,009 ^{b*}
Pico de geração de potência (Watts/kg)	MOA	1,33	(0,49)	1,15	(0,56)	0,356 ^b
	MCL	1,33	(0,49)	1,21	(0,48)	0,379 ^b
Joelho						
Pico do momento extensor (Nm/kg)	MOA	0,35	(0,11)	0,31	(0,20)	0,153 ^b
	MCL	0,35	(0,11)	0,34	(0,19)	0,395 ^b
Pico do momento flexor (Nm/kg)	MOA	-0,41	(0,14)	-0,32	(0,17)	0,034 ^{a*}
	MCL	-0,41	(0,14)	-0,33	(0,17)	0,054 ^a
Pico de absorção de potência RC (Watts/kg)	MOA	-0,45	(0,44)	-0,35	(0,42)	0,113 ^b
	MCL	-0,45	(0,44)	-0,41	(0,48)	0,462 ^b
Tornozelo						
Pico do momento de dorsiflexão (Nm/kg)	MOA	-0,19	(0,04)	-0,13	(0,04)	<0,001 ^{a*}
	MCL	-0,19	(0,04)	-0,13	(0,07)	0,001 ^{b*}
Pico do momento de plantiflexão (Nm/kg)	MOA	1,31	(0,30)	1,25	(0,24)	0,033 ^{b*}
	MCL	1,34	(0,18)	1,20	(0,23)	0,018 ^{a*}
Pico de absorção de potência (Watts/kg)	MOA	-0,76	(0,25)	-0,62	(0,16)	0,025 ^{a*}
	MCL	-0,78	(0,30)	-0,59	(0,29)	0,024 ^{b*}
Pico de geração de potência (Watts/kg)	MOA	4,13	(1,73)	3,43	(1,00)	0,001 ^{b*}
	MCL	4,25	(0,86)	3,29	(0,99)	<0,001 ^{a*}

OA: osteoartrose; DP: desvio padrão; MOA: membro mais acometido; MCL: membro menos acometido; RC: resposta à carga. * Diferença significativa ($p < 0,05$). ^a Dados apresentados como média e desvio padrão, comparados pelo teste *t* Student. ^b Dados apresentados como mediana e intervalo interquartil, comparados pelo teste de Mann-Whitney.

4.1.3 Avaliação das relações entre as características da amostra e as medidas do questionário *Western Ontario e McMaster Index Arthritis*

O WOMAC é um índice utilizado para avaliar a condição de pacientes com OA do joelho e quadril, incluindo dor, rigidez e função física, por isso foi aplicado somente ao grupo de voluntários com OA. Na tabela 6 são apresentadas as

comparações das características em cada domínio e a medida total do WOMAC. Os resultados demonstram diferenças significativas apenas para o tipo de desvio, no domínio rigidez (valor-p = 0,028).

Voluntários com desvio valgo apresentaram 46% e 42% menos rigidez quando comparado aos voluntários sem desvio (neutro) e desvio varo respectivamente. Para as demais características avaliadas não encontramos diferenças significativas (valores-p > 0,05).

Tabela 6. Comparação dos domínios do *Western Ontario e McMaster Index Arthritis* com as características dos voluntários com osteoartrose de joelhos

WOMAC	Dor Média (DP)	Rigidez Média (DP)	Função física Média (DP)	Total Média (DP)
Sexo				
Feminino	8,13 (2,99)	2,77 (1,65)	24 (11,63)	34,90 (14,79)
Masculino	8 (3,76)	3,81 (2,14)	25,44 (12,06)	37,25 (16,54)
Valor-p ^a	0,896	0,072	0,695	0,625
Membro acometido				
Esquerdo	8,0 (2,87)	3,04 (1,74)	23,41 (11,2)	34,44 (14,45)
Direito	8,21 (3,78)	3,26 (2,1)	26,05 (12,43)	37,53 (16,62)
Valor-p ^a	0,831	0,693	0,455	0,507
KL				
OA Leve	7,72 (3)	3,09 (1,84)	24,97 (12,09)	35,78 (15,71)
OA Moderada	8,93 (3,71)	3,21 (2,04)	23,43 (10,97)	35,57 (14,81)
Valor-p ^a	0,248	0,844	0,685	0,966
Tipo de desvio do membro inferior				
Neutro	8,68 (2,83)	3,61 (1,85)	26,68 (10,83)	38,96 (13,98)
Varo	8,83 (5)	3,33 (1,51)	22,5 (13,13)	34,67 (18,04)
Valgo	6,33 (2,71)	1,92 (1,68)	20,42 (12,56)	28,67 (15,67)
Valor-p ^c	0,090	0,028*	0,275	0,146
Idade ^d	0,06 (0,688)	0 (0,989)	0 (0,983)	0,02 (0,918)
Peso ^d	-0,16 (0,280)	0,03 (0,862)	-0,12 (0,428)	-0,11 (0,455)
Altura ^d	-0,12 (0,424)	0,19 (0,196)	-0,11 (0,486)	-0,08 (0,614)
IMC ^d	-0,01 (0,959)	-0,15 (0,313)	-0,02 (0,887)	-0,03 (0,836)
Duração dos sintomas (anos) ^d	0,10 (0,519)	-0,17 (0,273)	0,07 (0,650)	0,05 (0,740)

WOMAC: *Western Ontario e McMaster Index Arthritis*; KL: Kellgren and Lawrence; OA: osteoartrose. * Diferença significativa (p<0,05). ^a Dados apresentados como média (desvio padrão), comparados pelo teste *t* de Student. ^c Dados apresentados como média (desvio padrão), comparados pela ANOVA. ^d Dados apresentados pelo coeficiente de correlação de Spearmen (valor-p).

4.1.4 Avaliação das relações entre os parâmetros da marcha e as medidas do questionário *Western Ontario e McMaster Index Arthritis*

Investigamos as correlações dos parâmetros da marcha avaliados

com os domínios do questionário WOMAC. As correlações foram verificadas a partir do Coeficiente de Correlação de Spearman (ρ). Nenhum parâmetro cinemático espaço-temporal apresentou correlação significativa (Tabela 7).

Tabela 7. Correlação de Spearman dos parâmetros cinemáticos espaço-temporais com o *Western Ontario e McMaster Index Arthritis*

Parâmetros cinemáticos espaço-temporais	Membro	Dor	Rigidez	Função física	Total
Velocidade da marcha	MOA	-0,20	-0,14	-0,10	-0,14
	MCL	-0,19	-0,14	-0,09	-0,13
Cadência	MOA	-0,16	-0,12	-0,06	-0,10
	MCL	-0,16	-0,09	-0,02	-0,07
Tempo passada	MOA	-0,06	0,01	0,01	0,00
	MCL	-0,08	-0,01	-0,02	-0,04
Tempo passo	MOA	-0,10	-0,04	-0,02	-0,04
	MCL	-0,03	0,05	0,01	0,00
Comprimento da passada	MOA	0,16	0,12	0,06	0,10
	MCL	0,18	0,14	0,05	0,09
Comprimento do passo	MOA	0,18	0,10	0,06	0,10
	MCL	0,17	0,15	0,04	0,09
Apoio simples	MOA	0,07	0,10	0,11	0,12
	MCL	-0,01	0,18	-0,03	0,00
Apoio duplo	MOA	0,21	0,09	0,02	0,08
	MCL	0,23	0,10	0,04	0,07

MOA: membro acometido; MCL: membro contralateral. As caselas vermelhas indicam correlações negativas, enquanto as caselas azuis indicam correlações positivas, quanto mais próximo de -1 mais vermelho e quanto mais próximo de 1 mais azul.

Dentre os parâmetros cinemáticos angulares, a ADM de flexão-extensão do quadril no MOA mostrou uma correlação negativa com os domínios função física ($\rho = -0,296$; valor- $p = 0,046$) e total ($\rho = -0,311$; valor- $p = 0,036$); e também a Dorsi-plantiflexão PB no MOA apresentou correlação negativa com o domínio dor ($\rho = -0,352$; valor- $p = 0,016$) (Tabela 8).

Tabela 8. Correlação de Spearman dos parâmetros cinemáticos angulares com o *Western Ontario e McMaster Index Arthritis*

Parâmetros cinemáticos angulares	Membro	Dor	Rigidez	Função física	Total
ADM Versão	MOA	0,00	-0,18	0,02	-0,01
	MCL	-0,01	-0,08	0,03	0,02
ADM Obliquidade	MOA	-0,02	-0,16	-0,05	-0,07
	MCL	0,02	-0,04	-0,02	0,00
Flexão-extensão CI quadril	MOA	-0,16	-0,26	0,02	-0,05
	MCL	-0,14	-0,24	0,08	0,01
Flexão-extensão mín quadril	MOA	-0,05	0,01	0,16	0,12
	MCL	-0,07	0,02	0,17	0,13
Flexão-extensão máx quadril	MOA	-0,22	-0,26	-0,04	-0,10
	MCL	-0,12	-0,21	0,04	-0,01
ADM flexão-extensão quadril	MOA	-0,22	-0,28	-0,30	-0,31
	MCL	-0,14	-0,17	-0,21	-0,20
ADM adução-abdução quadril	MOA	-0,22	-0,13	-0,06	-0,10
	MCL	-0,18	-0,22	-0,14	-0,16
Flexão-extensão CI joelho	MOA	-0,26	-0,04	-0,07	-0,11
	MCL	-0,27	-0,09	-0,05	-0,10
Flexão-extensão RC joelho	MOA	-0,10	-0,06	0,04	0,01
	MCL	-0,12	-0,03	0,08	0,03
Flexão-extensão mín joelho	MOA	-0,21	0,06	-0,01	-0,04
	MCL	0,01	0,11	0,14	0,11
Flexão-extensão máx joelho	MOA	-0,20	0,02	-0,10	0,13
	MCL	-0,04	0,07	-0,05	-0,04
ADM varo-valgo joelho	MOA	-0,13	0,01	-0,16	-0,15
	MCL	-0,03	0,27	0,07	0,06
Dorsi-plantiflexão CI tornozelo	MOA	0,02	0,10	0,07	0,05
	MCL	-0,02	0,09	0,09	0,05
Dorsi-plantiflexão AT tornozelo	MOA	-0,01	0,15	0,10	0,08
	MCL	0,11	0,21	0,10	0,12
Dorsi-plantiflexão PB tornozelo	MOA	-0,35	-0,03	-0,21	-0,22
	MCL	-0,06	0,17	0,11	0,09

ADM: amplitude de movimento; MOA: membro acometido; MCL: membro contralateral; CI: contato inicial; AT: Apoio terminal; RC: resposta à carga, PB: pré-balanço. As caselas vermelhas indicam correlações negativas, enquanto as caselas azuis indicam correlações positivas, quanto mais próximo de -1 mais vermelho e quanto mais próximo de 1 mais azul. As diferenças significantemente estatísticas são ressaltadas em negrito.

Entre os parâmetros cinéticos, o pico de absorção de potência do quadril no MOA apresentou correlação positiva com o domínio dor ($p = 0,304$; valor- $p = 0,040$); Pico de absorção de potência do quadril no MCL apresentou correlação positiva com os domínios dor ($p = 0,292$; valor- $p = 0,049$), rigidez ($p = 0,411$; valor- $p = 0,005$), função física ($p = 0,352$; valor- $p = 0,016$) e total ($p = 0,383$; valor- $p = 0,009$); e o pico de

geração de potência do quadril no MOA apresentou correlação negativa com os domínios dor ($\rho = -0,371$; valor-p = 0,011), rigidez ($\rho = -0,323$; valor-p = 0,029), função física ($\rho = -0,36$; valor-p = 0,014) e total ($\rho = -0,389$; valor-p = 0,008) (Tabela 9).

Embora significativas, as correlações são consideradas fracas ($\rho < |0,490|$).

Tabela 9. Correlação de Spearman dos parâmetros cinéticos com o *Western Ontario e McMaster Index Arthritis*

Parâmetros cinéticos	Membro	Dor	Rigidez	Função física	Total
Pico do momento extensor quadril	MOA	-0,23	-0,08	-0,19	-0,21
	MCL	-0,25	0,04	-0,11	-0,13
Pico do momento flexor quadril	MOA	0,27	0,15	0,25	0,28
	MCL	0,21	0,15	0,28	0,28
Pico de absorção de potência quadril	MOA	0,30	0,27	0,22	0,27
	MCL	0,29	0,41	0,35	0,38
Pico de geração de potência quadril	MOA	-0,37	-0,32	-0,36	-0,39
	MCL	-0,26	-0,16	-0,21	-0,24
Pico do momento extensor joelho	MOA	-0,10	-0,06	0,07	0,03
	MCL	-0,20	-0,07	-0,02	-0,06
Pico do momento flexor joelho	MOA	-0,18	-0,07	-0,05	-0,08
	MCL	-0,08	-0,02	0,05	0,02
Pico de absorção de potência joelho	MOA	0,10	0,16	0,03	0,06
	MCL	0,17	0,14	0,00	0,05
Pico do momento de dorsiflexão tornozelo	MOA	0,00	0,11	0,10	0,10
	MCL	0,20	0,09	0,12	0,13
Pico do momento de plantiflexão tornozelo	MOA	-0,15	0,03	-0,06	-0,09
	MCL	0,01	0,08	-0,01	-0,01
Pico de absorção de potência tornozelo	MOA	0,24	0,07	0,07	0,13
	MCL	-0,02	-0,22	-0,03	-0,04
Pico de geração de potência tornozelo	MOA	-0,11	0,04	-0,02	-0,05
	MCL	-0,10	-0,10	-0,08	-0,11

MOA: membro acometido; MCL: membro contralateral. As caselas vermelhas indicam correlações negativas, enquanto as caselas azuis indicam correlações positivas, quanto mais próximo de -1 mais vermelho e quanto mais próximo de 1 mais azul. As diferenças significativamente estatísticas são ressaltadas em negrito.

4.2 Análises pós-protocolo de exercício resistido

Nas análises pós-protocolo de exercício resistido, 41 voluntários finalizaram as coletas de dados da marcha, sendo 28 mulheres e 13 homens, com idade média de 55 anos, variando entre 45 a 65 anos. Mesmo com a exclusão de 5 voluntários a amostra analisada nesta etapa é muito similar a amostra inicial. Foi observado que não

houve diferença na proporção de homens e mulheres na amostra em relação aos dados iniciais (Tabela 1). A proporção da gravidade da OA, de acordo com a classificação de KL, permaneceu semelhante aos dados iniciais, sendo 68,30% dos voluntários com OA leve. A tabela 10 demonstra a caracterização dos voluntários com OA de joelhos que finalizaram o protocolo de exercícios incluídos nas análises de marcha.

Tabela 10. Características demográficas e clínicas da amostra na avaliação final

Características da amostra	
Sexo, n(%)	
Feminino	28(68,3)
Masculino	13(31,7)
Membro mais acometido, n(%)	
Esquerdo	25(61)
Direito	16 (39)
Kellgren and Lawrence, n(%)	
OA leve	28 (68,3)
OA moderada	13(31,7)
Tipo de desvio, n(%)	
Neutro	24(58,5)
Varo	6(14,6)
Valgo	11(26,8)
Idade	
Média (DP)	55,0(5,3)
Mínimo – Máximo	45,0 - 65,0
Mediana (IIQ)	56,0(8,0)
Peso (Kg)	
Média (DP)	78,2(13,3)
Mínimo – Máximo	50,0 - 110,0
Mediana (IIQ)	76,0(13,0)
Altura (cm)	
Média (DP)	1,63(0,10)
Mínimo – Máximo	1,4 - 1,92
Mediana (IIQ)	1,64 (0,1)
IMC	
Média (DP)	29,2(3,3)
Mínimo – Máximo	22,3(35,3)
Mediana (IIQ)	29,8(5,4)
Tempo de sintomas em anos	
Média (DP)	3,9(3,9)
Mínimo – Máximo	0,6 - 20,0
Mediana (IIQ)	3,0(2,0)
Comprimento MOA	
Média (DP)	85,1(5,2)

continua...

...continuação

Mínimo – Máximo	71,5(95,4)
Mediana (IIQ)	85,0(3,5)
Comprimento MCL	
Média (DP)	85,0(5,2)
Mínimo – Máximo	71,2(95,0)
Mediana (IIQ)	85,0(3,5)

OA: Osteoartrose; DP: desvio padrão; IIQ: intervalo interquartilico; MOA: membro mais acometido; MCL: membro menos acometido. n=41.

4.2.1 Comparação entre os momentos pré e pós-protocolo de exercícios resistidos

Na tabela 11 são apresentadas as comparações dos parâmetros cinemáticos espaço-temporais entre os momentos pré e pós-protocolo de exercícios resistidos e todas apresentaram diferenças significativas (valores-p < 0,05).

Os parâmetros “Velocidade de marcha”, “Cadência”, “Tempo da passada” e “Tempo do passo” apresentaram médias maiores nas medidas pós-protocolo de exercícios resistidos, tanto no MOA ou MCL. Enquanto os parâmetros “Comprimento da passada”, “Comprimento do passo”, “Apoio simples” e “Apoio duplo” apresentaram médias menores, tanto no MOA ou MCL.

Tabela 11. Comparação pré x pós-protocolo de exercícios resistido: parâmetros cinemáticos espaço-temporais

Parâmetros espaço-temporais	Membro	Pré-protocolo	Pós-protocolo	Valor-p	Efeito	Intervalo Confiança	
						Inferior	Superior
Velocidade Marcha (m/s)	MOA	1,04 (0,17)	1,11 (0,16)	<0,001 ^{a*}	-0,711	-1,051	-0,364
	MCL	1,03 (0,17)	1,11 (0,16)	<0,001 ^{a*}	-0,708	-1,047	-0,361
Cadência Membro (passos/min)	MOA	106,7 (10,93)	110,63 (9,26)	<0,001 ^{a*}	-0,655	-0,989	-0,314
	MCL	106,8 (11,1)	110,66 (9,5)	<0,001 ^{a*}	-0,622	-0,954	-0,284
Tempo passada (s)	MOA	1,17 (0,13)	1,2 (0,14)	0,001 ^{a*}	-0,542	-0,867	-0,211
	MCL	1,16 (0,13)	1,2 (0,13)	0,001 ^{a*}	-0,582	-0,91	-0,248
Tempo passo (s)	MOA	0,59 (0,07)	0,6 (0,07)	0,020 ^{a*}	-0,377	-0,692	-0,058
	MCL	0,58 (0,07)	0,59 (0,07)	0,002 ^{a*}	-0,525	-0,849	-0,195
Comprimento Passada (m)	MOA	1,14 (0,12)	1,09 (0,09)	<0,001 ^{a*}	0,657	0,315	0,992
	MCL	1,14 (0,12)	1,09 (0,09)	<0,001 ^{a*}	0,681	0,337	1,018
Comprimento Passo (m)	MOA	0,57 (0,06)	0,55 (0,05)	<0,001 ^{a*}	0,629	0,29	0,961
	MCL	0,57 (0,06)	0,54 (0,05)	<0,001 ^{a*}	0,704	0,358	1,043
Apoio simples Membro (s)	MOA	0,41 (0,04)	0,4 (0,03)	0,039 ^{a*}	0,333	0,016	0,646
	MCL	0,41 (0,03)	0,4 (0,03)	<0,001 ^{a*}	0,637	0,297	0,969

continua...

...continuação

Apoio duplo Membro (s)	MOA	0,31 (0,08)	0,29 (0,07)	0,003 ^{b*}	0,461	0,136	0,781
	MCL	0,32 (0,09)	0,29 (0,09)	0,003 ^{b*}	0,504	0,176	0,827

MOA: membro mais acometido; MCL: membro menos acometido. * Diferença significativa ($p < 0,05$). ^a Dados apresentados como média (desvio padrão) – Teste t pareado. ^b Dados apresentados como mediana (Intervalo Interquartilico) – Teste de Wilcoxon.

A comparação dos parâmetros cinemáticos angulares se encontra na tabela 12. Foram observadas diferenças significativas após o protocolo de exercícios resistidos para: ADM da obliquidade pélvica, tanto no MOA (13% com valor- $p = 0,002$) como no MCL (25% com valor- $p < 0,001$); Flexão-extensão do quadril Valor mín no MOA (30% com valor- $p = 0,015$) e MCL (média pré = 36% com valor- $p = 0,019$); ADM de flexão-extensão do quadril no MOA (7% com valor- $p = 0,012$) e MCL (5,5% com valor- $p = 0,026$); e Dorsi-plantiflexão do tornozelo PB no MOA (6,33% com valor- $p = 0,037$) e MCL (9% com valor- $p = 0,004$). Para os demais parâmetros não encontramos diferenças significativas (valores- $p > 0,05$).

Tabela 12. Comparação pré x pós-protocolo de exercícios resistido: parâmetros cinemáticos angulares

Parâmetros cinemáticos angulares (°)	Membro	Pré-protocolo	Pós-protocolo	Valor-p	Efeito	Intervalo Confiança	
						Inferior	Superior
Pelve							
ADM versão	MOA	4,31 (2,53)	4,27 (1,79)	0,206 ^b	0,267	-0,046	0,577
	MCL	4,25 (2,25)	4,26 (1,88)	0,309 ^b	0,215	-0,096	0,524
ADM obliquidade	MOA	8,21 (3,25)	9,53 (2,97)	0,002 ^{a*}	-0,524	-0,848	-0,195
	MCL	6,95 (5,4)	9,21 (3,24)	<0,001 ^{b*}	-0,71	-1,050	-0,363
Quadril							
Flexão-extensão CI	MOA	38,25 (5,89)	36,17 (7,6)	0,086 ^a	0,275	-0,039	0,585
	MCL	38 (6,33)	35,46 (8,16)	0,056 ^a	0,308	-0,007	0,619
Flexão-extensão mín	MOA	-3,55 (7,75)	-5,1 (11,01)	0,015 ^{b*}	0,374	0,055	0,689
	MCL	-4,48 (6,06)	-7,07 (6,7)	0,019 ^{a*}	0,381	0,062	0,696
Flexão-extensão máx	MOA	42,21 (5,59)	40,68 (7,55)	0,173 ^a	0,217	-0,094	0,525
	MCL	41,38 (5,91)	39,55 (7,4)	0,13 ^a	0,242	-0,07	0,551
ADM flexão-extensão	MOA	43,91 (7,56)	47,08 (6,42)	0,012 ^{b*}	-0,431	-0,748	-0,108
	MCL	44,47 (6,16)	47,05 (6,26)	0,026 ^{b*}	-0,418	-0,735	-0,097
ADM adução-abdução	MOA	17,26 (3,57)	17,2 (3,86)	0,868 ^a	0,026	-0,28	0,332
	MCL	17,35 (3,92)	17,36 (3,86)	0,978 ^a	-0,004	-0,31	0,302
Joelho							
Flexão-extensão CI	MOA	1,8 (4,92)	1,37 (5,5)	0,5 ^a	0,106	-0,201	0,413
	MCL	1,47 (4,75)	0,18 (5,72)	0,073 ^a	0,287	-0,027	0,598
Flexão-extensão RC	MOA	14,31 (9,84)	14,13 (9,89)	0,943 ^b	-0,006	-0,312	0,3
	MCL	13,48 (6,94)	12,49 (8,22)	0,184 ^a	0,211	-0,1	0,519
Flexão-extensão mín	MOA	-0,4 (4,96)	-0,73 (5,27)	0,527 ^a	0,1	-0,208	0,406
	MCL	-1,35 (5,17)	-2,34 (5,59)	0,118 ^a	0,25	-0,063	0,559

continua...

...continuação

Flexão-extensão máx	MOA	57,57 (4,91)	58,32 (4,09)	0,169 ^a	-0,219	-0,527	0,092
	MCL	56,29 (5,65)	56,15 (5,14)	0,859 ^a	0,028	-0,278	0,334
ADM varo-valgo	MOA	4,9 (1,33)	4,88 (1,34)	0,923 ^a	0,015	-0,291	0,321
	MCL	5,01 (2,03)	4,98 (1,67)	0,418 ^b	0,099	-0,208	0,405
Tornozelo							
Dorsi-plantiflexão CI	MOA	-3,5 (2,78)	-3,73 (2,67)	0,523 ^a	0,101	-0,207	0,407
	MCL	-3,49 (3,36)	-3,54 (3,58)	0,915 ^a	0,017	-0,29	0,323
Dorsi-plantiflexão AT	MOA	13,47 (2,82)	12,88 (3,32)	0,12 ^a	0,248	-0,064	0,558
	MCL	12,69 (3,22)	12,16 (3,75)	0,147 ^a	0,231	-0,081	0,54
Dorsi-plantiflexão PB	MOA	-15,09 (5,55)	-16,11 (5,1)	0,037 ^{a*}	0,338	0,021	0,651
	MCL	-15,93 (4,64)	-17,42 (4,93)	0,004 ^{a*}	0,483	0,157	0,804

MOA: membro mais acometido; MCL: membro menos acometido; CI: contato inicial; RC: resposta à carga; AT: apoio terminal. * Diferença significativa ($p < 0,05$). ^a Dados apresentados como média (desvio padrão) – Teste t pareado. ^b Dados apresentados como mediana (intervalo interquartilico) – Teste de Wilcoxon.

Na tabela 13 são apresentadas as comparações para os parâmetros cinéticos. Encontramos diferenças significativas entre os momentos pré e pós-protocolo de exercícios resistidos para o pico do momento flexor do quadril no MOA (11% com valor- $p = 0,002$) e MCL (8,5% com valor- $p = 0,040$); pico do momento extensor do quadril no MOA (8% com valor- $p = 0,025$); pico de geração de potência do quadril no MOA (14,5% com valor- $p = 0,001$) e MCL (4,8% com valor- $p = 0,003$); pico de absorção de potência RC no MOA (3% com valor- $p = 0,028$); pico do momento de dorsiflexão do tornozelo no MOA (13,5% com valor- $p = 0,010$) e MCL (19% com valor- $p = 0,004$); pico de geração de potência do tornozelo no MOA (8% com valor- $p = 0,012$) e MCL (9% com valor- $p = 0,008$). Para os demais parâmetros não encontramos diferenças significativas (valores- $p > 0,05$).

Tabela 13. Comparação pré x pós-protocolo de exercícios resistido: parâmetros cinéticos

Parâmetros cinéticos	Membro	Pré-protocolo	Pós-protocolo	Valor-p	Efeito	Intervalo	
						Confiança	
						Inf.	Sup.
Quadril							
Pico do momento flexor (Nm/kg)	MOA	-0,77 (0,16)	-0,86 (0,15)	0,002 ^{a*}	0,517	0,188	0,841
	MCL	-0,78 (0,15)	-0,85 (0,19)	0,04 ^{a*}	0,331	0,014	0,643
Pico do momento extensor (Nm/kg)	MOA	0,55 (0,16)	0,6 (0,17)	0,025 ^{b*}	-0,331	-0,644	-0,015
	MCL	0,54 (0,23)	0,57 (0,21)	0,683 ^b	-0,047	-0,353	0,26
Pico de absorção de potência (Watts/kg)	MOA	-0,64 (0,35)	-0,78 (0,4)	0,059 ^b	0,251	-0,061	0,561
	MCL	-0,68 (0,33)	-0,72 (0,28)	0,418 ^b	0,109	-0,198	0,416
Pico de geração de potência (Watts/kg)	MOA	1,13 (0,5)	1,32 (0,68)	0,001 ^{b*}	-0,592	-0,921	-0,256
	MCL	1,19 (0,44)	1,25 (0,64)	0,003 ^{b*}	-0,519	-0,843	-0,19

continua...

...continuação

Joelho							
Pico do momento flexor (Nm/kg)	MOA	-0,31 (0,17)	-0,3 (0,16)	0,733 ^a	-0,054	-0,36	0,253
	MCL	-0,32 (0,18)	-0,34 (0,17)	0,253 ^a	0,181	-0,128	0,489
Pico do momento extensor (Nm/kg)	MOA	0,3 (0,19)	0,32 (0,22)	0,063 ^b	-0,318	-0,63	-0,002
	MCL	0,33 (0,2)	0,32 (0,21)	0,202 ^b	-0,215	-0,523	0,096
Pico de absorção de potência (Watts/kg)	MOA	-0,34 (0,41)	-0,35 (0,47)	0,028 ^{b*}	0,371	0,052	0,685
	MCL	-0,39 (0,51)	-0,38 (0,51)	0,48 ^b	0,104	-0,203	0,411
Tornozelo							
Pico do momento de dorsiflexão (Nm/kg)	MOA	-0,13 (0,05)	-0,15 (0,05)	0,01 ^{b*}	0,421	0,099	0,738
	MCL	-0,13 (0,07)	-0,16 (0,06)	0,004 ^{b*}	0,442	0,119	0,76
Pico do momento de plantiflexão (Nm/kg)	MOA	1,25 (0,23)	1,3 (0,28)	0,851 ^b	-0,08	-0,386	0,227
	MCL	1,22 (0,28)	1,26 (0,39)	0,995 ^b	0,003	-0,303	0,309
Pico de absorção de potência (Watts/kg)	MOA	-0,62 (0,16)	-0,66 (0,24)	0,145 ^a	0,232	-0,08	0,541
	MCL	-0,62 (0,27)	-0,62 (0,33)	0,521 ^b	-0,19	-0,498	0,12
Pico de geração de potência (Watts/kg)	MOA	3,42 (1,03)	3,72 (1,09)	0,012 ^{b*}	-0,412	-0,729	-0,091
	MCL	3,24 (0,95)	3,55 (0,78)	0,008 ^{a*}	-0,433	-0,751	-0,11

MOA: Membro mais acometido; MCL: Membro menos acometido. * Diferença significativa ($p < 0,05$).^a Dados apresentados como média (desvio padrão) – Teste t pareado. ^b Dados apresentados como mediana (intervalo interquartilico) – Teste de Wilcoxon.

4.2.2 Comparação do questionário *Western Ontario e McMaster Index Arthritis* entre os momentos pré e pós-protocolo de exercícios resistidos

Foram comparadas as medidas obtidas em cada domínio do questionário WOMAC entre os momentos pré e pós-protocolo de exercícios resistidos. Todos os domínios apresentaram diferenças significativas (valores- $p < 0,001$), sendo que após as 8 semanas os voluntários apresentaram 62,5% de redução no domínio dor e 64% de melhora no domínio função física. Os resultados são apresentados na tabela 14.

Tabela 14. Comparação pré x pós-protocolo de exercícios resistidos: questionário *Western Ontario e McMaster Index Arthritis*

Domínios WOMAC	Pré-protocolo	Pós-protocolo	Valor-p	Efeito	Intervalo confiança	
					Inferior	Superior
Dor	8 (4)	3 (3)	<0,001	1,518 ^{b*}	1,062	1,965
Rigidez	3 (2)	1 (2)	<0,001	0,925 ^{b*}	0,555	1,288
Função física	25 (17)	9 (9)	<0,001	1,376 ^{b*}	0,942	1,800
Total	37 (23)	13 (12)	<0,001	1,525 ^{b*}	1,068	1,973

WOMAC: questionário *Western Ontario e McMaster Index Arthritis*. * Diferença significativa ($p < 0,05$). ^b Dados apresentados como mediana (intervalo interquartilico) – Teste de Wilcoxon.

5 DISCUSSÃO

Na análise inicial da marcha foi verificado que os indivíduos com OA de joelhos sintomática, de grau leve a moderado, apresentavam, nos parâmetros cinemáticos espaço-temporais: redução da velocidade, aumento do comprimento da passada, e do tempo de duplo apoio. Nos parâmetros cinemáticos angulares: aumento da flexão do quadril no CI e no balanço, redução da extensão do quadril no pré-balanço, flexão do joelho no CI, redução da extensão do joelho no AT, redução da plantiflexão no CI e PB. E nos parâmetros cinéticos: menor pico do momento extensor e flexor e de absorção de potência do quadril, menor pico do momento flexor do joelho, menor pico do momento de dorsiflexão e plantiflexão, de absorção e geração de potência do tornozelo quando comparados ao banco de dados.

Entretanto, após o protocolo de exercícios resistidos, algumas destas alterações observadas na linha de base apresentaram melhora, sugerindo que a intervenção é uma estratégia potencialmente viável para redução do estresse articular e melhoria do padrão de marcha. Os resultados deste estudo são generalizáveis para pacientes com sobrepeso e com OA radiográfica tibiofemoral, sintomática, de grau leve a moderado.

Dos 46 voluntários analisados na linha de base, a média de idade foi de 55 anos, similar ao que diz a literatura referente à taxa de incidência da osteoartrose, que aumenta consideravelmente aos 50 anos.^(4,78) Em relação ao sexo, a maior prevalência foi de mulheres, corroborando com outros estudos que já demonstraram que o sexo feminino é mais prevalente entre as pessoas que desenvolvem OA de joelhos, sendo o gênero um fator de risco para o desenvolvimento da doença.^(79,80) Além disso, mulheres apresentam maior risco de incidência da OA pós-menopausa (55-60 anos).⁽⁷⁸⁾ Neste sentido, como exposto por Laspasio et al.⁽³²⁾ a epidemia da obesidade assume um papel importante na incidência da OA. O valor médio do IMC dos voluntários com OA de joelhos deste estudo se aproxima do valor de obesidade Classe I (IMC 30,0-34,9kg/m²), sendo característico de pré-obesidade.⁽⁸¹⁾ O IMC é amplamente utilizado na classificação da obesidade, que é fator de risco primário para incidência e progressão da OA predispondo os indivíduos às alterações metabólicas e maior sobrecarga articular, gerando maior incapacidade funcional.^(30,82)

Pela classificação radiográfica de KL,⁽⁷⁰⁾ 69,60% da amostra do

estudo apresentou osteoartrose leve, grau 2, que pode ter relação com a média do IMC deste grupo, que representa sobrepeso próximo à obesidade classe I. Uma revisão publicada em 2010⁽⁸³⁾ analisou ensaios clínicos que estudaram os fatores de risco para incidência da OA de joelhos e verificaram que indivíduos sem diagnóstico de OA, KL 0 no *baseline*, tiveram o seu desenvolvimento relacionado a obesidade ou fatores genéticos no *follow-up* de 30 meses. Valores de IMC mais altos aumentaram o risco de OA radiográfica leve KL 2 e de moderada à grave KL 3 e 4 entre joelhos que eram KL 0 e 1 no *baseline* respectivamente. Como os joelhos dos indivíduos que desenvolvem OA KL 3 ou 4 devem ter passado pelo estágio KL 2, isso fornece evidências indiretas de que a obesidade aumenta o risco de incidência de OA dos joelhos e também pode acelerar sua progressão.⁽⁸³⁾

Foi observado que 60,90% da amostra do estudo apresentou alinhamento estático neutro na avaliação radiográfica, favorecendo uma melhor distribuição de carga nos compartimentos do joelho durante o andar, o que explica as poucas modificações no plano coronal destes voluntários. As alterações de alinhamento que ocorrem durante a marcha são pertinentes para entender aspectos específicos da sobrecarga articular e considerando um alinhamento normal do joelho, 75% da carga é distribuída no compartimento medial. Um desalinhamento atua diretamente neste braço de alavanca modificando o momento de adução do joelho e aumentando a sobrecarga na articulação.⁽⁸⁴⁾ O número de voluntários que apresentaram desvio varo ou valgo foi pequeno impossibilitando inferências com relação ao alinhamento.

Na análise do GDI, foi observado que o valor dos voluntários com OA de joelhos permaneceu próximo de 80, representando 2 desvios da marcha considerada normal ($GDI \geq 100$).⁽⁴⁵⁾ Em contraste, outro estudo, analisou o impacto da OA de joelhos moderada a grave KL 3-4 no padrão da marcha utilizando o GDI como ferramenta e encontrou valores médios de 87.3 para o membro acometido e 88.3 para o membro contralateral em uma população de 40 pessoas com idade média de 65 anos.⁽⁴⁸⁾ A diferença entre estes valores pode ser explicada pela amostra referência utilizada para o cálculo do GDI, que no presente estudo foi uma população jovem e saudável. Outra explicação pode ser a comparação da idade dos voluntários entre os estudos, aproximadamente dez anos mais jovens que o grupo pesquisado por Naili et al.⁽⁴⁸⁾ além do grau de OA, com 68,3% da amostra do presente estudo apresentando KL 2.

Nas análises pré-protocolo de exercícios resistidos foi observado que os voluntários com OA de joelhos apresentavam velocidade da marcha

significativamente menor em comparação ao banco de dados, 1,05 *versus* 1,20m/s respectivamente, corroborando com a literatura que nos traz uma velocidade normal como aproximadamente 1,20-1,30m/s.^(16,19,35,85) Outros estudos já demonstraram que indivíduos com OA de joelhos caminham com velocidade reduzida (0,6 a 1m/s) quando comparados a controles, o que está associado com menor expectativa de vida e limitações na função física.^(25,86,87)

É relevante salientar que a velocidade é uma medida estável que apresenta variação de 1% por década de vida até aproximadamente os 62 anos em indivíduos saudáveis enquanto pacientes com OA de joelhos sintomática chegam a reduzir até 2,75% em um ano.⁽⁸⁸⁾ Portanto, considerando apenas a média de idade do grupo com OA de joelhos do presente estudo seria esperado uma menor diferença com relação aos jovens saudáveis como já observado em estudo prévio.⁽⁸⁵⁾

Assim, a redução da velocidade observada neste grupo, pode ter sido antecipada pela presença da doença associada a outros fatores além da idade. Deste modo, uma diminuição de 0,4m/s em um período de um ano apresenta um risco 32% maior de desenvolver OA de joelhos nos 24 meses subsequentes em comparação com um paciente sem alteração na velocidade de andar, acarretando maior preocupação para saúde coletiva a longo prazo.⁽⁸⁹⁾

Os voluntários com OA também demonstraram menor cadência, menor tempo da passada e do passo, maior comprimento da passada e do passo, e permaneceram mais tempo em duplo apoio. Outros estudos^(17,90) relataram que pacientes com OA de joelhos, aumentam o comprimento da passada e o tempo de duplo apoio com relação à saudáveis. Sugere-se que esta alteração diminua a sobrecarga na articulação, reduzindo os movimentos no membro acometido pela doença e equilibrando o peso corporal em ambos os membros inferiores, ou seja, atuando como um componente adaptativo para menor percepção de dor e desconforto durante o caminhar.^(17,25,90,91) Estas modificações também podem estar relacionadas à fraqueza dos músculos anteriores da coxa, uma vez que estes são responsáveis pela estabilidade dinâmica da articulação do joelho que é muito exigida durante o apoio simples.^(13,90,92)

Na cinemática angular foi observado neste estudo que os voluntários com OA andavam com aumento da flexão do quadril no CI e no balanço, redução da extensão do quadril no pré-balanço, flexão do joelho no CI, redução da extensão do joelho no AT, redução da plantiflexão no CI e no PB. Poucos estudos^(58,93,94) relatam as alterações que ocorrem nas articulações do quadril e tornozelo, em indivíduos com OA

de joelhos, e que podem colaborar com a caracterização da marcha e diagnóstico clínico precoce destes pacientes pelo fato delas influenciarem no movimento do joelho. Astephen et al.⁽¹³⁾ em um estudo que buscou identificar diferenças nas variáveis do quadril, joelho e tornozelo em pacientes com OA moderada (58.32 ± 9.31 anos) e grave (64.49 ± 7.75) e controles sem OA (50.27 ± 10.09 anos), demonstraram menores ADM redução do pico do ângulo de flexão do joelho somente no grupo com OA grave sintomática, este pode ser um dos motivos das poucas alterações observadas na articulação do joelho no nosso grupo com maioria de voluntários com OA leve.

Em concordância com os achados do presente estudo, nas observações prévias de comparação da biomecânica da marcha em indivíduos com OA moderada e OA grave de joelhos foi demonstrado que os indivíduos com OA apresentam redução da ADM no plano sagital das articulações do quadril, joelho e tornozelo, redução da extensão do quadril e redução do pico do ângulo de flexão do joelho com a gravidade da doença.^(12,58,94) Comparando o padrão de marcha de indivíduos jovens com adultos assintomáticos, com OA moderada e com OA grave foi observado que os 3 grupos de indivíduos mais velhos caminharam com os joelhos mais fletidos no CI em comparação ao grupo mais jovem saudável, e que foi significativamente maior no grupo com OA grave, sendo o aumento da idade e presença da OA associados à menor capacidade de estender o joelho.⁽⁵⁹⁾ Em idosos com OA de joelhos sintomática foi observada maior amplitude de tornozelo no plano sagital em comparação com controles sem OA sugerindo que possa ser um esforço compensatório que visa limitar a atividade da articulação do joelho, reduzindo assim os sintomas.⁽⁹³⁾

Em relação aos parâmetros cinéticos, foi observado que os voluntários com OA de joelhos caminhavam com menor pico do momento flexor e extensor, menor pico de absorção de potência do quadril, menor pico do momento flexor do joelho, menor pico do momento de dorsiflexão e plantiflexão, de absorção e geração de potência do tornozelo quando comparados ao banco de dados e em concordância com os achados de outros autores.⁽¹³⁾ As velocidades de andar mais baixas, como a observada neste grupo, foram associadas a uma menor magnitude de carga durante o pico inicial da força de reação do solo na fase de apoio.⁽⁸⁹⁾ Embora estejamos cientes de que a velocidade do andar, a cinemática e a cinética estão relacionadas, a velocidade reduzida está integrada aos sintomas da OA de joelhos, portanto controlá-la como covariável não foi interesse deste estudo.⁽¹³⁾ Assim, nosso objetivo foi observar os indivíduos caminhando na sua velocidade preferida para caracterizar um ambiente

biomecânico das articulações mais próximo do realizado nas atividades diárias.

No presente estudo, foram avaliadas possíveis associações entre os parâmetros da marcha e o questionário WOMAC, instrumento para quantificar a dor e a função física. Foram observadas correlações clinicamente insignificantes entre a ADM de flexão-extensão do quadril e o domínio função física, dorsiflexão do tornozelo e o domínio dor e dos picos de absorção e geração de potência do quadril com os domínios dor, rigidez e função física. A ausência de forte correlação, possivelmente está associada à intensidade de dor leve autorrelatada pelos voluntários. Estudo mostrou que pacientes que apresentam intensidade maior de dor no joelho tendem a apresentar redução dos momentos na articulação do joelho, sugerindo que quanto maior a dor maior a adaptação biomecânica para redução da carga na articulação tibiofemoral com o intuito de desacelerar o desgaste articular.⁽³⁵⁾

As observações no presente estudo colaboram para uma maior atenção na prática clínica dos indivíduos adultos com OA de joelhos sintomática e das compensações que podem existir nas articulações do quadril e tornozelo. O pico do momento de plantiflexão tem importância funcional na atividade do tornozelo para gerar impulso para frente durante a caminhada.⁽⁹³⁾ O fato de que o desempenho do tornozelo diminui significativamente com envelhecimento, quanto antes um indivíduo apresentar deficiências na atividade desta articulação, como no caso do grupo de adultos deste estudo com média de 55 anos, maior as chances de avanço da OA do joelho.

Observando as características cinemáticas e cinéticas dos voluntários deste estudo na linha de base, é possível especular que as modificações podem estar relacionadas não somente à doença, mas ao conjunto de fatores, que incluem: a sintomatologia, o sobrepeso, a fraqueza muscular sendo que a perda de força é também um problema nos pacientes com OA. Portanto a interpretação dos resultados exige cautela pelo fato da comparação dos voluntários ter sido feita com uma base de dados com média de 29 anos saudáveis e também estudos demonstrarem que estas alterações no plano sagital têm associação com a redução da velocidade da marcha, IMC mais elevados, e a redução da força muscular do quadríceps em indivíduos saudáveis.^(85,95) Independente disto as observações despertam atenção para estes sinais que aceleram a perda da eficiência da marcha dos adultos diagnosticados com OA de joelhos e colaboram com a sua progressão.

Pensando na saúde coletiva, seguir um programa de exercícios resistidos é uma alternativa interessante e de baixo custo para o tratamento dos sintomas

e também para postergar o avanço da incapacidade na OA de joelhos. Alguns protocolos de exercícios foram identificados como importantes meios de prevenção e tratamento da OA nesta articulação, incluindo treinamento de força muscular do quadríceps femoral.^(14,50,65) A fraqueza do quadríceps resulta em redução da capacidade de absorção das forças de reação do solo, alterando o controle neuromuscular da articulação e é um sinal clínico comumente associado a OA de joelhos.⁽⁵⁰⁾ Sua força está relacionada ao momento extensor do joelho na fase inicial do apoio, e uma diminuição afeta tanto o movimento desta articulação quanto a velocidade do andar,^(17,96) como observado nos indivíduos deste estudo na avaliação inicial que caminhavam com velocidade reduzida e flexão do joelho no CI. Na marcha normal⁽⁴⁰⁾ o joelho flexiona logo após o CI e então estende novamente no apoio médio, exigindo força e controle do quadríceps, já os pacientes com OA de joelhos⁽⁹⁶⁾ caminham com flexão do joelho no CI e redução da extensão no apoio simples.

Com a progressão da OA de joelhos, a velocidade, a cadência e o comprimento da passada tendem a diminuir, em contrapartida, o tempo da passada e de duplo apoio aumentam como uma adaptação para redução dos desconfortos ao andar,⁽⁸⁶⁾ como observado neste grupo pré-protocolo. Na avaliação final, após a realização do protocolo de exercícios resistidos, foi observado que todos os parâmetros cinemáticos espaço-temporais dos voluntários sofreram alterações com a tendência de se aproximarem dos valores da marcha considerada normal.⁽⁴⁰⁾ Houve aumento da velocidade comparado à linha de base, sendo uma variável fundamental na qualidade de vida e diminuição do risco de quedas e mortalidade.⁽⁸⁷⁾ Também houve aumento da cadência, do tempo de passada e do passo. Ademais diminuíram o comprimento de passada e do passo, bem como o tempo de permanência em duplo apoio.

As melhoras nestes parâmetros espaço-temporais estão de acordo com estudo prévio que realizou análise da marcha de 50 indivíduos chineses com OA de joelhos leve a moderada e idade média de 56,3 anos, e verificou que após 12 semanas de um protocolo de exercícios envolvendo fortalecimento e alongamento, houve aumento da cadência e diminuição do tempo de permanência no apoio.⁽⁶⁵⁾ Rashid et al.⁽²⁵⁾ também apresentaram resultados semelhantes após comparar o efeito de dois programas de exercícios durante 12 semanas (3 sessões/semana) em pacientes com OA leve e moderada com média de idade e IMC próximas ao do presente estudo.

Nos parâmetros cinemáticos angulares ocorreu um aumento da amplitude da obliquidade pélvica, aumento da extensão do quadril no apoio simples,

aumento da amplitude de flexão-extensão do quadril em todo o ciclo e aumento da plantiflexão no PB. Embora não possamos afirmar se esta melhora ocorreu pelo fortalecimento, pela redução dos sintomas ou pelo aumento da velocidade este é um resultado positivo e interessante visto que o protocolo deste estudo teve duração de apenas 8 semanas com 3 exercícios que não envolviam o treinamento dos adutores e abdutores do quadril, nem os músculos do tornozelo diretamente. Além disso, o controle do movimento do quadril é fundamental para melhor distribuição de carga no joelho⁽⁹⁷⁾ e também o aumento da plantiflexão no PB observado, já que, com o avanço da idade, este foi associado a uma mudança na geração de potência da articulação do tornozelo afetando o funcionamento das proximais (joelho e quadril).⁽⁹⁸⁾

Nos parâmetros cinéticos, foi observado que os voluntários aumentaram o pico do momento flexor do quadril no MOA e MCL e o pico do momento extensor no MOA em direção aos valores da marcha vista nos indivíduos saudáveis, bem como do pico de geração de potência do quadril no MOA e MCL, do pico de absorção de potência no joelho no MOA, do pico do momento de dorsiflexão no MOA e MCL e do pico de geração de potência do tornozelo no MOA e MCL. Ko et al.⁽⁹³⁾ observaram modificações similares na marcha de indivíduos idosos com e sem OA em um estudo longitudinal. Eles demonstraram que a velocidade da marcha foi menor para idosos com OA (sintomáticos e assintomáticos = 1,09m/s) em comparação aos controles (1,17m/s), que a amplitude do tornozelo no plano sagital foi significativamente maior nos pacientes sintomáticos em comparação aos sem sintomas e aos controles e também verificaram que os participantes com OA apresentaram menor potência de geração do quadril, maior absorção de potência do joelho e menor geração de potência do tornozelo em comparação aos controles sem OA. Assim, estes achados permitem explorar a relação das alterações encontradas em nosso estudo com a doença sintomática, sendo importante destacar a diferença de faixa etária, os voluntários eram 20 anos mais jovens dos que os pacientes analisados por KO, com OA em estágios menos grave. Sabemos igualmente que os sintomas podem influenciar mais do que a patomecânica da doença, como proposto por Astephen et al.,⁽¹³⁾ e é uma informação importante para análise no presente estudo pois na avaliação final da marcha, após o protocolo de exercícios resistidos, os voluntários apresentavam significativamente menos dor e melhora da função física pelo WOMAC o que também pode ter colaborado para melhora dos parâmetros.

Apesar de estudos^(50,63,99) anteriores terem analisado efeitos do

exercício físico na marcha de pacientes com OA de joelhos, todos focaram somente em alguns parâmetros, com protocolos de objetivos distintos, tornando difícil corroborar os achados com uma visão mais global da marcha destes pacientes pré e pós-intervenção. Em protocolo que mais se assemelha ao do presente estudo, porém com duração de 12 semanas e sobrecarga de 60-85% 1RM, incluindo aquecimento em esteira ou cicloergômetro 5-10 minutos, cadeira extensora, *leg press* e afundo (3 séries de 10 repetições), foi observado ao final do protocolo 3% de aumento na velocidade auto-selecionada, redução de 43% da dor e 62% de melhora da função física. Assim, nosso estudo, após 8 semanas, a velocidade auto-selecionada aumentou 6,8%, a dor reduziu 62,5% e a função física melhorou 64,9%. A escolha do exercício afundo no estudo de DeVita et al.,⁽⁶⁷⁾ que exige boa habilidade de execução, para um grupo de pacientes com OA de joelhos sintomática variando de 1 a 4 pela classificação de KL pode justificar estas diferenças nos resultados.

A redução dos sintomas deve estar entre os objetivos do tratamento dos pacientes com OA de joelhos, tanto para aderência às atividades físicas quanto realização das atividades diárias. Estudo que quantificou o impacto da dor na biomecânica da marcha de pacientes com OA de joelhos, mostrou que os que relatam dor demonstram maiores momentos articulares e maior co-ativação muscular do que os que não apresentam dor.⁽¹⁹⁾ Foi observado também que entre os três domínios avaliados por meio do WOMAC, a dor foi o que apresentou proporcionalmente a maior pontuação. Este resultado foi semelhante ao demonstrado por outro estudo que relata que a dor está entre os principais sintomas da OA e apresenta variações de acordo com a sobrecarga no joelho.⁽⁹²⁾

Este estudo possui limitações, dentre elas o não cegamento das fisioterapeutas, a utilização de um banco de dados de jovem saudáveis como referência na linha de base e a falta de um grupo controle para uma adequada compreensão do impacto do exercício resistido nos parâmetros da marcha. Apesar destas limitações, é importante ressaltar que os voluntários tinham sintomatologia de 3,8 anos e melhoraram significativamente em 8 semanas de protocolo, o que é um ponto importante para ser considerado.

Uma vez que o estudo visou compreender as características da marcha entre os indivíduos com OA de joelhos sintomática, de grau leve a moderado, utilizando uma análise tridimensional da marcha padrão ouro pré e após um protocolo de exercícios resistidos, delineado para ganho de força, de fácil reprodução, os

resultados fornecem uma base sólida para que clínicos e futuros ensaios clínicos randomizados controlados considerem as mudanças que ocorrem nos parâmetros da marcha das articulações do quadril e tornozelo nos estágios iniciais da osteoartrose tibiofemoral sintomática para estratégias de intervenção.

6 CONCLUSÕES

1. Dos voluntários com osteoartrose de joelhos, analisados na linha de base, a média de idade foi de 55 anos, com maior prevalência de mulheres, valor de índice de massa corporal próximo ao valor de obesidade Classe I, aproximadamente 4 anos de sintomatologia, e a maioria sem desvios dos membros inferiores;

2. Todos os parâmetros cinemáticos espaço-temporais, angulares e cinéticos das articulações do quadril, joelho e tornozelo dos voluntários com osteoartrose de joelhos apresentavam alterações na linha de base, sendo diferentes da marcha considerada normal, colaborando para redução da função física ao longo do tempo;

3. Após a realização do protocolo de exercícios resistidos com duração de oito semanas foram observadas diferenças em todos os parâmetros cinemáticos espaço-temporais, com efeito médio a grande. Bem como dos parâmetros pico do momento flexor e de geração de potência do quadril, do pico do momento de dorsiflexão e geração de potência do tornozelo, com efeito pequeno a médio. Esses resultados, combinados com redução da dor e melhora da função física, indicam este protocolo como promissor para futuros ensaios clínicos controlados randomizados e reforçam a importância da análise biomecânica das articulações do quadril, joelho e tornozelo nos estágios iniciais da osteoartrite do joelho sintomática.

7 ANEXO**Anexo 1.** Questionário *Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index***INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES**

Nas seções A, B e C as questões serão feitas no seguinte formato, e você deverá responder marcando um "X" nos quadrados abaixo.

NOTA:**1. Se você colocar o "X" no quadrado da esquerda, ex.:**

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

Você está indicando que não sente qualquer dor.

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

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

Você está indicando que sua dor é muito forte.

3. Favor observe:

- a. Que quanto mais para a direita você colocar o "X", mais dor você está sentindo.
- b. Que quanto mais para a esquerda você colocar o "X", menos dor você está sentindo
- c. Favor não colocar o "X" fora dos quadrados.

Você será solicitado a indicar neste tipo de escala a quantidade de dor, rigidez ou incapacidade física que você está sentindo. Favor lembrar que quanto mais para a direita você marcar o "X", maior dor, rigidez ou incapacidade física você está sentindo.

SEÇÃO A
INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES

A questão abaixo refere-se a intensidade da dor que você geralmente sente devido a artrose em seu joelho. Para cada situação, por favor marque a intensidade da dor sentida nas últimas 72 horas (favor marcar suas respostas com um "X").

Questão:

Quanta dor você tem?

1- Caminhando numa superfície plana.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

2- Subindo ou descendo escadas.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

3- A noite, deitado na cama.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

4- Sentando ou deitando.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

5- Ficando em pé.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

SEÇÃO B

INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES

As seguintes questões referem-se a intensidade de rigidez articular (não a dor) que você vem sentindo em seu joelho nas últimas 72 horas. Rigidez é uma sensação de restrição ou lentidão na maneira como você move suas articulações (favor marcar suas respostas com um "X")

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

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

2- Qual a intensidade da rigidez após sentar-se, deitar-se ou descansar durante o dia?

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

SEÇÃO C

INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES

As seguintes questões referem-se à sua atividade física. Isto quer dizer, sua habilidade para locomover-se e para cuidar-se. Para cada uma das seguintes atividades, por favor marque o grau da dificuldade que você vem sentindo nas últimas 72 horas devido a artrose em seu joelho (favor marcar suas respostas com um "X").

Questão: Qual é o grau da dificuldade que você tem :

1- Descendo escadas.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

2- Subindo escadas.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

3- Levantando-se de uma cadeira.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

4- Ficando em pé.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

5- Curvando-se para tocar o chão.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

6- Caminhando no plano.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

7- Entrando ou saindo do carro.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

8- Fazendo compras.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

9- Colocando as meias / meias-calça.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

10- Levantando da cama.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

11- Tirando as meias / meias-calça.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

12- Deitando na cama.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

13- Entrando ou saindo do banho.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

14- Sentando-se.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

15- Sentando-se ou levantando-se do vaso sanitário.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito Forte ☐

16- Fazendo tarefas domésticas pesadas.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

17- Fazendo tarefas domésticas leves.

Nenhuma ☐ Leve ☐ Moderada ☐ Forte ☐ Muito forte ☐

Fonte: Fernandes MI. Tradução e validação do questionário de qualidade de vida específico para osteoartrose WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) para a língua portuguesa [tese]. São Paulo: Universidade Federal de São Paulo, Escola Paulista de Medicina; 2002. Disponível em: <http://repositorio.unifesp.br/bitstream/handle/11600/19401/Tese-7891.pdf;jsessionid=F71B188BDB5F24C7257B254678F9CB66?sequence=1>.⁽⁷⁵⁾

8 REFERÊNCIAS

1. Vos T, Abajobir AA, Abate KH, Abbafati C, Abbas KM, Abd-Allah F, et al. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 328 diseases and injuries for 195 countries, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *Lancet*. 2017;390(10100):1211–59.
2. Tateuchi H. Gait- and postural-alignment-related prognostic factors for hip and knee osteoarthritis: toward the prevention of osteoarthritis progression. *Phys Ther Res*. 2019;22(1):31–7.
3. Messier SP, Beavers DP, Herman C, Hunter DJ, DeVita P. Are unilateral and bilateral knee osteoarthritis patients unique subsets of knee osteoarthritis? A biomechanical perspective. *Osteoarthritis Cartilage*. 2016;24(5):807–13.
4. Neogi T, Zhang Y. Epidemiology of osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am*. 2013;39(1):1–19.
5. Kumar D, Souza RB, Subburaj K, MacLeod TD, Singh J, Calixto NE, et al. Are there sex differences in knee cartilage composition and walking mechanics in healthy and osteoarthritis populations? *Clin Orthop Relat Res*. 2015;473(8):2548–58.
6. Hawker GA. Osteoarthritis is a serious disease. *Clin Exp Rheumatol*. 2019;37(5 Suppl 120):3–6.
7. Turkiewicz A, Petersson IF, Björk J, Hawker G, Dahlberg LE, Lohmander LS, et al. Current and future impact of osteoarthritis on health care: a population-based study with projections to year 2032. *Osteoarthritis Cartilage*. 2014;22(11):1826–32.
8. Kawaji H, Kojima S. Effect of altered sagittal-plane knee kinematics on loading during the early stance phase of gait. *Gait Posture*. 2019;74:108–13.
9. Liu YH, Wei IP, Wang TM, Lu TW, Lin JG. Immediate effects of acupuncture treatment on intra- and inter-limb contributions to body support during gait in patients with bilateral medial knee osteoarthritis. *Am J Chin Med*. 2017;45(1):23–35.
10. Zhang Z, Wang L, Hu K, Liu Y. Characteristics of plantar loads during walking in patients with knee osteoarthritis. *Med Sci Monit*. 2017;23(57):5714–9.
11. Bannuru RR, Osani MC, Vaysbrot EE, Arden NK, Bennell K, Bierma-Zeinstra SM, et al. OARSI guidelines for the non-surgical management of knee, hip, and polyarticular osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2019;27(11):1578–89.
12. Zeni JA Jr, Higginson JS. Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of altered walking speed? *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009;24(4):372–8.
13. Astephen Wilson JL, Stanish WD, Hubley-Kozey CL. Asymptomatic and symptomatic individuals with the same radiographic evidence of knee osteoarthritis walk with different knee moments and muscle activity. *J Orthop Res*. 2017;35(8):1661–70.
14. Tanaka R, Ozawa J, Kito N, Moriyama H. Effects of exercise therapy on walking ability in individuals with knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Clin Rehabil*. 2016;30(1):36–52.

15. Mills K, Hunt MA, Ferber R. Biomechanical deviations during level walking associated with knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2013;65(10):1643–65.
16. Fenton SA, Neogi T, Dunlop D, Nevitt M, Doherty M, Duda JL, et al.; Multicenter Osteoarthritis Group. Does the intensity of daily walking matter for protecting against the development of a slow gait speed in people with or at high risk of knee osteoarthritis? An observational study. *Osteoarthritis Cartilage*. 2018;26(9):1181–9.
17. Favre J, Jolles BM. Gait analysis of patients with knee osteoarthritis highlights a pathological mechanical pathway and provides a basis for therapeutic interventions. *EFORT Open Rev*. 2017;1(10):368–74.
18. Alkjaer T, Raffalt PC, Dalsgaard H, Simonsen EB, Petersen NC, Bliddal H, et al. Gait variability and motor control in people with knee osteoarthritis. *Gait Posture*. 2015;42(4):479–84.
19. Boyer KA, Hafer JF. Gait mechanics contribute to exercise induced pain flares in knee osteoarthritis. *BMC Musculoskelet Disord*. 2019;20(1):107.
20. Liu YH, Wang TM, Wei IP, Lu TW, Hong SW, Kuo CC. Effects of bilateral medial knee osteoarthritis on intra- and inter-limb contributions to body support during gait. *J Biomech*. 2014;47(2):445–50.
21. McAlindon TE, Bannuru RR, Sullivan MC, Arden NK, Berenbaum F, Bierma-Zeinstra SM, et al. OARSI guidelines for the non-surgical management of knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2014;22(3):363–88.
22. Ferretti M, Gassner R, Wang Z, Perera P, Deschner J, Sowa G, et al. Biomechanical signals suppress proinflammatory responses in cartilage: early events in experimental antigen-induced arthritis. *J Immunol*. 2006;177(12):8757–66.
23. Fransen M, McConnell S, Harmer AR, Van der Esch M, Simic M, Bennell KL. Exercise for osteoarthritis of the knee: a Cochrane systematic review. *Br J Sports Med*. 2015;49(24):1554–7.
24. Park SK, Kobsar D, Ferber R. Relationship between lower limb muscle strength, self-reported pain and function, and frontal plane gait kinematics in knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2016;38:68–74.
25. Rashid SA, Moiz JA, Sharma S, Raza S, Rashid SM, Hussain ME. Comparisons of neuromuscular training versus quadriceps training on gait and WOMAC index in patients with knee osteoarthritis and varus malalignment. *J Chiropr Med*. 2019;18(1):1–8.
26. Elbaz A, Mor A, Segal G, Debi R, Shazar N, Herman A. Novel classification of knee osteoarthritis severity based on spatiotemporal gait analysis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2014;22(3):457–63.
27. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Projeção da população do Brasil e das Unidades da Federação [Internet]. Rio de Janeiro: Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística; 2018 [citado 2018 Fev 5]. Disponível em: <https://www.ibge.gov.br/apps/populacao/projecao/index.html>
28. Sociedade Brasileira de Reumatologia. Osteoartrite (artrose): cartilha para pacientes [Internet]. São Paulo: São Paulo: Sociedade Brasileira de Reumatologia; 2011 [citado 2020 Maio 19]. Disponível em: <https://www.reumatologia.org.br/doencas-reumaticas/osteoartrite-artrose>

29. Miranda VS, Decarvalho VB, Machado LA, Dias JM. Prevalence of chronic musculoskeletal disorders in elderly Brazilians: a systematic review of the literature. *BMC Musculoskelet Disord*. 2012;13(1):82.
30. Blazek K, Asay JL, Erhart-Hledik J, Andriacchi T. Adduction moment increases with age in healthy obese individuals. *J Orthop Res*. 2013;31(9):1414–22.
31. Sharma L, Kwok K, Lee JJ, Cauley J, Jackson R, Hochberg M, et al. Development and validation of risk stratification trees for incident slow gait speed in persons at high risk for knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*. 2019;78(10):1412–9.
32. Lespasio MJ, Piuze NS, Husni ME, Muschler GF, Guarino A, Mont MA. Knee osteoarthritis: a primer. *Perm J*. 2017;21:16–183.
33. Hunter DJ, Bierma-Zeinstra S. Osteoarthritis. *Lancet*. 2019;393(10182):1745–59.
34. Tasci Bozbas G, Sendur OF, Aydemir AH. Primary knee osteoarthritis increases the risk of falling. *J Back Musculoskeletal Rehabil*. 2017;30(4):785–9.
35. Chehab EF, Favre J, Erhart-Hledik JC, Andriacchi TP. Baseline knee adduction and flexion moments during walking are both associated with 5 year cartilage changes in patients with medial knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2014;22(11):1833–9.
36. Chang AH, Moisio KC, Chmiel JS, Eckstein F, Guermazi A, Prasad PV, et al. External knee adduction and flexion moments during gait and medial tibiofemoral disease progression in knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2015;23(7):1099–106.
37. Vincent KR, Vincent HK. Resistance exercise for knee osteoarthritis Kevin. *PM R*. 2012;4(5 Suppl):S45-52.
38. Meireles S, Wesseling M, Smith CR, Thelen DG, Verschueren S, Jonkers I. Medial knee loading is altered in subjects with early osteoarthritis during gait but not during step-up-and-over task. *PLoS One*. 2017;12(11):e0187583.
39. Naili JE, Broström EW, Clausen B, Holsgaard-Larsen A. Measures of knee and gait function and radiographic severity of knee osteoarthritis - a cross-sectional stud. *Gait Posture*. 2019;74:20–6.
40. Perry J. *Análise de marcha*. Vol. 1. Barueri: Manole; 2005.
41. Sacco I, Tanaka C. *Cinesiologia e biomecânica dos complexos articulares*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2008.
42. Malouin F, Richards CL. Preparatory adjustments during gait initiation in 4-6-year-old children. *Gait Posture*. 2000;11(3):239–53.
43. Delisa JA. *Medicina de reabilitação: princípios e prática*. São Paulo: Manole; 1992.
44. Rosenlund S, Holsgaard-Larsen A, Overgaard S, Jensen C. The Gait Deviation Index is associated with hip muscle strength and patient-reported outcome in patients with severe hip osteoarthritis - a cross-sectional study. *PLoS One*. 2016;11(4):e0153177.
45. Esbjörnsson AC, Rozumalski A, Iversen MD, Schwartz MH, Wretenberg P, Broström EW. Quantifying gait deviations in individuals with rheumatoid arthritis using the Gait Deviation Index. *Scand J Rheumatol*. 2014;43(2):124–31.

46. Vaughan CL, Davis BL, O'Connor JC. Dynamics of human gait. 2nd ed. Cape Town: Kiboho; 1999. Figure 2.5, The normal gait cycle of an 8-yearold boy; p. 9.
47. Schwartz MH, Rozumalski A. The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture*. 2008;28(3):351–7.
48. Naili JE, Esbjörnsson AC, Iversen MD, Schwartz MH, Hedström M, Häger CK, et al. The impact of symptomatic knee osteoarthritis on overall gait pattern deviations and its association with performance-based measures and patient-reported outcomes. *Knee*. 2017;24(3):536–46.
49. Kirk D, Cooke C, Flintoff A, McKenna J. Key concepts in sport and exercise sciences. London: Sage; 2008.
50. Bennell KL, Kyriakides M, Metcalf B, Egerton T, Wrigley TV, Hodges PW, et al. Neuromuscular versus quadriceps strengthening exercise in patients with medial knee osteoarthritis and varus malalignment: a randomized controlled trial. *Arthritis Rheumatol*. 2014;66(4):950–9.
51. Kean CO, Hinman RS, Wrigley TV, Lim BW, Bennell KL. Impact loading following quadriceps strength training in individuals with medial knee osteoarthritis and varus alignment. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2017;42:20–4.
52. Brisson NM, Stratford PW, Maly MR. Relative and absolute test-retest reliabilities of biomechanical risk factors for knee osteoarthritis progression: benchmarks for meaningful change. *Osteoarthritis Cartilage*. 2018;26(2):220–6.
53. Hunt MA, Charlton JM, Krowchuk NM, Tse CT, Hatfield GL. Clinical and biomechanical changes following a 4-month toe-out gait modification program for people with medial knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *Osteoarthritis Cartilage*. 2018;26(7):903–11.
54. Granacher U, Muehlbauer T, Gruber M. A qualitative review of balance and strength performance in healthy older adults: impact for testing and training. *J Aging Res*. 2012;2012:708905.
55. Holm PM, Schroder HM, Wernbom M, Skou ST. Low-dose strength training in addition to neuromuscular exercise and education in patients with knee osteoarthritis in secondary care - a randomized controlled trial. *Osteoarthritis Cartilage*. 2020;28(6):744–54.
56. American College of Sports Medicine. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc*. 2009;41(3):687–708.
57. Minshull C, Gleeson N. Considerations of the principles of resistance training in exercise studies for the management of knee osteoarthritis: a systematic review. *Arch Phys Med Rehabil*. 2017;98(9):1842–51.
58. Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ. Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *J Orthop Res*. 2008;26(3):332–41.
59. Favre J, Erhart-Hledik JC, Andriacchi TP. Age-related differences in sagittal-plane knee function at heel- strike of walking are increased in osteoarthritic patients. *Osteoarthr Cartilage*. 2014;22(3):464–71.
60. Milner CE, Meardon SA, Hawkins JL, Willson JD. Walking velocity and step length adjustments affect knee joint contact forces in healthy weight and obese adults. *J Orthop Res*. 2018;36(10):2679–86.

61. Calder KM, Acker SM, Arora N, Beattie KA, Callaghan JP, Adachi JD, et al. Knee power is an important parameter in understanding medial knee joint load in knee osteoarthritis. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2014;66(5):687–94.
62. Davis HC, Luc-Harkey BA, Seeley MK, Troy Blackburn J, Pietrosimone B. Sagittal plane walking biomechanics in individuals with knee osteoarthritis after quadriceps strengthening. *Osteoarthritis Cartilage*. 2019;27(5):771–80.
63. Chang SY, Lin YJ, Hsu WC, Hsieh LF, Lin YH, Chang CC, et al. Exercise alters gait pattern but not knee load in patients with knee osteoarthritis. *Biomed Res Int*. 2016;2016:7468937.
64. Kobsar D, Osis ST, Hettinga BA, Ferber R. Gait biomechanics and patient-reported function as predictors of response to a hip strengthening exercise intervention in patients with knee osteoarthritis. *PLoS One*. 2015;10(10):e0139923.
65. Wang H, Ma Y, Guo Y, Pan Y. Effects of exercise therapy for knee osteoarthritis. *Int J Clin Exp Med*. 2018;11(9):10009–14.
66. Na A, Piva SR, Buchanan TS. Influences of knee osteoarthritis and walking difficulty on knee kinematics and kinetics. *Gait Posture*. 2018;61:439–44.
67. DeVita P, Aaboe J, Bartholdy C, Leonardis JM, Bliddal H, Henriksen M. Quadriceps-strengthening exercise and quadriceps and knee biomechanics during walking in knee osteoarthritis: a two-centre randomized controlled trial. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2018;59:199–206.
68. Penninx BW, Abbas H, Ambrosius W, Nicklas BJ, Davis C, Messier SP, et al. Inflammatory markers and physical function among older adults with knee osteoarthritis. *J Rheumatol*. 2004;31(10):2027–31.
69. Williams VJ, Piva SR, Irrgang JJ, Crossley C, Fitzgerald GK. Comparison of reliability and responsiveness of patient-reported clinical outcome measures in knee osteoarthritis rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2012;42(8):716–23.
70. Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis*. 1957;16:494-502.
71. Collins NJ, Hart HF, Mills KAG. Osteoarthritis year in review 2018: rehabilitation and outcomes. *Osteoarthritis Cartilage*. 2019;27(3):378–91.
72. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*. 1990;8(3):383-92
73. Derrick TR, van den Bogert AJ, Cereatti A, Dumas R, Fantozzi S, Leardini A. ISB recommendations on the reporting of intersegmental forces and moments during human motion analysis. *J Biomech*. 2020;99:109533.
74. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al.; Standardization and Terminology Committee of the International Society of Biomechanics. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech*. 2002;35(4):543–8.
75. Fernandes MI. Tradução e validação do questionário de qualidade de vida específico para osteoartrose WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) para a língua portuguesa [tese]. São Paulo: Universidade Federal de São Paulo, Escola Paulista de Medicina; 2002.

Disponível em: <http://repositorio.unifesp.br/bitstream/handle/11600/19401/Tese-7891.pdf;jsessionid=F71B188BDB5F24C7257B254678F9CB66?sequence=1>

76. Kapstad H, Hanestad BR, Langeland N, Rustoen T, Stavem K. Cutpoints for mild, moderate and severe pain in patients with osteoarthritis of the hip or knee ready for joint replacement surgery. *BMC Musculoskelet Disord*. 2008;9:55.
77. Altman DG. *Practical statistics for medical research*. London: Chapman & Hall/CRC; 1991.
78. Prieto-Alhambra D, Judge A, Javaid MK, Cooper C, Diez-Perez A, Arden NK. Incidence and risk factors for clinically diagnosed knee, hip and hand osteoarthritis: influences of age, gender and osteoarthritis affecting other joints. *Ann Rheum Dis*. 2014;73(9):1659–64.
79. Ro DH, Lee DY, Moon G, Lee S, Seo SG, Kim SH, et al. Sex differences in knee joint loading: cross-sectional study in geriatric population. *J Orthop Res*. 2017;35(6):1283–9.
80. Phinyomark A, Osis ST, Hettinga BA, Kobsar D, Ferber R. Gender differences in gait kinematics for patients with knee osteoarthritis. *BMC Musculoskelet Disord*. 2016;17:157.
81. World Health Organization. Obesity and overweight [Internet]. Geneva: World Health Organization; 2021 [cited 2020 May 19]. Available from: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/obesity-and-overweight>
82. Paterson KL, Sosdian L, Hinman RS, Wrigley TV, Kasza J, Dowsey M, et al. The influence of sex and obesity on gait biomechanics in people with severe knee osteoarthritis scheduled for arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2017;49:72–7.
83. Zhang Y, Niu J, Felson DT, Choi HK, Nevitt M, Neogi T. Methodologic challenges in studying risk factors for progression of knee osteoarthritis. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2010;62(11):1527–32.
84. Turcot K, Aissaoui R, Boivin K, Pelletier M, Hagemeister N, de Guise JA. The responsiveness of three-dimensional knee accelerations used as an estimation of knee instability and loading transmission during gait in osteoarthritis patient's follow-up. *Osteoarthritis Cartilage*. 2009;17(2):213–9.
85. Duffell LD, Jordan SJ, Cobb JP, McGregor AH. Gait adaptations with aging in healthy participants and people with knee-joint osteoarthritis. *Gait Posture*. 2017;57:246–51.
86. Clermont CA, Barden JM. Accelerometer-based determination of gait variability in older adults with knee osteoarthritis. *Gait Posture*. 2016;50:126–30.
87. Studenski S, Perera S, Patel K, Rosano C, Faulkner K, Inzitari M, et al. Gait speed and survival in older adults. *JAMA*. 2011;305(1):50–8.
88. Middleton A, Fritz SL, Lusardi M. Walking speed: the functional vital sign. *J Aging Phys Act*. 2015;23(2):314–22.
89. Herzog MM, Driban JB, Cattano NM, Cameron KL, Tourville TW, Marshall SW, et al. Risk of knee osteoarthritis over 24 months in individuals who decrease walking speed during a 12-month period: data from the osteoarthritis initiative. *J Rheumatol*. 2017;44(8):1265–70.
90. Taş S, Guneri S, Baki A, Yıldırım T, Kaymak B, Erden Z. Effects of severity of osteoarthritis on the temporospatial gait parameters in patients with knee osteoarthritis. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2014;48(6):635–41.

91. Elbaz A, Mor A, Segal G, Aloni Y, Teo YH, Teo YS, et al. Patients with knee osteoarthritis demonstrate improved gait pattern and reduced pain following a non-invasive biomechanical therapy: a prospective multi-centre study on Singaporean population. *J Orthop Surg Res*. 2014;9(1):1–8.
92. Marriott KA, Birmingham TB, Leitch KM, Pinto R, Giffin JR. Strong independent associations between gait biomechanics and pain in patients with knee osteoarthritis. *J Biomech*. 2019;94:123–9.
93. Ko SU, Simonsick EM, Husson LM, Ferrucci L. Sex-specific gait patterns of older adults with knee osteoarthritis: results from the Baltimore longitudinal study of aging. *Curr Gerontol Geriatr Res*. 2011;2011:175763.
94. Huang SC, Wei IP, Chien HL, Wang TM, Liu YH, Chen HL, et al. Effects of severity of degeneration on gait patterns in patients with medial knee osteoarthritis. *Med Eng Phys*. 2008;30(8):997–1003.
95. Chehab EF, Andriacchi TP, Favre J. Speed, age, sex, and body mass index provide a rigorous basis for comparing the kinematic and kinetic profiles of the lower extremity during walking. *J Biomech*. 2017;58:11–20.
96. Ogaya S, Kubota R, Chujo Y, Hirooka E, Kwang-Ho K, Hase K. Muscle contributions to knee extension in the early stance phase in patients with knee osteoarthritis. *Gait Posture*. 2017;58:88–93.
97. Iijima H, Shimoura K, Ono T, Aoyama T, Takahashi M. Proximal gait adaptations in individuals with knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *J Biomech*. 2019;87:127–41.
98. Melzer I, Krasovsky T, Oddsson LI, Liebermann DG. Age-related differences in lower-limb force-time relation during the push-off in rapid voluntary stepping. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2010;25(10):989–94.
99. Henriksen M, Klokke L, Bartholdy C, Schjoedt-Jorgensen T, Bandak E, Bliddal H. No effects of functional exercise therapy on walking biomechanics in patients with knee osteoarthritis: exploratory outcome analyses from a randomised trial. *BMJ Open Sport Exerc Med*. 2017;2(1):e000230.

Abstract

Introduction: Biomechanical factors play an important role in knee osteoarthritis. Changes are uncertain in gait kinematic and kinetic parameters of hip, knee, and ankle joints in patients with mild to moderate knee osteoarthritis. Physical exercise is one of the most recommended treatment options, however, it is unclear what changes muscle strengthening offers in the biomechanics of joints during gait. The 3D gait analysis in patients is a relevant tool to direct more specific rehabilitation procedures for knee osteoarthritis. **Purpose:** To demonstrate the effects of 8-week strengthening exercise protocol for lower limbs on the kinematic and kinetic parameters of gait among volunteers with symptomatic knee osteoarthritis. **Methods:** A total of 41 volunteers with mild to moderate symptomatic knee osteoarthritis were included, as part of a prospective cohort. Three-dimensional kinematic and kinetic data were collected at the Einstein Movement Studies Laboratory. Pain, stiffness and physical function were assessed and correlated with analysis of gait data. All evaluations were carried out before and after 8 weeks of a strengthening exercise protocol for the lower limbs. **Results:** A comparison before-and-after the strengthening exercise protocol showed that the volunteers increased walking speed (1.01 versus 1.11m/s), cadence (106.7 versus 110.63 steps/min) and stride time (1.17 versus 1.20s). Also, they reduced stride length (1.14 versus 1.09m) and double support time (0.31 versus 0.29s). With the kinematic, an increase was observed in several parameters: pelvic obliquity range of motion (8.21 versus 9.53°), hip extension at terminal stance (-3.55 versus -5.1 degrees), hip flexion-extension range of motion (43.91 versus 47.08°), and plantar flexion in the pre-swing (-15.09 versus -16.11°). Further, kinetic parameters, also showed an increase in peak hip joint flexor moment (-0.77 versus -0.86Nm/kg), hip power generation peak (1.13 versus 1.32Watts/kg), dorsiflexion moment peak (-0.13 versus -0.15Nm/kg), and ankle power generation peak (3.42 versus 3.72Watts/kg). At the end of the strengthening exercise protocol, the volunteers reported a 62.5% reduction in pain and 64.9% improvement in the perception of physical function. There were insignificant correlations between pain, physical function, and gait parameters. **Conclusion:** After protocol, differences were observed in all spatiotemporal kinematic parameters, with a medium to large effect. As well as the peak flexor moment and hip power generation parameters, the peak dorsiflexion moment and ankle power generation, with small to medium effect. These results, combined with pain reduction and

physical function improvement, indicate this protocol as promising for future randomized controlled clinical trials and reinforce the importance of biomechanical analysis of hip, knee, and ankle joints in the early stages of symptomatic knee osteoarthritis.

ClinicalTrials.gov Identifier: NCT 02964624.

Keywords: Gait Analysis; Biomechanical phenomena; Kinetics; Osteoarthritis, knee; Exercise

Apêndice

Apêndice 1. Informações para construção do modelo biomecânico VICON-NEXUS

Prontuário:

Peso(kg):

Altura (cm):

ELAS (espinha ilíaca anterossuperior) (cm):distância horizontal das espinhas ilíacas anterossuperiores (paciente em decúbito ventral).

Comprimento MMII (cm):distância vertical entre a espinha ilíaca anterossuperior e o maléolo medial (lado direito e esquerdo)

Largura do joelho (cm):distância entre os epicôndilos do fêmur (lado direito e esquerdo)

Largura do tornozelo (cm):distância entre o maléolo medial e lateral (lado direito e esquerdo)

Torção tibial eixo Trans Maleolar (°):ângulo formado entre o eixo central da coxa e o eixo transmaleolar (paciente em decúbito ventral e joelho fletido a 90°).