



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS**  
**CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE**  
**PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**



**MARINA PETRELLA**

**ASPECTOS BIOMECÂNICOS DAS TAREFAS DE  
LEVANTAR-SE E SENTAR-SE REALIZADAS POR  
INDIVÍDUOS COM OSTEOARTRITE DOS JOELHOS  
LEVE E MODERADA.**

**SÃO CARLOS**

**2019**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

**ASPECTOS BIOMECÂNICOS DAS TAREFAS DE  
LEVANTAR-SE E SENTAR-SE REALIZADAS  
POR INDIVÍDUOS COM OSTEOARTRITE DOS  
JOELHOS LEVE E MODERADA.**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Fisioterapia, área de concentração: Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia

**DISCENTE**

Marina Petrella

**ORIENTADOR**

Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Stela Márcia Mattiello

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos

**CO-ORIENTADOR**

Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Paula Regina Mendes da Silva Serrão

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos

SÃO CARLOS

2019



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Centro de Ciências Biológicas e da Saúde  
Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

---

Folha de Aprovação

---

Assinaturas dos membros da comissão examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de Tese de Doutorado do candidato Marina Petrella, realizada em 27/02/2019:

---

Profa. Dra. Stela Marcia Mattiello  
UFSCar

---

Prof. Dr. Renan Alves Resende  
UFMG

---

Profa. Dra. Daniela Cristina Carvalho de Abreu  
USP

---

Profa. Dra. Larissa Pires de Andrade  
UFSCar

---

Profa. Dra. Ana Beatriz de Oliveira  
UFSCar

## **DEDICATÓRIA**

Dedico esta tese a todos que participaram desta etapa comigo. Àqueles que contribuíram diretamente para que este trabalho fosse possível, que me apoiaram e incentivaram!

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos que contribuíram para a viabilidade e execução do projeto de pesquisa relacionado à esta tese:

À minha orientadora **Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Stela Márcia Mattiello** pela dedicação em nos ensinar, orientar e sempre auxiliar a encontrar os melhores caminhos. Agradeço por abrir as portas do LAFar, pela confiança em meu trabalho e por todas as oportunidades que contribuíram para minha formação e amadurecimento. Por estar sempre atenta e preocupada com nossa vida acadêmica e à nossa vida pessoal! Agradeço muito por todos esses anos que pude trabalhar e aprender e conviver com você!

À minha co-orientadora **Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Paula Regina Mendes da Silva Serrão** por estar sempre disponível para discutir e auxiliar no que fosse necessário. Em 2009, eu não imaginava que a pessoa que apareceu para fazer uma pergunta sobre o meu primeiro trabalho em um evento científico seria colocada novamente em meu caminho. Não imaginava que continuaria “perguntando” sobre cada trabalho meu e fazendo com que eu pudesse aprender e muito a cada dia! Agradeço por toda orientação e motivação acadêmica, pela amizade e parceria construídas!

Aos colegas do Laboratório de Avaliação da Função Articular (LAFar) que foram grandes parceiros neste projeto, **Luiz Fernando Selistre** e **Glaucia Helena Gonçalves**. Agradeço ao **Ricardo Marcos Liberatori Junior**, pelo apoio técnico durante as coletas. Agradeço ao **Luiz Fernando Selistre** pelas importantes discussões dos resultados finais deste trabalho.

À **Giovana Camparis Lessi** pela atenção e tempo dedicados ao auxílio no processamento dos sinais, pelas discussões e contribuições para este trabalho.

Ao **Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Fábio Viadanna Serrão** por gentilmente permitir o uso *software Visual 3D* em seu laboratório para análise dos dados coletados. Agradeço também aos colegas do LAIOT pela receptividade.

À **Larissa Gabriele Soto** pela oportunidade de trabalharmos juntas na coorientação de seu projeto de Iniciação Científica. Agradeço à **Jessica Bianca Aily** pela colaboração e parceria

neste trabalho.

Aos colegas do LAFar, *Jéssica, Aline, Maria Gabriela, Glaucia, Luiz Fernando, Alyssa, Ricardo, Cristina e Isabela* pelos períodos de convivência, por estarem sempre dispostos a contribuir e também pelas conversas e momentos de distração.

Aos professores que compõem a banca avaliadora desta tese: *Prof. Dr. Renan Alves Resende, Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Daniela Cristina Carvalho de Abreu, Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Ana Beatriz de Oliveira e Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Larissa Pires de Andrade* pela disponibilidade e aceite para a avaliação desta tese, pelo tempo dedicado e por compartilharem o conhecimento e experiência de cada um de vocês para o aprimoramento deste trabalho. Agradeço também à disponibilidade e aceite dos membros suplentes *Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega, Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Gisele Garcia Zanca e Prof. Dr. Fernando Augusto Vasilceac.*

À *Profa. Dra. Daniela Cristina Carvalho de Abreu* por ter sido meu primeiro exemplo como pesquisadora. Agradeço por ter me recebido em seu grupo de pesquisa durante o período da graduação e pela oportunidade de trabalhar e aprender com vocês.

Aos membros da banca de qualificação *Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Anielle Christine Takahashi e Prof. Dr. Rodrigo Scattone da Silva* pela dedicação às correções e avaliação e pelas ricas contribuições ao trabalho.

Aos *voluntários*, pelo interesse e tempo dedicados tornando esta pesquisa possível.

Aos *professores* que compartilharam suas experiências e conhecimentos em cada disciplina ministrada e cada orientação. Agradeço por contribuírem de para minha formação até aqui.

Aos *funcionários do DFisio*, por viabilizarem um ambiente aconchegante para o nosso estudo, nosso trabalho e para nossos voluntários. Agradeço à Iolanda por compartilhar sua alegria diária.

Aos secretários do PPGFt, *Emerson e Wagner* por toda a atenção e eficiência no atendimento.

À *Universidade Federal de São Carlos (UFSCar)*, ao *Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da UFSCar*, à *Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior* e ao *Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico* pelo apoio financeiro a este estudo.

Além daqueles que contribuíram diretamente para esta tese, agradeço àqueles que me apoiaram, incentivaram e trazem alegria e conforto ao dia a dia. Agradeço também àqueles com quem tive a oportunidade de compartilhar experiências relacionadas ao ensino e extensão que complementaram este período:

Aos *meus pais, Neusa e Natalino* pelo esforço e dedicação para proporcionarem até aqui um contexto favorável para a conclusão dos meus estudos. Pela paciência, carinho, atenção e todo esforço dedicados à minha formação!

À *família Cerri* pelo carinho e pelo apoio. Agradeço especialmente ao Renan pelo carinho, paciência e parceria!

À amiga *Bia*, pela oportunidade de conviver com você durante mais um ciclo de nossas vidas! Pela amizade e apoio neste período e por contrabalançar minha ansiedade com a sua calma (mesmo que aparente) e seus pontos de vista sempre muito positivos!

A todos meus *amigos* que trazem mais alegria e conforto ao meu dia a dia. Agradeço aos amigos que dividiram comigo um lar e àqueles que esporadicamente (ou frequentemente!) disponibilizaram um cantinho da casa quando deixei de morar em São Carlos.

Ao *Cris* e à *Cris* pela amizade, por me receberem no laboratório de vocês durante o período de processamento dos dados desta tese. Agradeço também pelas discussões, conversas, risadas e desabafos nos intervalos!

Aos professores, aos alunos, à direção, aos funcionários e aos pacientes da *Escola Superior de Tecnologia de Rio Claro (Faculdade ASSER)* por todas as oportunidades, aprendizado e troca de experiências. Agradeço especialmente à *Profa. Dra. Kelly Cristina Berni dos Santos* pela dedicação ao curso de Fisioterapia, pela oportunidade, pela acolhida e pela compreensão e

auxílio com os horários das aulas neste período.

Aos colegas do *Departamento de Gerontologia da UFScar* pela acolhida e pela gratificante oportunidade de trabalhar com cada um de vocês. Especialmente à *Profa. Dra. Karina Gramani Say* pelos momentos que compartilhamos neste período.

## RESUMO DA TESE

As tarefas de levantar-se e sentar-se são frequentemente realizadas no dia a dia e estão entre as queixas de dificuldade de indivíduos com osteoartrite do joelho (OAJ). Maior amplitude de flexão do tronco para levantar-se, em conjunto com a menor magnitude do momento articular do joelho acometido e modificações no padrão de ativação muscular têm sido sugeridas como estratégias para diminuir a sobrecarga no joelho. Durante o levantar-se e sentar-se a maior flexão do tronco pode ser utilizada por aqueles com OAJ e relacionar-se à magnitude de cocontração de extensores e flexores do joelho ( $Co$ ) devido à característica biarticular de alguns músculos extensores e flexores do joelho. Além disso, em estudos envolvendo os diferentes graus da doença há dificuldade em selecionar voluntários apenas com OAJ unilateral (OAJ<sub>UNI</sub>) ou bilateral (OAJ<sub>BI</sub>) e a influência desses padrões de acometimento nos aspectos biomecânicos e neuromusculares do levantar-se é desconhecida. Dessa forma, foram objetivos desta tese comparar parâmetros biomecânicos e neuromusculares entre os graus leve e moderado da OAJ, nas tarefas de levantar-se e sentar-se de uma cadeira. Também foi objetivo da tese comparar a cinemática do tronco e membro inferior, cinética e magnitude de ativação muscular durante o levantar-se da cadeira entre OA<sub>UNI</sub> e OAJ<sub>BI</sub>. Esta tese é composta por três manuscritos. No Manuscrito-I, o levantar-se foi comparado quanto a flexão do tronco, magnitude do momento total de suporte (MTS) e contribuição do quadril, joelho e tornozelo para o MTS entre OAJ leve, moderada e um grupo controle. Nos mesmos grupos, o Manuscrito-II apresenta a comparação da flexão do tronco durante o sentar-se, da magnitude de ativação muscular e  $Co$ , bem como a relação dessas variáveis com a flexão do tronco. No Manuscrito-III a simetria da distribuição da força vertical de reação do solo e do MTS, bem como a magnitude do MTS, magnitude de ativação e  $Co$ , cinética do membro inferior acometido (ou mais acometido na OA<sub>BI</sub>) foram comparados entre os grupos OA<sub>UNI</sub> e OA<sub>BI</sub>. No Manuscrito-I foi observado que indivíduos com OAJ moderada realizaram a tarefa de levantar-se com maior contribuição da articulação do quadril para o MTS durante a fase de extensão da tarefa. Este estudo também mostrou que nas fases iniciais do levantar-se os participantes com OAJ leve e moderada diminuíram a magnitude do MTS, sem modificar a magnitude dos momentos articulares de quadril ou tornozelo. O Manuscrito-II permitiu identificar o uso da estratégia de maior flexão do tronco nos pacientes com OAJ moderada quando comparados à OA leve e aos participantes saudáveis e uma associação da flexão anterior do tronco à maior magnitude de  $Co$ . Adaptações neuromusculares do estágio moderado da OAJ foram sugeridas devido a maior magnitude de

ativação do músculo gastrocnêmio lateral durante o levantar-se e a menor magnitude de ativação do músculo reto femoral ao sentar-se. No Manuscrito-III os grupos  $OA_{UNI}$  e  $OAJ_{BI}$  apenas se diferenciaram quanto a diminuição da magnitude do MTS e maior flexão do tronco na fase de extensão do levantar-se. Os grupos foram considerados semelhantes e simétricos com relação às demais variáveis.

**Palavras-chaves:** osteoartrite do joelho de joelho; cinemática; dinâmica inversa; eletromiografia; quadríceps.

## ABSTRACT

Sit-to-stand (STS) and stand-to-sit (STS*it*) tasks are daily performed and are among the complaints about physical function of individuals with knee osteoarthritis (KOA). Higher trunk flexion range of motion, lower magnitude of the affected knee joint moment and changes in the pattern of muscle activation have been observed in KOA and are pointed out as possible strategies to spare the affected knee. During the sit-to-stand and stand-to-sit tasks a higher trunk flexion can be used and be related with knee extensor and flexors cocontraction (*Co*). In addition, include volunteers only with bilateral KOA (OA<sub>BI</sub>) or unilateral KOA (OA<sub>UNI</sub>) can be a challenge while studying the different degrees of KOA. The influence of these patterns of KOA involvement on the biomechanical and neuromuscular aspects of the tasks are unknown. Thus, the aim of this thesis was to compare biomechanical and neuromuscular parameters between the three groups (mild KOA, the moderate KOA and controls) in the STS and STS*it*. We also aim to compare the trunk and lower limb kinematics and kinetics in the sagittal plane and the magnitude of muscle activation during the STS transition between OA<sub>UNI</sub> and OA<sub>BI</sub>. This thesis is divided into three Manuscripts. In the Manuscript-I, the STS was compared regarding trunk flexion, total support moment (TSM) and the hip, knee and ankle joint moments contribution for MTS across the groups. Considering the same group composition, Manuscript II presented the comparison of trunk flexion during STS*it* task and muscle activation magnitude and *Co* during both tasks. The relationship of these variables with greater trunk flexion also was investigated. In the third manuscript, the symmetry of the distribution of the vertical ground reaction force and the TSM were compared between individuals with OA<sub>UNI</sub> and OA<sub>BI</sub> during the STS*it*. The TSM, muscle activation, *Co*, lower limb kinetics and kinematics and the knee extensor torque were also evaluated in the affected limb (or more affected for OA<sub>BI</sub>) and were compared across the groups. In Manuscript-I it was observed that those with moderate KOA get up from chair with greater contribution of the hip joint moment to the magnitude of the MTS. This study also showed that in the early stages of the task those with mild and moderate KOA decreased the TSM without modifying the hip or ankle joint moments. Manuscript-II allowed identifying a higher trunk flexion strategy used by those with moderate KOA when compared both to mild KOA and controls. There was also a positive and significant association between trunk flexion and higher magnitude of *Co* during the stand-to-sit transition. Due to higher activation of *gastrocnemius medialis* during the STS transition and the lower *rectus femoris* activation while sitting, neuromuscular adaptations related to the moderate degree of

KOA were suggested to be adopted. In study 3, individuals of  $OA_{UNI}$  and  $OA_{BI}$  only differentiate one each other due to a lower MTS and higher trunk flexion in the extension phase of the STS task. The groups were considered similar and symmetrical regarding all the other variables.

**Key words:** knee osteoarthritis; kinematic, kinetic, inverse dynamics, electromyography, quadriceps.

## LISTA DE TABELAS

### MANUSCRITO I

**Tabela 1** - Características dos participantes (média  $\pm$  desvio padrão) e resultados das comparações por meio da ANOVA ou teste Qui-Quadrado. **45**

**Tabela 2** - Auto relatos de dor e função física utilizando o questionário WOMAC. **46**

**Tabela 3** - Resultados das comparações entre os grupos em relação às as variáveis pico de flexão do tronco, amplitude de movimento (ADM) das articulações do quadril, joelho e tornozelo; momentos articulares do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital; magnitude do momento total de suporte (MTS) e tempo de duração de cada uma das três fases da tarefa de levantar-se da cadeira. **48**

### MANUSCRITO II

**Tabela 1** - Caracterização dos participantes do estudo expressa em média  $\pm$  desvio padrão para os dados paramétricos ou mediana (máximo – mínimo) para os dados não paramétricos **67**

**Tabela 2** - Pico de flexão do tronco em graus ( $^{\circ}$ ) nas tarefas de levantar-se e sentar-se da cadeira e duração em segundos (*s*) de cada uma das tarefas expressos em média  $\pm$  desvio padrão (dp). **68**

**Tabela 3** - Correlação entre a flexão do tronco ( $FLX_{tronco}$ ) e índices de cocontração durante as tarefas de levantar-se e sentar-se. **71**

### MANUSCRITO III

**Tabela 1** - Características dos participantes. **93**

- Tabela 2** - Escores das seções dor e função física do questionário WOMAC e desempenho no teste funcional STS<sub>30</sub> **93**
- Tabela 3** - Índices de Simetria (IS) da força vertical de reação do solo (IS<sub>FRS</sub>) e do momento total de suporte (IS<sub>MTS</sub>) em cada uma das fases da tarefa de levantar-se expressos em média  $\pm$  desvio padrão. **94**
- Tabela** - Pico de flexão do tronco e amplitude de movimento do quadril, joelho e tornozelo em cada uma das fases da tarefa de levantar-se da cadeira apresentados em graus (°) **97**
- Tabela 5** - Torque isocinético extensor do joelho avaliado nos modos concêntrico, excêntrico e isométrico comparados entre os grupos. **98**

## LISTA DE FIGURAS

### MANUSCRITO I

**Figura 1** - Aparato utilizado como cadeira para as avaliações das tarefas de levantar-se e sentar-se. 41

**Figura 2** - Ilustração das referências cinemáticas utilizadas para identificar cada uma das fases da tarefa de levantar-se da cadeira. 1: Início da tarefa (ponto em que o ângulo do quadril excedeu em 5 desvios padrão e durante um período maior que 10 frames consecutivos o ângulo inicial do quadril com o voluntário na posição sentada; 2: Ângulo máximo de flexão do quadril; 3: Ângulo máximo de dorsiflexão do tornozelo; 4: Final da tarefa (ponto no qual o ângulo quadril possuía um valor equivalente a 5 desvio padrão menor que maior valor do ângulo de extensão do quadril ao final da tarefa de levantar-se. 42

**Figura 3** - Média e desvio padrão do pico de torque extensor concêntrico dos grupos avaliados e resultado das comparações utilizando ANOVA. 46

**Figura 4** - A- Magnitude do Momento Total de Suporte (MTS) entre os grupos com OAJ moderada (OA<sub>III</sub>), OAJ leve (OA<sub>II</sub>) e grupo controle (GC) em cada uma das fases da tarefa de levantar-se da cadeira; B – Contribuição proporcional das articulações do quadril, joelho e tornozelo para a magnitude do MTS expressas em porcentagem (%) entre os grupos avaliados e em cada uma das fases da tarefa de levantar-se. 47

### MANUSCRITO II

**Figura 2** - Exemplos da flexão anterior do tronco durante as tarefas de levantar-se e sentar-se. 68

**Figura 3** - Gráfico mostrando as médias e erro padrão dos índices de cocontração 69

( $Co_{VL:BF}$  e  $Co_{EXT:FLX}$  durante as tarefas de sentar-se e levantar-se. Teste Kruskal-Wallis ( $p = 0,05$ ).

**Figura 4.** - Gráfico mostrando as médias e erro padrão dos índices de cocontração ( $Co_{VL:BF}$  e  $Co_{EXT:FLX}$  durante as tarefas de sentar-se e levantar-se. Teste Kruskal-Wallis ( $p = 0,05$ ). **70**

### MANUSCRITO III

**Figura 1** - A: Média e desvio padrão da magnitude do momento total de suporte do membro inferior acometido o grupo  $OA_{UNI}$  e do membro inferior mais acometido do  $OA_{BI}$ . B: Contribuição proporcional (%) de cada uma das articulações do membro inferior para o momento total de suporte nas três fases do levantar-se da cadeira nos grupos  $OA_{UNI}$  e  $OA_{BI}$ . **95**

**Figura 2** - A: Média e desvio padrão da magnitude do momento total de suporte (MTS) do membro inferior acometido do grupo  $OA_{UNI}$  e do membro inferior mais acometido do  $OA_{BI}$ ; B: Contribuição proporcional (%) do quadril, joelho e tornozelo para o momento total de suporte nas três fases do levantar-se da cadeira nos grupos  $OA_{UNI}$  e  $OA_{BI}$ . **96**

## Sumário

DEDICATÓRIA .....	2
AGRADECIMENTOS .....	3
RESUMO DA TESE .....	8
LISTA DE TABELAS .....	12
MANUSCRITO I .....	12
MANUSCRITO II.....	12
MANUSCRITO III.....	12
LISTA DE FIGURAS.....	14
MANUSCRITO I .....	14
MANUSCRITO II.....	14
MANUSCRITO III.....	15
CONTEXTUALIZAÇÃO.....	17
REVISÃO DA LITERATURA .....	20
REFERÊNCIAS .....	29
MANUSCRITO I.....	35
Resumo.....	36
Introdução .....	37
Métodos.....	38
Resultados .....	45
Discussão.....	50
Conclusão.....	54
Referências .....	55
MANUSCRITO II .....	56
Resumo.....	57
Introdução .....	58
Métodos.....	59
Resultdos .....	66
Discussão.....	71
Conclusão.....	75
Referencias .....	76
MANUSCRITO III.....	80

Resumo.....	81
Introdução.....	82
Métodos.....	83
Resultados.....	92
Discussão.....	98
Conclusão .....	101
Referências.....	102
CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	106
ATIVIDADES REALIZADAS NO PERÍODO DE DOUTORADO .....	107
APÊNDICE I – Fluxograma da Tese.....	114
APÊNDICE II – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. ....	115
APÊNDICE III - Ficha de Avaliação Inicial.....	117
ANEXO I – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa .....	120
ANEXO II – Questionário para Avaliação da dor, rigidez e função física (WOMAC) .....	123
ANEXO III - Comprovante de submissão do Manuscrito I.....	126

## CONTEXTUALIZAÇÃO

Essa tese foi desenvolvida com o intuito de investigar modificações de parâmetros biomecânicos e neuromusculares presentes em indivíduos com graus leve e moderado de osteoartrite do joelho (OAJ), durante as tarefas de levantar-se e sentar-se de uma cadeira. Também foi objetivo dessa tese avaliar se existe diferença na cinética, cinemática e magnitude de ativação muscular, durante o levantar-se da cadeira, entre indivíduos com OAJ unilateral e OAJ bilateral.

A OAJ trata-se de uma doença crônica, degenerativa, progressiva, de caráter inflamatório e que tem apresentado um aumento em sua prevalência. Diante da dor e fraqueza muscular dos componentes do quadríceps, tarefas frequentemente realizadas no dia a dia, como levantar-se de uma cadeira, tornam-se desafiadoras e motivo de queixa de dificuldade entre os pacientes acometidos pela doença, em seus diferentes estágios. De forma geral, a osteoartrite inicia-se unilateralmente e pode evoluir acometendo o joelho contralateral.

De acordo com a literatura apresentada nesta tese, indivíduos com graus mais avançados da doença apresentam uma menor magnitude do momento articular do joelho no plano sagital para levantar-se de uma cadeira. No entanto, além da medida individual dos momentos articulares do membro inferior, o momento total de suporte (somatório dos momentos internos extensores de quadril, joelho e tornozelo) é considerado uma medida da sinergia da cadeia cinética do membro inferior capaz de contribuir para o entendimento do padrão de movimento adotado em determinada tarefa. Mesmo quando a magnitude do momento total de suporte é semelhante entre grupos, a contribuição proporcional de cada uma das articulações permite a identificação da necessidade de estratégias para melhor coordenar o movimento.

Entre as adaptações do movimento adotadas por pacientes com OAJ para levantar-se, indivíduos com graus mais avançados da doença também utilizam maior flexão do tronco, a qual tem sido reportada como um fator que pode influenciar a magnitude de ativação dos músculos do membro inferior. No que diz respeito à ativação muscular, indivíduos com OAJ parecem levantar-se e sentar-se utilizando de maior magnitude de cocontração de extensores e flexores do joelho. No entanto, ainda não está estabelecido quais são as estratégias adotadas por indivíduos em cada um dos graus da OAJ. Além da possibilidade dos participantes com diferentes graus da OAJ adotarem estratégias distintas de ativação muscular para levantar-se, é possível haver relação entre estas variáveis e a amplitude de flexão do tronco.

Além disso, no dia a dia, a tarefa de levantar-se é necessariamente precedida pela tarefa

de sentar-se da cadeira. Embora esta tarefa seja realizada com o auxílio da gravidade, é necessária ação excêntrica do quadríceps para transferir o corpo da posição em pé para sentada. Uma vez que alguns estudos já demonstraram que indivíduos com OAJ apresentam fraqueza excêntrica dos músculos do quadríceps e que estudos que avaliaram a tarefa de sentar-se são escassos, a investigação da presença de modificações no padrão de movimento durante esta tarefa é uma lacuna a ser preenchida na literatura.

Cabe destacar que a tarefa de levantar da cadeira exige capacidade de transferir o peso corporal contra a gravidade para uma posição em pé em apoio bipodal. Dessa forma, compreender se pacientes com OAJ unilateral e bilateral se diferenciam em relação a cinética, cinemática e quanto a magnitude de cocontração durante o levantar-se pode contribuir para a interpretação de resultados de avaliações biomecânicas e para o delineamento de estudos envolvendo diferentes graus da doença, nos quais torna-se um desafio restringir a inclusão apenas de pacientes com OAJ unilateral ou bilateral.

A investigação das modificações biomecânicas e da função muscular adotadas nas tarefas de levantar-se e sentar-se da cadeira realizadas nesta tese possibilitam identificar aspectos que diferenciam pacientes com OAJ leve e moderada, unilateral e bilateral. Estas informações auxiliarão na elaboração de estudos futuros e na reabilitação destes pacientes.

Considerando a temática apresentada, esta tese foi elaborada com o objetivo de responder às seguintes perguntas de pesquisa:

- A cinemática do tronco, momentos articulares dos membros inferiores, momento total de suporte e a contribuição de cada articulação do membro inferior para o momento total de suporte durante a transferência de sentado para em pé se diferenciam entre os graus leve e moderado da OAJ quando comparados entre si e em relação a um grupo controle?
- A estratégia de maior flexão do tronco é utilizada por pacientes com OAJ leve e moderada na tarefa de sentar-se? Há associação entre o pico de flexão do tronco e a magnitude de cocontração muscular de extensores e flexores do joelho durante as tarefas de levantar-se e sentar-se?
- Existe diferença na cinética, cinemática e magnitude de cocontração de extensores e flexores do joelho durante o levantar-se da cadeira realizado por pacientes com OAJ unilateral e bilateral?

Dessa forma, esta tese é composta pela revisão literária dos temas estudados, seguida por três manuscritos que buscam responder às perguntas de pesquisa apresentadas. O Manuscrito I é apresentado na formatação e idioma do periódico ao qual foi submetido,

enquanto os Manuscritos II e III são apresentados no formato de artigo em português. Por fim, serão apresentadas as considerações finais da tese e as atividades realizadas no período de doutorado, contemplando o ensino, pesquisa e extensão. Um fluxograma referente à tese está apresentado no APÊNDICE I.

## 1. REVISÃO DA LITERATURA

A osteoartrite (OA) envolve um processo multifatorial dinâmico que acarreta em degeneração da articulação, seguida por reparação e remodelamento da cartilagem (DOHERTY; DOUGADOS, 2001). Trata-se de uma doença da cartilagem articular que possui caráter crônico, degenerativo, progressivo e inflamatório, a qual também leva a alterações na membrana sinovial e no osso subcondral (BERENBAUM, 2013). É considerada uma doença heterogênea e de progressão lenta, durante a qual os músculos periarticulares também apresentam suas funções comprometidas (HURLEY, 1999).

A doença é mundialmente frequente e está associada a elevados custos para a saúde e sociedade (CROSS et al., 2014; HINMAN et al., 2002; HUNTER; SCHOFIELD; CALLANDER, 2014; SANGHI et al., 2011). No Brasil, a prevalência da osteoartrite é estimada em torno de 4,4% da população (SENNA, 2003) e, embora predominante na população acima dos 60 anos, dados do Instituto de Métricas e Avaliação em Saúde (IHME) referentes à população brasileira mostram que a OA é responsável, de maneira crescente, por parcela da incapacidade observada nos adultos (IHME, 2015).

Entre as articulações dos membros inferiores afetadas pela OA, o joelho é a mais acometida (ZHANG; JORDAN, 2010) e a osteoartrite do joelho (OAJ) representa uma das principais causas de limitação funcional (CROSS et al., 2014; GUCCIONE, 1994). No mundo, estima-se que em torno de 250 milhões de pessoas sejam afetadas pela doença (VOS et al., 2012). Em 2010, estimava-se que 1 a cada 5 adultos possuíam diagnóstico da OAJ (CHENG; HOOTMAN; MURPHY, 2010). Mais recentemente, resultados de um estudo com a população Americana apontaram para um aumento na prevalência da OAJ, a qual foi duplicada desde meados do século XX (WALLACE et al., 2017).

O diagnóstico dos diferentes graus de progressão da doença usualmente é baseado nos critérios do Colégio Americano de Reumatologia, associados à classificação radiográfica da gravidade da doença. Por meio destes critérios, são considerados os sinais de degeneração articular observados ao exame radiográfico e os sintomas relatados pelo paciente. Os sinais e sintomas que devem ser considerados são o relato de dor no joelho e presença de osteófitos, associados com pelo menos um dos seguintes critérios: idade igual ou superior a 50 anos, rigidez matinal que dura menos que trinta minutos, ou crepitação à movimentação ativa do joelho (ALTMAN et al., 1986).

Para a avaliação da progressão e gravidade radiográfica da OAJ são considerados no

exame radiográfico o espaço articular, aspecto do osso subcondral e presença de osteófitos. Conforme proposto nos critérios de classificação radiográfica de Kellgren e Lawrence, a OAJ é classificada em estágios que variam de 0 a IV, definidos da seguinte maneira: a articulação que não apresenta características da doença é classificada como grau 0; se são observados mínimos osteófitos de importância duvidosa considera-se o início da doença, classificado como grau I; se ao exame radiográfico é possível identificar presença de osteófitos definidos sem diminuição do espaço intra-articular, considera-se OAJ grau II, ou OAJ leve; se a articulação possui osteófitos e diminuição do espaço intra-articular a OAJ é classificada como grau III, ou OAJ moderada; por fim, se a articulação apresenta-se com importante diminuição do espaço intra-articular e esclerose do osso subcondral, classifica-se como grau IV, ou OAJ severa (KELLGREN; LAWRENCE, 1957).

O comprometimento radiográfico parece ter relação com uma pior qualidade de vida relatada pelos pacientes com OAJ (WILSON; BLAKELY; ABBOTT, 2018). Além disso, os graus mais avançados da OAJ são considerados possíveis preditores do declínio funcional nessa população (WHITE et al., 2015).

Entre os fatores associados à progressão da doença e ao declínio funcional de pacientes com OAJ tem-se a fraqueza dos músculos do quadríceps (BENNELL; HUNT; WRIGLEY, 2008; CULVENOR et al., 2016; OIESTAD et al., 2014; PIETROSIMONE et al., 2014). Em pacientes com OAJ, a literatura sugere uma redução de cerca de 11 a 56% do torque extensor do joelho quando comparados às pessoas saudáveis da mesma idade (ALNAHDI; ZENI; SNYDER-MACKLER, 2012). Entre suas funções, os músculos do quadríceps atuam na geração do momento extensor interno do joelho no plano sagital durante atividades estáticas e dinâmicas (DECARLO et al., 1992; LLOYD; BUCHANAN, 2001). A magnitude dos momentos articulares do joelho durante a execução de uma tarefa representa uma medida indireta que permite inferir a carga imposta à articulação tibiofemoral durante a execução de tarefas por meio do cálculo de forças atuantes nessas articulações (CREABY et al., 2013; D'LIMA et al., 2013; KUTZNER et al., 2010). Para a execução de atividades funcionais do dia a dia, é necessário que o joelho transmita uma carga superior ao peso corporal (KUTZNER et al., 2010) e, diante da fraqueza muscular e das mudanças na composição da cartilagem articular, características da OAJ, esses pacientes apresentam uma reduzida capacidade do joelho em dissipar cargas, minimizar a fricção e manter a congruência articular durante atividades de descarga de peso (MALY, 2008; OIESTAD et al., 2014).

Tarefas que exigem maior ângulo de flexão do joelho, como levantar-se e sentar-se de

uma cadeira, requerem maior demanda do momento do joelho no plano sagital (CREABY et al., 2013; MURRAY et al., 2015). Na transição de sentado para em pé, por exemplo, o momento articular do joelho no plano sagital tem sido investigado principalmente quando essa tarefa é realizada por pacientes com OAJ severa, quando a artroplastia total do joelho já é um tratamento recomendado (SU; LAI; HONG, 1998; TURCOT et al., 2012, SAGAWA et al., 2017a, SAGAWA et al., 2017b). Em relação à magnitude do momento articular do joelho no plano sagital, alguns desses mesmos estudos reportaram menores valores entre os pacientes com OAJ severa quando comparados com um grupo controle.

Diante da menor magnitude do momento do joelho no plano sagital nos pacientes com OAJ severa, os momentos articulares do quadril e/ou tornozelo também foram investigados por alguns autores com o intuito de identificar possíveis compensações adotadas (FARQUHAR; REISMAN; SNYDER-MACKLER, 2008; TURCOT et al., 2012). Farquhar et al. (2008) encontraram maior magnitude do momento articular do quadril durante a execução da tarefa em pacientes que realizaram artroplastia total da articulação, enquanto Turcot et al. (2012) observaram menor magnitude entre os participantes do grupo com OAJ severa. Entretanto, nesse último estudo não foi encontrada diferença estatisticamente significativa para essa variável em relação a indivíduos saudáveis. No estudo de Sagawa et al. (2017), maior magnitude do momento do tornozelo foi observada em indivíduos que já possuíam indicação para artroplastia total do joelho e que apresentaram a menor magnitude do momento do joelho no plano sagital para levantar-se.

No que diz respeito às estratégias adotadas por pacientes com OAJ em estágios menos avançados, Duffel et al. (2013) avaliaram os momentos do joelho nos planos sagital e frontal durante o levantar-se de uma cadeira. Os autores identificaram que, para levantar-se, os pacientes com OAJ apresentaram menor magnitude dos momentos adutor e flexor externos do joelho no membro inferior acometido pela doença em relação ao não acometido. Por outro lado, quando comparados aos participantes do grupo controle não foram identificadas diferenças para essas variáveis (DUFFELL et al., 2013). Em um grupo de participantes, acometidos pelos graus I, II e III da OAJ, Anan et al. (2015) avaliaram os momentos articulares do quadril, joelho e tornozelo e encontraram apenas menor magnitude do momento articular do joelho. Considerando os resultados dos estudos citados referentes às magnitudes dos momentos articulares nas articulações dos membros inferiores, é possível que a adoção de estratégias para diminuição do momento articular do joelho variem entre os diferentes graus de severidade da doença. Entretanto, estudos que compararam essas variáveis entre pacientes com diferentes

graus de OAJ não foram encontrados na literatura consultada.

Como complemento à avaliação individual das magnitudes dos momentos articulares do membro inferior, a sinergia da cadeia cinética pode ser representada pelo momento total de suporte (MTS), obtido pela soma das médias das magnitudes dos momentos extensores internos do joelho, quadril e tornozelo (WINTER, 1980). Além disso, a contribuição proporcional (em porcentagem) de cada uma das articulações do membro inferior para a magnitude do MTS é capaz de oferecer informações relacionadas à estratégia de movimento adotada (FLANAGAN; SALEM, 2005; WINTER, 1980). Mesmo sem haver diferença na magnitude do MTS ou dos momentos de força das articulações do membro inferior, estratégias de movimento que impliquem em modificação da contribuição relativa de cada articulação para a magnitude do MTS podem ser adotadas (ZENI; HIGGINSON, 2011)

A tarefa de levantar-se é essencial para a manutenção da independência por ser necessária para iniciar a marcha e para a realização de outras atividades da vida diária como ir ao banheiro, levantar-se da cama e atividades laborais (JANSSEN; BUSSMANN; STAM, 2002). Estima-se que um adulto em idade economicamente ativa, levanta-se de uma cadeira cerca de 60 ( $\pm 22$ ) vezes ao dia, o que torna esta tarefa frequentemente realizada (DALL; KERR, 2010).

Durante a transição da posição sentada para em pé, a articulação do joelho necessita resistir a uma magnitude de aproximadamente 4,7 vezes o peso corporal (KHEMLANI; CARR; CROSBIE, 1999) para concluir o deslocamento vertical e horizontal do centro de massa corporal. Este deslocamento é realizado contra a ação da gravidade, a partir de uma posição estável para uma posição menos estável (SCHENKMAN et al., 1990). A conclusão da transferência da posição sentada para em pé acontece por meio de diferentes fases da tarefa, caracterizadas da seguinte maneira: A tarefa se inicia pela fase de momento ou fase de inclinação (Fase<sub>1</sub>), na qual há uma flexão anterior do tronco e da pelve previamente ao instante no qual os glúteos deixam a base de suporte (assento). Em seguida, tem-se a fase de transferência do momento (Fase<sub>2</sub>), a qual dura do instante em que os glúteos saem do assento, até o instante no qual há maior amplitude de dorsiflexão do tornozelo. É nesta fase em que o centro de massa inicia seu deslocamento de uma posição sentada estável para uma posição mais instável, com apoio bipodal. Para execução dessa fase são esperadas maiores magnitudes de ativação muscular e de momentos articulares do membro inferior. A partir da máxima dorsiflexão do tornozelo inicia-se a fase de extensão (Fase<sub>3</sub>). Essa fase corresponde à maior parte da tarefa e tem seu encerramento quando a extensão total do quadril é alcançada. Por fim,

há a fase de estabilização (Fase<sub>4</sub>), na qual o indivíduo já se encontra em pé e são necessários ajustes posturais para a manutenção da estabilidade postural (SCHENKMAN et al., 1990).

Entre os estudos já citados previamente, Turcot et al. (2012) e Duffel et al. (2013) consideraram as subfases de inclinação, de transferência do momento e a fase de extensão para a investigação de alguns aspectos biomecânicos em diferentes subfases da tarefa de levantar-se. No estudo de Turcot et al. (2013) indivíduos com OAJ severa apresentaram, na fase de transferência do momento (Fase<sub>2</sub>), menor magnitude do momento do joelho no plano sagital, maior distribuição do força de reação do solo no membro inferior não acometido (ou menos acometido nos casos de OAJ bilateral) e demandaram de um maior período de tempo para concluir esta subfase. Duffel et al. (2013) encontraram que nas fases de transferência do momento e de extensão do levantar-se (Fase<sub>2</sub> e Fase<sub>3</sub>) os pacientes com OAJ unilateral leve distribuíram maior proporção de força de reação do solo no membro inferior não acometido quando comparado ao acometido, sem apresentar diferença quando comparados a um grupo controle. Nesse estudo, a fase de extensão da tarefa (Fase<sub>3</sub>) também foi caracterizada por uma menor magnitude do momento do joelho no plano sagital no membro não acometido em relação ao acometido. Ainda, uma menor magnitude da força de reação do solo no membro inferior acometido e maior tempo de duração quando comparados ao grupo controle foram observados nessa subfase. Em cada uma das subfases da tarefa, outro estudo não encontrou diferença no tempo de duração ao comparar um grupo de mulheres com OAJ unilateral leve e moderada com um grupo controle.

É coerente que na fase de transferência do momento (Fase<sub>2</sub>) as pessoas com OAJ modifiquem o padrão de execução da tarefa, de forma a diminuir a magnitude do momento do joelho mais acometido. Isso porque é nessa fase que há maior demanda pela geração de momento articular para transferir o corpo da posição sentada para em pé (SCHENKMAN et al., 1990). Algumas estratégias de movimento têm sido associadas à necessidade de diminuição do momento articular do joelho acometido pela OAJ, como uma maior flexão do tronco. Nesse sentido, Turcot et al. (2012) justificaram a menor magnitude do momento articular do joelho no plano sagital observado nos indivíduos com OAJ por meio da maior flexão do tronco (TURCOT et al., 2012). Entretanto, nesse estudo as variáveis cinéticas foram investigadas apenas na Fase<sub>2</sub>, enquanto a cinemática do tronco foi investigada considerando-se a tarefa completa. Portanto, nesse estudo não foi possível associar a presença das estratégias de movimento em uma mesma fase. Embora avaliar a flexão do tronco nos graus mais iniciais da doença não tenha sido objetivo do estudo de Duffel et al. (2013), essa também pode ter sido

uma estratégia adotada nesse estágio da OAJ para redução da magnitude dos momentos articulares do joelho no plano sagital. Além de possibilitar a diminuição da magnitude do momento articular do joelho devido à aproximação da projeção do centro de massa ao centro articular do joelho, a maior flexão do tronco também é sugerida como uma estratégia adotada diante da fraqueza dos músculos extensores do joelho (DEHAIL et al., 2007; DOORENBOSCH et al., 1994)

A amplitude da flexão do tronco também parece influenciar na magnitude de ativação dos músculos extensores do joelho em tarefas realizadas em cadeia cinética fechada com apoio bipodal (BLACKBURN; PADUA, 2009; DOORENBOSCH et al., 1994; FARROKHI et al., 2008). Estudos prévios que investigaram a influência do posicionamento do tronco na ativação dos músculos do membro inferior mostraram que durante tarefas utilizadas na reabilitação como salto e avanço, a maior inclinação do tronco é uma estratégia que permite diminuir a ativação dos músculos do quadríceps e aumentar a ativação dos extensores do quadril, entre os quais está o bíceps femoral (BLACKBURN; PADUA, 2009; FARROKHI et al., 2008). Da mesma forma, uma maior ativação dos músculos extensores do quadril e menor ativação dos músculos extensores do joelho foi observada em adultos saudáveis quando a tarefa de levantar-se de uma cadeira foi realizada com maior flexão do tronco (DOORENBOSCH et al., 1994). Além da importância para as atividades da vida diária, as tarefas de sentar e levantar de uma cadeira também estão presentes em protocolos de reabilitação de indivíduos com OAJ, especialmente com o objetivo de fortalecimento do músculo quadríceps (BAKER et al., 2001; CHAOVALIT; TAYLOR; DODD, 2019; LUND et al., 2008; ROOS; DAHLBERG, 2005; WILLIAMSON et al., 2007). Portanto, compreender as adaptações relacionadas à ativação muscular dos extensores e flexores do joelho e a relação com a flexão do tronco nas tarefas de levantar-se e sentar-se são lacunas a serem preenchidas na literatura.

Em conjunto, a força e a ativação muscular compõem parâmetros relacionados à função muscular, a qual exerce papel na fisiopatologia e manejo da OAJ (KRISHNASAMY; HALL; ROBBINS, 2018). O déficit na ativação muscular voluntária e alteração da cocontração entre agonistas e antagonistas também têm sido associados à fraqueza muscular em indivíduos com OAJ (BENNELL et al., 2013; HURLEY et al., 1997; LEWEK; RUDOLPH; SNYDER-MACKLER, 2004; PETTERSON et al., 2008). Por isso, além do fortalecimento dos músculos do quadríceps preconizados para a reabilitação dos pacientes com OAJ, intervenções envolvendo a cocontração de extensores e flexores do joelho também tem sido investigadas como uma possível estratégia para a reabilitação (PREECE et al., 2016).

A cocontração acontece quando há ativação simultânea dos músculos agonistas e antagonistas de uma articulação (KELLIS, 1998). Ao levantar-se de uma cadeira é esperado que os músculos extensores e flexores do joelho ativem simultaneamente. Entretanto, a cocontração dos músculos agonistas e antagonistas dos movimentos realizados no plano sagital (ex; quadríceps e isquiotibiais) pode contribuir com a carga no compartimento tibiofemural (MILLS et al., 2013). Durante a tarefa de levantar-se, Bouchouras et al. (2015) avaliaram mulheres com OAJ unilateral nos graus II e III e observaram que as participantes com OAJ levantavam-se com maior magnitude de cocontração de extensores e flexores do joelho e menor amplitude de movimento de quadril e joelho. Em relação à magnitude de ativação muscular de extensores e flexores do joelho durante o levantar-se pacientes com OAJ graus II e III avaliados em conjunto apresentaram maior magnitude de ativação do músculo vasto medial associada a um maior recrutamento do RF durante a tarefa de levantar-se. Os autores atribuíram este achado a uma tentativa de melhorar a qualidade da contração muscular, ativando mais fibras do tipo II para elevar-se da cadeira (ANAN et al., 2016). Em outro estudo, maior magnitude e ativação do músculo bíceps femoral em pacientes com OAJ unilateral nos graus leve e moderada foi observada na tarefa de levantar-se (PATSIKA; KELLIS; AMIRIDIS, 2011). Embora a flexão do tronco não tenha sido investigada nesses estudos, esta é uma variável que pode influenciar na magnitude de ativação de músculos que atuam como extensores e flexores do joelho, podendo associar-se também à magnitude de cocontração dos músculos extensores e flexores do joelho.

Apesar da queixa de dificuldade para sentar-se também ser reportada por pacientes com OAJ, esta tarefa ainda é pouco investigada nesse grupo de pacientes. Em estudo prévio, a magnitude de cocontração de extensores e flexores do joelho durante o sentar-se foi investigada em participantes que seriam submetidos à artroplastia total da articulação em relação a um grupo controle (DAVIDSON et al., 2013). Maior magnitude de cocontração foi observada nos participantes com OAJ e considerada uma estratégia que poderia comprometer a reabilitação por não favorecer o recrutamento isolado dos músculos do quadríceps. Acredita-se que a tarefa de se sentar seja investigada com menos frequência por ser executada a favor da gravidade. Entretanto, mesmo com o auxílio da gravidade para sua execução, a tarefa de sentar-se exige força muscular do quadríceps para o controle da ação excêntrica (ASHFORD; DE SOUZA, 2000). Diante da fraqueza muscular apresentada pelos pacientes com OAJ, é possível que a maior inclinação do tronco seja utilizada pelos pacientes com OAJ para sentar-se e se associe à magnitude de cocontração nesses pacientes.

Ainda com relação aos fenômenos associados à progressão da doença, inicialmente a OAJ apresenta acometimento unilateral. Estima-se que ao longo de um período de 12 anos, cerca de 80% dos pacientes com acometimento unilateral da doença serão acometidos bilateralmente (METCALFE et al., 2012).

Estudos prévios apresentam resultados controversos no que diz respeito ao efeito da OAJ bilateral ou unilateral na função física desses pacientes. Há estudos que encontraram que indivíduos com OAJ bilateral apresentam maior declínio funcional se comparados àqueles com OAJ unilateral (KEENAN et al., 2006; WHITE et al., 2010), enquanto em outro estudo não foi observada diferença (MARMON; ZENI; SNYDER-MACKLER, 2013). Durante a execução de tarefas realizadas no dia a dia, alguns estudos investigaram a simetria de aspectos biomecânicos durante a marcha realizada por pacientes com OAJ unilateral e bilateral (CREABY et al., 2013; MESSIER et al., 2016). No estudo de Creaby et al., (2012) os participantes com OAJ unilateral mostraram-se assimétricos por apresentarem varo do joelho e menor magnitude do momento flexor externo do joelho acometido, enquanto aqueles bilateralmente acometidos pela doença apresentaram-se simétricos (CREABY; BENNELL; HUNT, 2012). No estudo de Messier et al. (2016) foi sugerido que pacientes com OAJ unilateral e bilateral podem ser considerados semelhantes quanto à magnitude da força de reação do solo para eventuais intervenções ou investigações durante a marcha por não terem se diferenciado quanto ao índice de simetria dessa variável. Além da importância para a compreensão de diferenças que podem ser consideradas na reabilitação de pacientes com OAJ unilateral ou bilateral, os estudos dos diferentes estágios de severidade da OAJ variam em relação ao critério de inclusão de participantes com OAJ unilateral, OAJ bilateral ou ambos os padrões de acometimento. Compreender se esses grupos de pacientes se diferenciam em relação a parâmetros biomecânicos frequentemente investigados na literatura é importante para a interpretação dos resultados e delineamento de futuros estudos, visto que conforme a progressão da doença, o estabelecimento de critérios de inclusão exclusivamente unilateral ou bilateral pode ser um desafio.

Diante do exposto, os objetivos desta tese foram:

- Investigar se indivíduos acometidos pelos graus leve e moderado da OAJ e um grupo controle se diferenciam quanto ao pico de flexão do tronco, magnitude do momento articular das articulações do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital, magnitude do MTS e contribuição proporcional das articulações do membro inferior para a magnitude o MTS nas diferentes fases da tarefa de levantar-se da cadeira.
- Investigar se há maior flexão do tronco em pacientes com diferentes graus da OAJ durante o sentar-se

e comparar as magnitudes de ativação e cocontração muscular nos diferentes graus da doença e em relação a um grupo controle. Também foi objetivo correlacionar a flexão do tronco com a magnitude de cocontração durante o sentar-se e levantar-se.

- Comparar a simetria das magnitudes da força de reação do solo e o momento total de suporte dos membros inferiores de pacientes com OAJ unilateral e bilateral durante a tarefa de levantar-se de uma cadeira. Comparar as magnitudes do momento total de suporte, ativação e cocontração dos músculos extensores e flexores do joelho, torque extensor do joelho nos membros inferiores acometidos e mais acometidos de cada um dos subgrupos de pacientes com OAJ (unilateral x bilateral).

## REFERÊNCIAS

- ALNAHDI, A. H.; ZENI, J. A.; SNYDER-MACKLER, L. Muscle impairments in patients with knee osteoarthritis. **Sports health**, v. 4, n. 4, p. 284–92, Jul. 2012.
- ALTMAN, R. et al. Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. Diagnostic and Therapeutic Criteria Committee of the American Rheumatism Association. **Arthritis and Rheumatism**, v. 29, n. 8, p. 1039–1049, 1986.
- ANAN, M. et al. Do patients with knee osteoarthritis perform sit-to-stand motion efficiently? **Gait and Posture**, v. 41, n. 2, p. 488–492, 2015.
- ANAN, M. et al. Dynamic Frequency Analyses of Lower Extremity Muscles during Sit-To-Stand Motion for the Patients with Knee Osteoarthritis. **PLOS ONE**, v. 11, n. 1, p. e0147496, 25 Jan. 2016.
- ASHFORD, S.; DE SOUZA, L. A comparison of the timing of muscle activity during sitting down compared to standing up. **Physiotherapy research international : the journal for researchers and clinicians in physical therapy**, v. 5, n. 2, p. 111–28, 2000.
- BAKER, K. R. et al. The efficacy of home based progressive strength training in older adults with knee osteoarthritis: A randomized controlled trial. **Journal of Rheumatology**, v. 28, n. 7, p. 1655–1665, 2001.
- BENNEL, K.; HUNT, M.; WRIGLEY, T. Role of muscle in the genesis and management of knee osteoarthritis. **Rheumatic Disease Clinics of North America**, v. 34, p. 731–754, 2008.
- BENNEL, K. L. et al. Update on the role of muscle in the genesis and management of knee osteoarthritis. **Rheumatic Diseases Clinics of North America**, v. 39, n. 1, p. 145–76, 2013.
- BERENBAUM, F. Osteoarthritis as an inflammatory disease (osteoarthritis is not osteoarthrosis!). **Osteoarthritis and cartilage**, v. 21, n. 1, p. 16–21, Jan. 2013.
- BLACKBURN, J. T.; PADUA, D. A. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. **Journal of athletic training**, v. 44, n. 2, p. 174–9, 2009.
- BOUCHOURAS, G. et al. Kinematics and knee muscle activation during sit-to-stand movement in women with knee osteoarthritis. **Clinical Biomechanics**, v. 30, n. 6, p. 1–9, 2015.
- CHAOVALIT, S.; TAYLOR, N. F.; DODD, K. J. Sit-to-stand exercise programs improve sit-to-stand performance in people with physical impairments due to health conditions: a

- systematic review and meta-analysis. **Disability and Rehabilitation**, p. 1–10, 22 Jan. 2019.
- CHENG, Y.; HOOTMAN, J.; MURPHY, L. Morbidity and Mortality Weekly Report. Prevalence of doctor-diagnosed arthritis and arthritis-attributable activity limitation: United States, 2007-2009. **MMWR Morb Mortal Wkly Rep**, v. 59, n. 39, p. 2007–2009, 2010.
- CREABY, M. W. et al. Sagittal plane joint loading is related to knee flexion in osteoarthritic gait. **Clinical Biomechanics**, v. 28, n. 8, p. 916–920, 2013.
- CREABY, M. W.; BENNELL, K. L.; HUNT, M. A. Gait Differs Between Unilateral and Bilateral Knee Osteoarthritis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 5, p. 822–827, May 2012.
- CROSS, M. et al. The global burden of hip and knee osteoarthritis: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v. 73, n. 7, p. 1323–1330, Jul. 2014.
- CULVENOR, A. G. et al. Knee extensor strength and risk of structural, symptomatic and functional decline in knee osteoarthritis: A systematic review and meta-analysis. **Arthritis care & research**, v. Aug, n. 26, 2016.
- DAVIDSON, B. S. et al. Muscle activation and coactivation during five-time-sit-to-stand movement in patients undergoing total knee arthroplasty. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 23, n. 6, p. 1485–93, Dec. 2013.
- D’LIMA, D. D. et al. Knee joint forces : prediction , measurement , and significance. **Proceedings of the institution of mechanical engineers**, v. 226, n. 2, p. 95–102, 2013.
- DALL, P. M.; KERR, A. Frequency of the sit to stand task: An observational study of free-living adults. **Applied Ergonomics**, v. 41, n. 1, p. 58–61, Jan. 2010.
- DECARLO, M. S. et al. Traditional versus Accelerated Rehabilitation following ACL Reconstruction: A One-Year Follow-Up. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 15, n. 6, p. 309–16, Jan. 1992.
- DEHAIL, P. et al. Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a Sit-to-Walk task in elderly subjects : Role of strength. **Clinical Biomechanics**, v. 22, n. 10, p. 1096–1103, 2007.
- DOHERTY, M.; DOUGADOS, M. Evidence-based management of osteoarthritis: practical issues relating to the data. **Best Practice & Research Clinical Rheumatology**, v. 15, n. 4, p. 517–525, Oct. 2001.
- DOORENBOSCH, C. A. M. et al. Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. **Journal of Biomechanics**, v. 27, n. 11, p.

1299–1307, 1994.

DUFFELL, L. D. et al. Measuring body weight distribution during sit-to-stand in patients with early knee osteoarthritis. **Gait and Posture**, v. 38, n. 4, p. 745–750, 2013.

FARQUHAR, S. J.; REISMAN, D. S.; SNYDER-MACKLER, L. Persistence of Altered Movement Patterns During a Sit-to-Stand Task 1 Year Following Unilateral Total Knee Arthroplasty. **Physical Therapy**, v. 88, n. 5, p. 567–579, 2008.

FARROKHI, S. et al. Trunk Position Influences the Kinematics, Kinetics, and Muscle Activity of the Lead Lower Extremity During the Forward Lunge Exercise. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 7, p. 403–409, Jul. 2008.

FLANAGAN, S. P.; SALEM, G. P. The validity of summing lower extremity individual joint kinetic measures. **Journal of applied biomechanics**, v. 21, n. 2, p. 181–8, May 2005.

GUCCIONE, A. A. Arthritis and the process of disablement. **Physical therapy**, v. 74, n. 5, p. 408–414, 1994.

HINMAN, R. S. et al. Balance impairments in individuals with symptomatic knee osteoarthritis: a comparison with matched controls using clinical tests. **Rheumatology**, v. 41, n. 12, p. 1388–1394, 2002.

HUNTER, D. J.; SCHOFIELD, D.; CALLANDER, E. The individual and socioeconomic impact of osteoarthritis. **Nature Reviews Rheumatology**, v. 10, n. 7, p. 437–441, 25 Jul. 2014.

HURLEY, M. V. the Role of Muscle Weakness in the Pathogenesis of Osteoarthritis. **Rheumatic Disease Clinics of North America**, v. 25, n. 2, p. 283–298, May 1999.

HURLEY, M. V et al. Sensorimotor changes and functional performance in patients with knee osteoarthritis. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v. 56, n. 11, p. 641–648, 1 Nov. 1997.

INSTITUTE FOR HEALTH METRICS AND EVALUATION. *GBD Data Visualizations* [online], <http://www.healthdata.org/gbd/data-visualizations> (2015).

JANSSEN, W. G. M.; BUSSMANN, H. B. J.; STAM, H. J. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. **Physical therapy**, v. 82, n. 9, p. 866–79, 2002.

KEENAN, A. et al. Impact of multiple joint problems on daily living tasks in people in the community over age fifty-five. **Arthritis & Rheumatism**, v. 55, n. 5, p. 757–764, 15 Oct. 2006.

KELLGREN, J. H.; LAWRENCE, J. S. Radiological Assessment of Osteo-Arthrosis. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v. 16, n. 4, p. 494–502, 1957.

- KELLIS, E. Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. **Sports Med**, v. 25, p. 37–62, 1998.
- KHEMLANI, M. M.; CARR, J. H.; CROSBIE, W. J. Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 14, n. 4, p. 236–46, May 1999.
- KRISHNASAMY, P.; HALL, M.; ROBBINS, S. R. The role of skeletal muscle in the pathophysiology and management of knee osteoarthritis. **Rheumatology**, v. 57, n. suppl\_4, p. iv22-iv33, 1 May 2018.
- KUTZNER, I. et al. Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 11, p. 2164–2173, 2010.
- LEWEK, M. D.; RUDOLPH, K. S.; SNYDER-MACKLER, L. Quadriceps femoris muscle weakness and activation failure in patients with symptomatic knee osteoarthritis. **Journal of orthopaedic research**, v. 22, n. 1, p. 110–5, Jan. 2004.
- LLOYD, D. G.; BUCHANAN, T. S. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. **Journal of Biomechanics**, v. 34, n. 10, p. 1257–1267, Oct. 2001.
- LUND, H. et al. A randomized controlled trial of aquatic and land-based exercise in patients with knee osteoarthritis. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 40, n. 2, p. 137–144, 2008.
- MALY, M. R. Abnormal and cumulative loading in knee osteoarthritis. **Current opinion in rheumatology**, v. 20, n. 5, p. 547–52, 2008.
- MARMON, A. R.; ZENI, J. A.; SNYDER-MACKLER, L. Perception and presentation of function in patients with unilateral versus bilateral knee osteoarthritis. **Arthritis Care & Research**, v. 65, n. 3, p. 406–413, Mar. 2013.
- MESSIER, S. P. et al. Are unilateral and bilateral knee osteoarthritis patients unique subsets of knee osteoarthritis? A biomechanical perspective. **Osteoarthritis and Cartilage**, v. 24, n. 5, p. 807–813, May 2016.
- METCALFE, A. J. et al. Is knee osteoarthritis a symmetrical disease? Analysis of a 12 year prospective cohort study. **BMC musculoskeletal disorders**, v. 13, p. 153, 22 Aug. 2012.
- MILLS, K. et al. A systematic review and meta-analysis of lower limb neuromuscular alterations associated with knee osteoarthritis during level walking. **Clinical Biomechanics**, v. 28, n. 7, p. 713–24, Aug. 2013.
- MURRAY, A. M. et al. The associations between quadriceps muscle strength, power, and knee joint mechanics in knee osteoarthritis: A cross-sectional study. **Clinical Biomechanics**,

v. 30, n. 10, p. 8–13, 2015.

OIESTAD, B. E. et al. Knee extensor muscle weakness is a risk factor for development of knee osteoarthritis. A systematic review and meta-analysis. **Osteoarthritis and Cartilage**, p. 1–7, 1 Nov. 2014.

PATSIKA, G.; KELLIS, E.; AMIRIDIS, I. G. Neuromuscular efficiency during sit to stand movement in women with knee osteoarthritis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, p. 689–694, 2011.

PETTERSON, S. C. et al. Mechanisms underlying quadriceps weakness in knee osteoarthritis. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 40, n. 3, p. 422–427, Mar. 2008.

PIETROSIMONE, B. et al. Association Between Quadriceps Strength and Self Reported Physical Activity in People With Knee Osteoarthritis. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 9, n. 3, p. 320–328, 2014.

PREECE, S. J. et al. Reductions in co-contraction following neuromuscular re-education in people with knee osteoarthritis. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 17, n. 1, p. 372, 2016.

ROOS, E. M.; DAHLBERG, L. Positive effects of moderate exercise on glycosaminoglycan content in knee cartilage: a four-month, randomized, controlled trial in patients at risk of osteoarthritis. **Arthritis Rheum**, v. 52, p. 3507–3514, 2005.

SAGAWA, Y. et al. Individuals with knee osteoarthritis exhibit altered movement patterns during the sts task. **Movement & Sport Sciences**, v. 98, p. 39–49, 2017.

SANGHI, D. et al. Is radiology a determinant of pain, stiffness, and functional disability in knee osteoarthritis? A cross-sectional study. **Journal of Orthopaedic Science**, v. 16, n. 6, p. 719–725, 2011.

SCHENKMAN, M. et al. Whole-Body Movements During Rising to Standing kom Sitting. p. 638–648, 1990.

SENNA, E. Prevalence of rheumatic diseases in Brazil: a study using the COPCORD approach. **The Journal of Rheumatology**, v. 31, n. 3, p. 594–597, 2003.

SU, F. C.; LAI, K. A.; HONG, W. H. Rising from chair after total knee arthroplasty. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 3, p. 176–181, 1998.

TURCOT, K. et al. Sit-to-stand alterations in advanced knee osteoarthritis. **Gait and Posture**, v. 36, n. 1, p. 68–72, 2012.

VOS, T. et al. Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases and injuries 1990–2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. **The Lancet**, v. 380, n. 9859, p. 2163–2196, 15 Dec. 2012.

WALLACE, I. J. et al. Knee osteoarthritis has doubled in prevalence since the mid-20th century. **Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America**, v. 114, n. 35, p. 9332–9336, 29 Aug. 2017.

WHITE, D. K. et al. The independent effect of pain in one versus two knees on the presence of low physical function in a multicenter knee osteoarthritis study. **Arthritis care & research**, v. 62, n. 7, p. 938–43, Jul. 2010.

WHITE, D. K. et al. Trajectories of functional decline in knee osteoarthritis: the Osteoarthritis Initiative. **Rheumatology**, p. pii: kev419, 2015.

WILLIAMSON, L. et al. Severe knee osteoarthritis: a randomized controlled trial of acupuncture, physiotherapy (supervised exercise) and standard management for patients awaiting knee replacement. **Rheumatology**, v. 46, n. 9, p. 1445–1449, 2007.

WILSON, R.; BLAKELY, T.; ABBOTT, J. H. Radiographic knee osteoarthritis impacts multiple dimensions of health-related quality of life: data from the Osteoarthritis Initiative. **Rheumatology**, v. 57, n. 5, p. 891–899, 1 May 2018.

WINTER, D. A. Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. **Journal of biomechanics**, v. 13, n. 11, p. 923–7, 1980.

ZENI, J. A.; HIGGINSON, J. S. Knee osteoarthritis affects the distribution of joint moments during gait. **The Knee**, v. 18, n. 3, p. 156–159, Jun. 2011.

ZHANG, Y.; JORDAN, J. M. Epidemiology of Osteoarthritis. **Clinics in Geriatric Medicine**, v. 26, n. 3, p. 355–369, 2010.

## 2. MANUSCRITO I:

---

**CONTRIBUIÇÃO INDIVIDUAL DAS ARTICULAÇÕES DO MEMBRO INFERIOR  
PARA A MAGNITUDE DO MOMENTO TOTAL DE SUPORTE DURANTE O  
LEVANTAR-SE É CAPAZ DE DIFERENCIAR INDIVÍDUOS COM  
OSTEOARTRITE LEVE E MODERADA DOS JOELHOS.**

*Manuscrito Submetido ao Periódico Clinical Biomechanics*

## RESUMO

---

Para realizar a tarefa de levantar-se, indivíduos com osteoartrite do joelho (OAJ) modificam o padrão de movimento. Entretanto, não está claro na literatura se as modificações observadas são diferentes nos graus leve e moderado da doença. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi comparar a amplitude de flexão do tronco, a cinética e cinemática do membro inferior, a magnitude do momento total de suporte (MTS) e a contribuição individual de cada articulação para a magnitude do MTS durante o levantar-se em participantes com OAJ leve e moderada. Participaram do estudo 62 indivíduos alocados nos grupos OAJ leve (OA<sub>II</sub>; n=25); OAJ moderada (OA<sub>III</sub>; n = 16) e grupo controle (GC; n = 21). Os voluntários executaram a tarefa de levantar-se enquanto eram avaliados por meio de um sistema de análise tridimensional do movimento e plataforma de força. Foram analisadas as três fases da tarefa com relação às variáveis amplitude de flexão do tronco, picos dos momentos do quadril, joelho e tornozelo no membro inferior, a magnitude do momento total de suporte (MTS) e a contribuição individual de cada articulação para a magnitude do MTS durante o levantar-se. Também foram caracterizados quanto à amplitude de movimento do quadril, joelho e tornozelo, ao pico de torque extensor concêntrico do joelho utilizando o dinamômetro isocinético e aos sintomas auto relatados por meio do questionário *Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index* (WOMAC). Na Fase<sub>1</sub>, o grupo OA<sub>III</sub> apresentou menor magnitude do MTS ( $p = 0,012$ ). Na Fase<sub>2</sub>, ao comparar o grupo OA<sub>III</sub> com o GC foi observada menor magnitude dos momentos do quadril e joelho no plano sagital ( $p \leq 0,001$  e  $p \leq 0,040$ , respectivamente). Também na Fase<sub>2</sub>, os grupos OA<sub>II</sub> e OA<sub>III</sub> demandaram de menor magnitude do MTS ( $p = 0,019$ , e  $p \leq 0,001$ , respectivamente). Quando comparados ao GC e ao grupo OA<sub>II</sub>, respectivamente, o grupo OA<sub>III</sub> apresentou maior contribuição proporcional do quadril para a magnitude do MTS ( $p \leq 0,001$  e  $p = 0,006$ ), assim como menor contribuição do joelho ( $p \leq 0,003$  e  $p = 0,013$ ). Como conclusão, indivíduos com OAJ moderada modificam o padrão de movimento da tarefa de levantar-se. Enquanto na Fase<sub>3</sub> há maior contribuição do quadril para a magnitude do MTS, durante as fases anteriores esses indivíduos foram capazes de diminuir a sobrecarga no joelho sem influenciar a distribuição da carga nos membros inferiores.

**Palavras-chave:** osteoartrite do joelho; dinâmica inversa; biomecânica e análise do movimento.

## 2.1 INTRODUÇÃO

---

Levantar-se de uma cadeira é considerada uma tarefa que exige grande demanda biomecânica devido às magnitudes dos momentos articulares necessárias para sua execução (KUZNETSOV; RILEY, 2015; SCHENKMAN et al., 1990). Trata-se de uma tarefa presente entre as atividades da vida diária e que é frequentemente realizada no dia a dia. (DALL; KERR, 2010), além de estar presente entre os exercícios de protocolos de reabilitação da osteoartrite do joelho (OAJ). Entretanto, danos estruturais da articulação, como aqueles característicos dos diferentes graus de severidade da OAJ, tem sido relacionados à pior função física (WESSELING et al., 2015; WILSON; BLAKELY; ABBOTT, 2018). Portanto, por meio da cinética e cinemática é possível obter informações importantes relacionadas às estratégias de movimento utilizadas por indivíduos com graus leve e moderado da OAJ para levantar-se.

Durante o levantar-se, indivíduos com OAJ severa apresentam menor magnitude do momento articular do joelho no plano sagital no membro inferior acometido pela doença, maior amplitude de flexão do tronco e maior tempo necessário para concluir a tarefa (FARQUHAR; REISMAN; SNYDER-MACKLER, 2008; MIZNER; SNYDER-MACKLER, 2005; PAI et al., 1994; SAGAWA et al., 2017b; SU; LAI; HONG, 1998; TURCOT et al., 2012). Em pacientes com OAJ e que possuem indicação para o tratamento conservador, a menor magnitude do momento articular do joelho no plano sagital foi observada em mulheres com graus leve e moderado da doença, sem se diferenciarem quanto às magnitudes dos momentos articulares do quadril ou tornozelo (ANAN et al., 2015). Entretanto, ainda não há um consenso em relação ao comportamento da magnitude do momento articular do joelho durante a tarefa de levantar-se realizada por pacientes com OAJ e, ao contrário dos resultados previamente reportados, outro estudo não apresentou diferenças em relação a essa variável (DUFFELL et al., 2013). Da mesma forma, os resultados relacionados à magnitude do momento articular do quadril no plano sagital também são controversos e poucos estudos investigaram a magnitude do momento articular do tornozelo nesse mesmo plano. (ANAN et al., 2015; FARQUHAR; REISMAN; SNYDER-MACKLER, 2008; PAI et al., 1994; SAGAWA et al., 2017a; TURCOT et al., 2012).

A diminuição da magnitude do momento articular do joelho do membro inferior acometido pela OAJ pode ser importante para amenizar a dor articular e a carga imposta ao joelho. Entretanto, trata-se de uma estratégia que pode influenciar a distribuição dos

momentos articulares do membro inferior, modificando a coordenação intersegmentar (FARROKHI et al., 2016). O momento total de suporte (MTS) é uma medida obtida por meio da soma da média dos momentos articulares do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital e representa a sinergia da cadeia cinética do membro inferior (WINTER, 1980). A contribuição proporcional da magnitude do momento articular de cada uma das articulações do membro inferior para a magnitude do MTS pode complementar as informações sobre a estratégia de movimento utilizada para levantar-se (FLANAGAN; SALEM, 2005; WINTER, 1980). Mesmo quando a magnitude dos momentos articulares do quadril, joelho e tornozelo ou a magnitude do MTS não se diferenciam, mudanças na contribuição proporcional de cada uma das articulações do membro inferior para a magnitude do MTS podem ser observadas. (ZENI; HIGGINSON, 2011). Portanto, para melhor compreensão sobre as estratégias de movimento necessárias para execução da tarefa, o conhecimento sobre a contribuição proporcional das articulações do quadril, joelho e tornozelo para a magnitude do MTS em indivíduos com graus leve e moderado da OAJ faz-se necessário.

Dessa forma, a partir da literatura previamente exposta, o objetivo deste estudo foi investigar a tarefa de levantar-se realizada por indivíduos com OAJ leve e moderada em relação à amplitude de flexão do tronco, magnitude dos momentos articulares do membro inferior e no plano sagital e do MTS no membro inferior acometido ou mais acometido pela OAJ. Também foi objetivo do estudo investigar a contribuição proporcional do quadril, joelho e tornozelo para a magnitude do MTS ao longo da tarefa de levantar-se. A hipótese do estudo foi que indivíduos com OAJ moderada se diferenciariam daqueles com grau leve da OAJ e dos participantes saudáveis devido uma maior amplitude de flexão do tronco e menor magnitude do momento articular do joelho no plano sagital, acompanhada por maior magnitude dos momentos articulares do quadril e/ou tornozelo e por mudança na magnitude do MTS.

## **2.2 MÉTODOS**

---

### **2.2.1 Participantes**

O tamanho amostral foi estimado utilizando o estudo de Turcot et al. (2012), sendo o momento articular do joelho no plano sagital como variável principal. Com uma diferença entre as médias de 0,21; um desvio padrão agrupado de 0,16 e tamanho do efeito de 0,6 o tamanho da amostra foi estimado conforme proposto por Cohen (1992). Portanto, para um

alfa de 0,05 e poder de 0,80 a amostra mínima necessária para cada grupo foi de 13 participantes.

Para este estudo transversal foram recrutados 62 voluntários de ambos os sexos e com idade de 40 a 65 anos. O recrutamento dos participantes foi realizado por meio de divulgação na mídia da comunidade de São Carlos. Os participantes foram alocados em 3 grupos: Grupo Controle (GC), composto por 21 indivíduos saudáveis; Grupo com OAJ Leve (OA<sub>I</sub>), com 25 voluntários diagnosticados com OAJ no compartimento tibiofemural com grau leve e o Grupo com OAJ moderada (OA<sub>II</sub>), com 16 voluntários diagnosticados com OAJ no compartimento tibiofemural de grau moderado. A determinação do grau de severidade da OAJ foi estabelecida conforme os critérios de Kellgren e Lawrence (KL) (KELLGREN; LAWRENCE, 1957). Para isso, todos os participantes foram encaminhados para a realização do exame radiográfico de ambos os joelhos. Todos os participantes realizaram os exames radiográficos em um mesmo local e as imagens foram avaliadas por 2 pesquisadores previamente capacitados.

Para inclusão no estudo, os participantes não poderiam relatar possuir qualquer condição de saúde que comprometesse a segurança da avaliação, como doenças cardiovasculares, neurológicas, respiratórias e/ou musculoesqueléticas. Os voluntários não poderiam apresentar relato de tratamento fisioterapêutico ou com injeções de esteroides nos 6 meses que antecederam a participação no estudo; relato de doença, lesão, trauma, fratura ou cirurgia nos membros inferiores. Também não poderiam apresentar índice de massa corporal (IMC) maior que 35kg/m<sup>2</sup> (GONÇALVES et al., 2017). Além disso, todos deveriam ser capazes de levantar-se de uma cadeira sem a necessidade de dispositivo de auxílio. Para inclusão no grupo controle os voluntários não poderiam apresentar qualquer sinal ou sintoma de OAJ. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos (CAAE: 27234514.0.0000.5504) e todos os participantes assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE 2).

### **2.2.2 Procedimentos**

Os 62 participantes do que contemplaram aos critérios de inclusão realizaram avaliação da cinemática e cinética da tarefa de levantar-se. Também foram submetidos à uma avaliação do torque isocinético extensor do joelho e responderam ao questionário Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) para caracterização da amostra em relação à força dos músculos extensores do joelho e auto relatos de dor e função física dos joelhos. As avaliações foram realizadas no departamento de Fisioterapia da

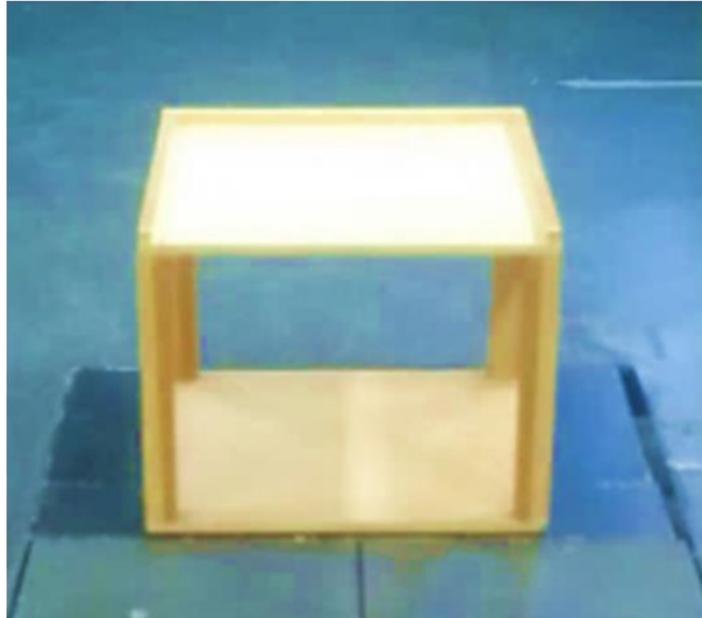
Universidade Federal de São Carlos em dois dias distintos, com sequencia aleatoriamente determinada por sorteio e com um intervalo de até sete dias entre cada avaliação.

### **2.2.2.1 Avaliação da Tarefa de Levantar-se**

O sistema de análise do movimento Qualisys® Oqus 300 (Qualisys®, Gothenburg, Sweden) composto por oito câmeras e uma plataforma de força (Bertec Corporation, OH, USA) foram utilizados para aquisição dos dados da cinética e cinemática em frequências amostrais de 120 e 1200 Hz, respectivamente. Marcadores reflexivos foram posicionados em referências anatômicas previamente descritas (SELISTRE et al., 2017) e foram utilizados para a construção anatômica do tronco, pelve, coxa, perna e pé. O centro articular do joelho e tornozelo foram calculados como os pontos médios entre os côndilos femorais e maléolos lateral e medial, respectivamente (CHAPMAN et al., 2015). Para definição do centro articular do quadril, foi utilizada a medida proposta por Bell et al. (1989). O movimento angular das articulações foi definido utilizando os ângulos de Cardan, de acordo com as recomendações da Sociedade Internacional de Biomecânica (WU et al., 2002).

Inicialmente foi realizada uma avaliação estática inicial que foi utilizada como referência para as análises biomecânicas por meio do alinhamento do voluntário ao sistema de coordenadas global. Em seguida, todos os participantes realizaram avaliação do levantar-se, a partir da posição sentada em uma cadeira sem encosto, sem apoio de braços e com a altura do assento adequada de forma que os joelhos e tornozelos do voluntário se mantivessem posicionados a 90° de flexão (FIGURA 1).

**Figura 1-** Aparato utilizado como cadeira para as avaliações das tarefas de levantar-se e sentar-se.



Fonte: Acervo pessoal

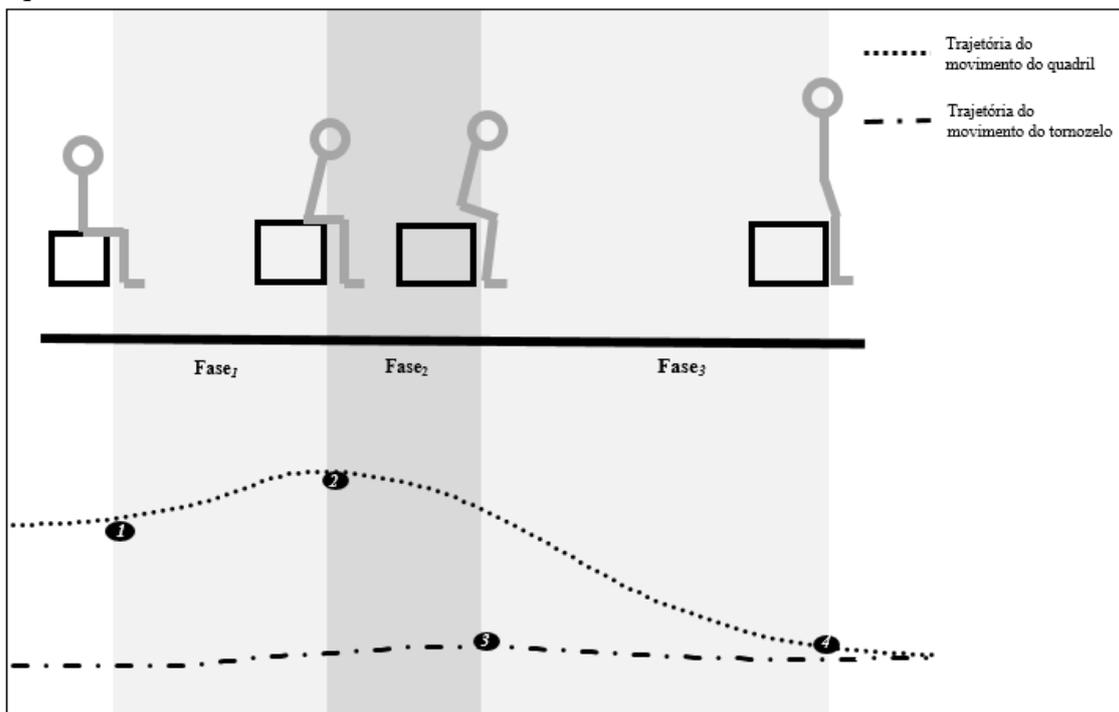
\* Quando necessário, eram colocados assentos de madeira para posicionar o paciente na posição inicial (aproximadamente 90° flexão de quadril, joelho e tornozelo). Esses assentos possuíam diferentes alturas.

Após comando verbal de um mesmo avaliador, os participantes deveriam levantar-se da cadeira em velocidade auto selecionada, sem o uso de apoio dos braços. Não houve restrição em relação ao posicionamento dos pés durante a transição de sentado para em pé. (TURCOT et al., 2012). Para padronização da posição inicial, todos os participantes iniciaram a tarefa a partir da posição sentada, com o apoio da região de glúteos e posterior da coxa que correspondia a  $\frac{1}{3}$  da distância entre o trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur.

Cada participante completou 5 repetições da tarefa de levantar-se, de forma foram utilizadas as 3 primeiras repetições em que não houve perda de marcadores que comprometesse a reconstrução dos segmentos utilizados para análise biomecânica descrito posteriormente. Para determinação do início e fim da tarefa foram utilizados, respectivamente, o instante em que o ângulo do quadril excedeu em 5 desvios padrão seu ângulo inicial na posição sentada, por um período maior que 10 *frames* consecutivos e o instante em que o ângulo do quadril obtido possuía um valor equivalente a 5 desvio-padrão menor que maior valor do ângulo de extensão do quadril ao final da tarefa de levantar-se (BOUCHOURAS et al., 2015).

Para análise do movimento foram consideradas as três fases da tarefa de levantar-se da cadeira conforme proposto por Bouchouras et al. (2015). Foi considerada como Fase<sub>1</sub> o período correspondente ao movimento identificado do início da tarefa até o máximo ângulo de flexão do quadril. A Fase<sub>2</sub> foi definida como o período da tarefa que vai do máximo ângulo de flexão do quadril até o máximo ângulo de flexão do tornozelo. Como Fase<sub>3</sub> foi considerado o período da tarefa desde o ponto que representa o máximo ângulo de flexão do tornozelo até o final do movimento. As referências cinemáticas utilizadas para determinar as três fases da tarefa de levantar-se estão ilustradas na Figura 2.

**Figura 2** - Ilustração das referências cinemáticas utilizadas para identificar cada uma das fases da tarefa de levantar-se da cadeira. 1: Início da tarefa (ponto em que o ângulo do quadril excedeu em 5 desvios padrão e durante um período maior que 10 frames consecutivos o ângulo inicial do quadril com o voluntário na posição sentada); 2: Ângulo máximo de flexão do quadril; 3: Ângulo máximo de dorsiflexão do tornozelo; 4: Final da tarefa (ponto no qual o ângulo quadril possuía um valor equivalente a 5 desvio padrão menor que maior valor do ângulo de extensão do quadril ao final da tarefa de levantar-se).



O processamento dos dados da cinética e cinemática capturados durante a tarefa de levantar-se foi realizado utilizando os softwares Qualisys Track Manager 1.6.0.x-QTM, Visual3D (C-motion Inc., Rockville, MD, USA), e MATLAB™ R2014a (The Mathworks Inc., Natick, USA). Foi utilizado um filtro de quarta ordem, com atraso de fase zero, Butterworth passa-baixa com frequências de corte de 25 e 6 Hz, respectivamente. Os

momentos articulares do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital foram calculados utilizando o método da dinâmica inversa e foram normalizados pelo produto do peso e altura de cada participante (Nm/Kg.Ht). O momento interno extensor do joelho foi considerado positivo, enquanto o momento interno extensor do quadril e momento flexor plantar do tornozelo foram considerados como negativos (WINTER, 2009). O pico de cada um desses momentos articulares foi obtido para cada uma das fases da tarefa de levantar-se. O MTS foi calculado como som das médias dos momentos internos do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital (HOF, 2000; WINTER, 1980). A contribuição proporcional da média dos momentos internos extensores do quadril e joelho e do momento flexor plantar foram calculadas por meio da contribuição relativa de cada articulação (em porcentagem) para a magnitude do MTS (SAMAAN et al., 2017; WINTER, 1980).

#### **2.2.2.2 Avaliação Isocinética**

A avaliação do torque isocinético extensor concêntrico do joelho foi realizado utilizando um dinamômetro isocinético (Biodex Multi-Joint System 3, Biodex Medical Inc, Shirley, NY, USA). A avaliação foi realizada conforme instruções e procedimentos previamente reportados (SERRÃO et al., 2014), em uma velocidade angular de 60 graus/Segundo, com uma frequência de aquisição de 100 Hz. A média do pico de torque extensor concêntrico do joelho ( $PT_{conc\_ext}$ ) foi calculada e o resultado foi normalizado pelo peso corporal de cada participante utilizando a seguinte fórmula:  $(Nm/kg) \times 100$  (SERRÃO et al., 2014).

Para todas as avaliações previamente descritas, o membro inferior acometido, ou mais acometido pela OAJ foi avaliado nos participantes que compuseram os grupos  $OA_{II}$  e  $OA_{III}$  e, de forma aleatória, um dos membros inferiores foi escolhido para a avaliação dos participantes do GC.

#### **2.2.2.3 Auto relatos de dor e função física**

Os participantes responderam às seções dor e função física do questionário WOMAC. Quanto mais elevado o escore obtido para cada uma das seções, maior a intensidade da dor e pior a função física do participante. O questionário possui um total de 5 questões na seção dor e 17 questões na seção função física, de forma que utilizando uma escala de Likert, o escore máximo para cada uma delas é de 20 e 68 pontos, respectivamente (BELLAMY et al., 1988; SANTOS et al., 2011).

### 2.2.3 Análise Estatística

As médias e desvio padrões para cada uma das variáveis foram calculadas em cada um dos grupos e uma análise exploratória foi realizada para determinação da distribuição e homogeneidade da variância utilizando os testes de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente.

Diferenças entre os grupos em relação à idade, massa corporal, altura e IMC foram investigadas pela Análise de Variância (ANOVA), seguida do teste post-hoc de Bonferroni. Para as comparações das distribuições do sexo dos participantes e do padrão do acometimento da OAJ (unilateral ou bilateral) foi utilizado o teste qui-quadrado.

Análises de Covariância (ANCOVA) utilizando IMC como covariável foram conduzidas para cada uma das fases da tarefa de levantar-se para determinar o efeito de grupo (CG X OA<sub>II</sub> X OA<sub>III</sub>) no pico de flexão do tronco e amplitude de movimento (ADM) das articulações do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital, bem como o tempo para realização da tarefa. Como os momentos articulares foram previamente normalizados pelo produto da massa corporal e altura, para determinar o efeito de grupo (CG X OA<sub>II</sub> X OA<sub>III</sub>) nas variáveis momentos extensores internos de quadril, joelho e tornozelo no plano sagital, na magnitude do MTS e na contribuição relativa do quadril, joelho e tornozelo para a magnitude do MTS do membro inferior acometido ou mais acometido pela OAJ as comparações foram realizadas por meio da ANOVA. Nos casos em que a ANOVA revelou um efeito principal estatístico para condições avaliadas, o teste post-hoc de Bonferroni foi utilizado para a comparação entre os pares. Para as análises foi considerado um alfa  $\leq 0,05$ .

Para caracterizar os grupos de acordo com o torque extensor do joelho, uma ANOVA seguida do teste post-hoc de Bonferroni foi utilizada para comparação do pico de torque extensor concêntrico do joelho.

As medidas dos auto relatos de dor e função física (WOMAC<sub>dor</sub> e WOMAC<sub>função</sub>) obtidas pelo questionário WOMAC e a contribuição relativa das articulações do quadril, joelho e tornozelo para a magnitude do MTS foram comparadas entre os grupos utilizando o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, seguido do teste post-hoc de Mann-Whitney com correção de Bonferroni. Para estas comparações foi considerado um alfa  $\leq 0,017$ . Todas as análises foram realizadas com o software de análise estatística SPSS versão 17.0 (SPSS Inc., Chicago, USA).

## 2.3. RESULTADOS

### 2.3.1. Características dos Participantes

Sessenta e dois participantes foram avaliados, entretanto os dados cinéticos de 7 participantes não foram considerados para análise devido a problemas com o equipamento de captura desses dados e impossibilidade desses voluntários comparecerem à universidade para uma nova avaliação. Não houve diferença para a idade e altura entre os grupos. Os participantes do grupo OA<sub>III</sub> apresentaram maior massa corporal e IMC se comparados ao grupo controle ( $p = 0,002$ ;  $p = 0,001$ , respectivamente) e ao grupo OA<sub>II</sub> ( $p = 0,021$ ;  $p = 0,007$ , respectivamente). Os resultados referentes às comparações dos dados demográficos e à distribuição do padrão de acometimento da OAJ (unilateral/bilateral) estão apresentados na Tabela 1.

**Tabela 1.** Características dos participantes (média  $\pm$  desvio padrão) e resultados das comparações por meio da ANOVA ou teste Chi-quadrado.

	GC (n = 21)	OA <sub>II</sub> (n = 25)	OA <sub>III</sub> (n = 16)	<i>p</i>
<b>Idade (anos)</b>	55,86 $\pm$ 6,51	56,48 $\pm$ 5,33	56,88 $\pm$ 6,06	0,869
<b>Altura (m)</b>	1,65 $\pm$ 0,09	1,67 $\pm$ 0,08	1,66 $\pm$ 0,09	0,728
<b>Massa Corporal (kg)</b>	70,64 $\pm$ 13,79	74,10 $\pm$ 8,71	84,74 $\pm$ 13,53	0,008*§
<b>IMC (kg/m<sup>2</sup>)</b>	25,96 $\pm$ 4,13	26,79 $\pm$ 3,16	30,46 $\pm$ 3,58	0,001*§
<b>Sexo Feminino (%)</b>	47%	60%	50%	0,539
<b>Unilateral / Bilateral</b>		13 / 12	4/12	0,126

Abreviações: GC, grupo controle; OA<sub>II</sub>: grupo com osteoartrite leve (grau II de Kellgren e Lawrence), OA<sub>III</sub>: grupo com osteoartrite moderada (grau III de Kellgren e Lawrence); n: número de participantes; *p*: nível de significância; IMC: Índice de Massa Corporal.

§  $p \leq 0,05$  para comparação do GC com OA<sub>II</sub>

\*  $p \leq 0,05$  para comparação do GC com OA<sub>III</sub>

#  $p \leq 0,05$  para comparação do OA<sub>II</sub> com OA<sub>III</sub>

Quando comparados ao GC, tanto os participantes do grupo OA<sub>II</sub> como OA<sub>III</sub> apresentaram piores auto relatos de dor e função física nas seções avaliadas pelo questionário WOMAC ( $p \leq 0,001$ ). O auto relato de dor diferenciou os participantes do grupo OA<sub>II</sub> dos participantes do grupo OA<sub>III</sub>, de forma que aqueles com OAJ moderada apresentaram maior intensidade de dor ( $p = 0,014$ ). Os resultados referentes aos auto relatos de dor e função física avaliados pelo questionário WOMAC foram apresentados na Tabela 2.

**Tabela 2.** Auto relatos de dor e função física utilizando o questionário WOMAC

	CG Mediana (max-min)	OA <sub>II</sub> Mediana (max-min)	OA <sub>III</sub> Mediana (max-min)	<i>p</i>
WOMAC <sub>dor</sub>	0,00 (1,00 - 0,00)	8,00 (15,00 - 2,00)	11,00 (16,00 - 3,00)	<i>p</i> < 0,001 <sup>§*#</sup>
WOMAC <sub>função</sub>	0,50 (5,00 - 1,00)	22,00 (51,00 - 5,00)	35,00 (56,00 - 4,00)	<i>p</i> < 0,001 <sup>§*</sup>
WOMAC <sub>levantar</sub>	0,50 (6,00 - 1,00)	35,00 (68,00 - 9,00)	50,00 (78,00 - 8,00)	<i>p</i> < 0,001 <sup>§*</sup>
WOMAC <sub>levantar_cama</sub>	0,00 (1,00 - 0,00)	1,00 (3,00 - 0,00)	2,00 (4,00 - 0,00)	<i>p</i> < 0,001 <sup>§*</sup>
WOMAC <sub>levantar_vaso</sub>	0,00 (1,00 - 0,00)	1,00 (4,00 - 0,00)	2,00 (4,00 - 0,00)	<i>p</i> < 0,001 <sup>§*</sup>

Abreviações: GC, grupo controle; OA<sub>II</sub>: grupo com osteoartrite leve (grau II de Kellgren e Lawrence), OA<sub>III</sub>: grupo com osteoartrite moderada (grau III de Kellgren e Lawrence); *p*: nível de significância.

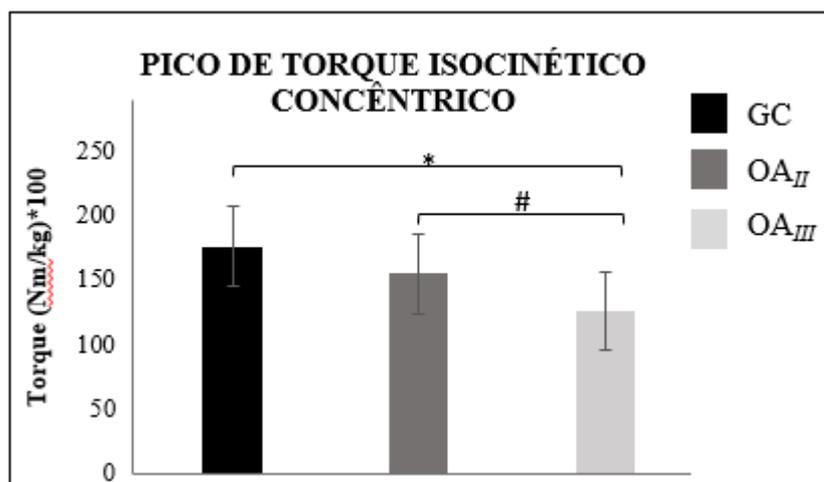
<sup>§</sup> *p* ≤ 0,05 para comparação do GC com OA<sub>II</sub>

\* *p* ≤ 0,05 para comparação do GC com OA<sub>III</sub>

# *p* ≤ 0,05 para comparação do OA<sub>II</sub> com OA<sub>III</sub>

Houve efeito de grupo para o pico de torque extensor concêntrico do joelho ([*F*(2,61) = 11,64], *p* ≤ 0,001 ;  $\eta^2 = 0,294$ ). As comparações utilizando o teste post-hoc revelaram que o PT<sub>conc\_ext</sub> foi menor no grupo OA<sub>III</sub> quando comparado aos grupos controle (*p* = 0,014 ; diferença entre as médias (DM) = 29,15 ; Intervalo de Confiança de 95% (IC95%) = (4,69 – 5,62) ; Tamanho do Efeito (ES) = 1,60) e OA<sub>II</sub> (*p* ≤ 0,001 ; DM = 50,12 ; IC95% = (24,70 – 75,53) ; ES = 0,94). (FIGURA 3)

**Figura 3** - Média e desvio padrão do pico de torque extensor concêntrico dos grupos avaliados e resultado das comparações utilizando ANOVA.



Abreviações: GC, grupo controle; OA<sub>II</sub>: grupo com osteoartrite leve (grau II de Kellgren e Lawrence), OA<sub>III</sub>: grupo com osteoartrite moderada (grau III de Kellgren e Lawrence).

<sup>§</sup> *p* ≤ 0,05 para comparação do GC com OA<sub>II</sub>

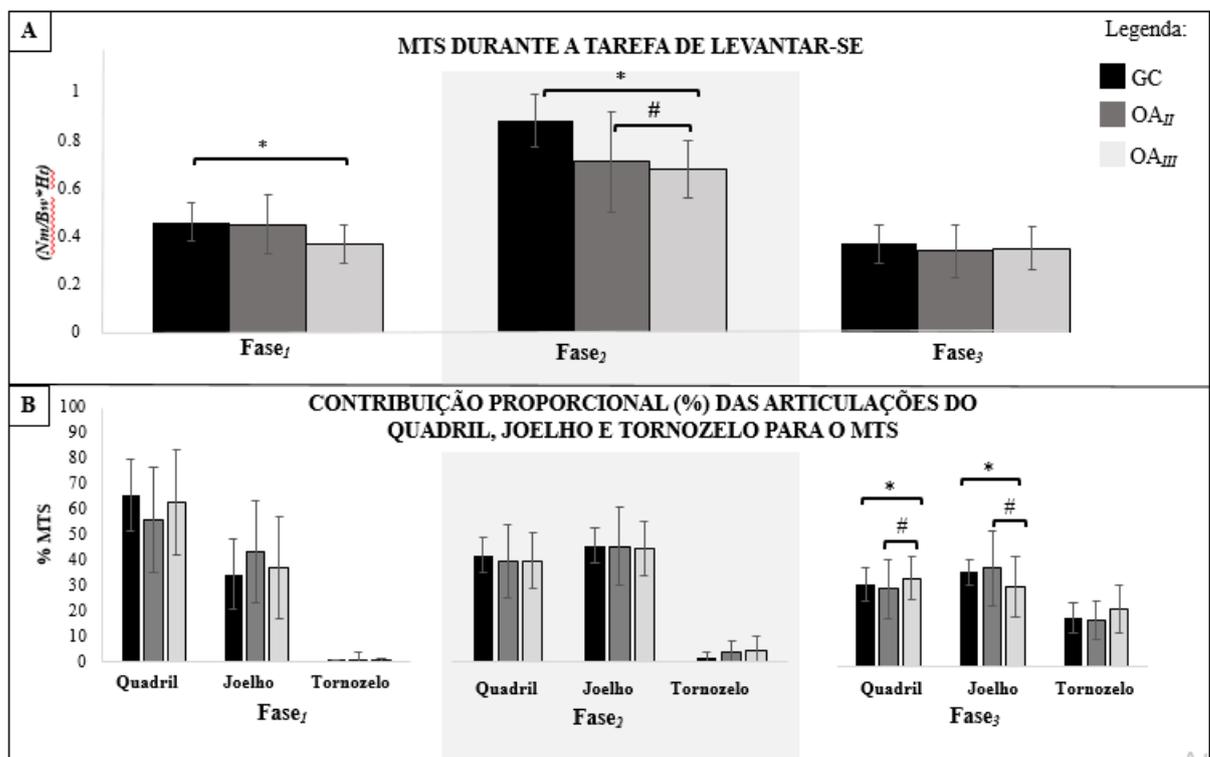
\* *p* ≤ 0,05 para comparação do GC com OA<sub>III</sub>

# *p* ≤ 0,05 para comparação do OA<sub>II</sub> com OA<sub>III</sub>

### 2.3.2 Cinética e Cinemática durante cada Fase do Levantar-se

Os resultados das comparações entre os grupos utilizando ANCOVA ou ANOVA estão descritos abaixo para cada uma das fases da tarefa de levantar-se. As comparações entre os grupos em cada uma das fases das variáveis pico de flexão do tronco, amplitude de movimento (ADM) das articulações do quadril, joelho e tornozelo, magnitude dos momentos articulares do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital, magnitude do momento total de suporte (MTS) e tempo de duração de cada uma das três fases da tarefa de levantar-se da cadeira estão apresentados na Tabela 3. Os resultados das comparações das magnitudes do MTS e contribuição individual das articulações dos membros inferiores para a magnitude no MTS estão ilustradas na Figura 4.

**Figura 4 - A-** Magnitude do Momento Total de Suporte (MTS) entre os grupos com OAJ moderada ( $OA_{III}$ ), OAJ leve ( $OA_{II}$ ) e grupo controle (GC) em cada uma das fases da tarefa de levantar-se da cadeira; **B –** Contribuição proporcional das articulações do quadril, joelho e tornozelo para a magnitude do MTS expressas em porcentagem (%) entre os grupos avaliados e em cada uma das fases da tarefa de levantar-se.



<sup>s</sup>  $p \leq 0,05$  para comparação do GC com  $OA_{II}$

\*  $p \leq 0,05$  para comparação do GC com  $OA_{III}$

#  $p \leq 0,05$  para comparação do  $OA_{II}$  com  $OA_{III}$

**Tabela 3** - Resultados das comparações entre os grupos em relação às as variáveis pico de flexão do tronco, amplitude de movimento (ADM) das articulações do quadril, joelho e tornozelo; momentos articulares do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital; magnitude do momento total de suporte (MTS) e tempo de duração de cada uma das três fases da tarefa de levantar-se da cadei

VARIÁVEIS		GC	OA <sub>II</sub>	OA <sub>III</sub>	F	P	$\eta^2$	GC X OA <sub>II</sub>	GC X OA <sub>III</sub>	OA <sub>II</sub> X OA <sub>III</sub>	
		Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP				DM (IC 95%)	DM (IC 95%)	DM (IC 95%)	
Fase <sub>1</sub>	ADM (°)	Tronco <sub>ADM1</sub>	41,83 ± 6,58	43,40 ± 9,06	48,77 ± 5,81	1,87	0,164	0,06	-1,31 (-6,92 ; 4,29)	-5,43 (-12,50 ; 1,64)	-4,12 (-10,72 ; 2,48)
		Quadril <sub>ADM1</sub>	24,43 ± 8,64	21,68 ± 7,12	24,12 ± 5,69	1,30	0,282	0,04	2,26 (-3,17 ; 7,70)	-0,22 (-6,89 ; 6,45)	-2,48 (-8,79 ; 3,80)
		Joelho <sub>ADM1</sub>	2,87 ± 1,78	3,54 ± 3,21	4,17 ± 2,50	0,36	0,697	0,01	-0,46 (-2,36 ; 1,44)	-0,64 (-2,99 ; 1,71)	-0,18 (-2,41 ; 2,05)
		Tornozelo <sub>ADM1</sub>	7,82 ± 2,87	6,98 ± 2,99	7,97 ± 2,42	0,83	0,443	0,03	1,09 (-0,97 ; 3,15)	0,83 (-1,78 ; 3,44)	-0,26 (-2,70 ; 2,18)
	(Nm/Kg* <i>m</i> )	Quadril <sub>momento1</sub>	-0,47 ± 0,11	-0,38 ± 0,17	-0,35 ± 0,12	4,69	0,051	0,16	-0,08 (-0,190 ; 0,02)	-0,13 (-0,24 ; 0,02)	-0,04 (-0,16 ; 0,07)
		Joelho <sub>momento1</sub>	0,45 ± 0,05	0,41 ± 0,11	0,39 ± 0,12	2,23	0,119	0,08	0,05 (-0,03 ; 0,12)	0,06 (-0,01 ; 0,14)	0,02 (-0,06 ; 0,10)
		Tornozelo <sub>momento1</sub>	-0,003 ± 0,08	-0,002 ± 0,24	-0,001 ± 0,01	0,54	0,585	0,02	0,005 (-0,01 ; 0,02)	0,004 (-0,01 ; 0,02)	-0,002 (-0,016 ; 0,01)
		MTS <sub>1</sub>	0,46 ± 0,08	0,45 ± 0,12	0,37 ± 0,08	5,02	0,010*	0,17	0,02 (-0,06 ; 0,10)	0,10 (0,017 ; 0,18)	0,078 (-0,00 ; 0,16)
	segs	Tempo <sub>1</sub>	0,45 ± 0,16	0,41 ± 0,16	0,46 ± 0,23	0,42	0,662	0,01	0,05 (-0,09 ; 0,18)	0,047 (-0,12 ; 0,21)	0,002(-0,15 ; 0,16)
	Fase <sub>2</sub>	ADM (°)	Tronco <sub>ADM2</sub>	43,70 ± 6,60	46,58 ± 8,54	51,77 ± 6,60	2,91	0,063	0,09	-2,27 (-7,63 ; 3,08)	-6,85 (-13,87 ; 0,16)
Quadril <sub>ADM2</sub>			15,97 ± 7,21	11,47 ± 5,88	12,54 ± 5,96	3,14	0,051	0,10	4,70 (-0,08 ; 9,47)	4,15 (-1,97 ; 10,27)	-0,54 (-6,32 ; 5,23)
Joelho <sub>ADM2</sub>			12,76 ± 4,33	11,73 ± 3,77	11,06 ± 5,19	0,33	0,718	0,01	1,00 (-2,23 ; 4,23)	1,08 (-3,10 ; 5,26)	0,08 (-3,88 ; 4,04)
Tornozelo <sub>ADM2</sub>			4,52 ± 1,99	3,99 ± 2,04	3,83 ± 1,35	0,75	0,478	0,03	0,57 (-0,84 ; 1,97)	0,80 (-1,01 ; 2,60)	0,23 (-1,48 ; 1,94)
(Nm/Kg* <i>m</i> )		Quadril <sub>momento2</sub>	-0,50 ± 0,10	-0,44 ± 0,10	-0,37 ± 0,11	8,85	0,001*	0,27	-0,06 (-0,14 ; 0,02)	-0,14 (-0,22 ; - 0,06)	-0,08 (-0,17 ; 0,07)
		Joelho <sub>momento2</sub>	0,51 ± 0,06	0,46 ± 0,07	0,41 ± 0,11	5,86	0,005*	0,19	0,05 (-0,18 ; 0,12)	0,10 (0,03 ; 0,18)	0,046 (-0,03 ; 0,12)
		Tornozelo <sub>momento2</sub>	-0,14 ± 0,06	-0,05 ± 0,07	-0,05 ± 0,07	1,87	0,164	0,07	0,04 (-0,2 ; 0,10)	0,04 (-0,02 ; 0,10)	0,00 (-0,06 ; 0,06)
		MTS <sub>2</sub>	0,88 ± 0,11	0,71 ± 0,21	0,68 ± 0,12	9,45	≤0,001 <sup>§*</sup>	0,29	0,14 (0,02 ; 0,27)	0,21 (0,09 ; 0,34)	0,07 (-0,06 ; 0,20)
segs		Tempo <sub>2</sub>	0,25 ± 0,017	0,24 ± 0,02	0,24 ± 0,021	0,08	0,921	0,00	0,004(-0,05 ; 0,06)	0,01 (-0,06 ; 0,08)	0,007 (-0,06 ; 0,07)
Fase <sub>3</sub>		ADM (°)	Tronco <sub>ADM3</sub>	37,52 ± 8,53	43,12 ± 8,63	48,11 ± 6,62	5,46	0,007*	0,17	-5,24 (-11,29 ; 0,82)	-10,87 (-18,81 ; - 2,92)
	Quadril <sub>ADM3</sub>		79,37 ± 13,12	81,65 ± 10,65	74,13 ± 9,19	0,63	0,537	0,02	-4,01 (-11,37 ; 3,34)	1,87 (-7,24 ; 10,97)	5,88 (-2,74 ; 14,50)
	Joelho <sub>ADM3</sub>		67,07 ± 9,99	68,87 ± 11,27	57,98 ± 12,53	1,55	0,222	0,05	-3,33 (-10,93 ; 4,27)	4,26 (-5,48 ; 14,00)	7,60 (-1,60 ; 16,79)
	Tornozelo <sub>ADM3</sub>		10,61 ± 3,10	12,57 ± 5,65	8,86 ± 4,34	3,37	0,041*	0,11	-1,96 (-4,93 ; 1,01)	1,74 (-2,06 ; 5,55)	3,70(0,11 ; 7,30)
	(Nm/Kg* <i>m</i> )	Quadril <sub>momento3</sub>	-0,32 ± 0,12	-0,29 ± 0,09	-0,28 ± 0,08	0,96	0,392	0,04	-0,02 (-0,09 ; 0,06)	-0,44 (-0,12 ; 0,03)	-0,03 (-0,11 ; 0,06)
		Joelho <sub>momento3</sub>	0,35 ± 0,06	0,33 ± 0,11	0,32 ± 0,12	0,39	0,682	0,01	0,02 (-0,06 ; 0,10)	0,03 (-0,05 ; 0,11)	0,01 (-0,08 ; 0,09)
		Tornozelo <sub>momento3</sub>	-0,17 ± 0,06	-0,14 ± 0,11	-0,15 ± 0,06	0,86	0,429	0,33	-0,03 (-0,10 ; 0,03)	-0,03 (-0,10 ; 0,04)	0,01 (-0,06 ; 0,08)
		MTS <sub>3</sub>	0,37 ± 0,08	0,34 ± 0,11	0,35 ± 0,09	0,17	0,848	0,01	0,02 (-0,06 ; 0,09)	0,01 (-0,07 ; 0,09)	0,003 (-0,08 ; 0,08)
	segs	Tempo <sub>3</sub>	1,13 ± 0,39	1,12 ± 0,26	1,08 ± 0,32	0,10	0,903	0,04	0,02 (-0,23 ; 0,26)	0,06 (-0,25 ; 0,36)	0,04 (-0,32 ; 0,25)

Abreviações: GC, grupo controle; OA<sub>II</sub>: grupo com osteoartrite leve (grau II de Kellgren e Lawrence), OA<sub>III</sub>: grupo com osteoartrite moderada (grau III de Kellgren e Lawrence).

<sup>§</sup>  $p \leq 0,05$  para comparação do GC com OA<sub>II</sub>

\*  $p \leq 0,05$  para comparação do GC com OA<sub>III</sub>

#  $p \leq 0,05$  para comparação do OA<sub>II</sub> com OA<sub>III</sub>

$\eta^2$  interpretação de acordo com as recomendações de Cohen:

0,010 = efeito pequeno

0,059 = efeito médio

0,138 = efeito grande

### 2.3.2.1 Fase<sub>1</sub> da tarefa de levantar-se:

Na Fase 1 da tarefa de levantar-se os testes estatístico não resultaram em diferença estatisticamente significativa para a cinemática do tronco ou para o pico dos momentos articulares de quadril e joelho no plano sagital. A magnitude do MTS foi diferente entre os grupos ( $[F(2,55) = 5.02]$ ,  $p = 0,010$ ), de forma que o teste post-hoc identificou que os participantes do grupo OA<sub>III</sub> levantaram-se com menor magnitude do MTS no membro inferior acometido ( $p = 0,012$ ) se comparados aos participantes do grupo controle. O teste Kruskal-Wallis não identificou diferença entre os grupos para a contribuição individual das articulações do membro inferior para a magnitude do MTS ( $p \geq 0,05$ ).

### 2.3.2.2 Fase<sub>2</sub> da tarefa de levantar-se:

A comparação entre os grupos utilizando ANOVA ou ANCOVA identificou diferença estatisticamente significativa para a magnitude do momento do quadril no plano sagital ( $[F(2,55) = 8,85]$ ,  $p = 0,003$ ), e magnitude do momento do joelho no plano sagital ( $[F(2,54)=5,86]$ ,  $p = 0,005$ ). Quando comparados aos participantes do grupo controle, os participantes do grupo OA<sub>III</sub> levantaram-se com menor magnitude do momento flexor do quadril ( $p \leq 0,001$ ) e menor magnitude do momento do joelho no plano sagital ( $p = 0,040$ ). A magnitude do MTS durante a Fase<sub>2</sub> foi diferente entre os grupos, ( $[F(2,55) = 9,45]$ ,  $p \leq 0,001$ ), de forma que os participantes do OA<sub>II</sub> e OA<sub>III</sub> apresentaram menor magnitude do MTS quando comparados aos participantes do grupo controle ( $p = 0,019$ , e  $p \leq 0,001$ ), respectivamente).

### 2.3.2.3 Fase<sub>3</sub> da tarefa de levantar-se:

A comparação dos grupos por meio da ANOVA mostrou que durante a Fase<sub>3</sub> da tarefa de levantar-se houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos para a flexão do tronco ( $[F(2,61)=5,46]$ ,  $p = 0,005$ ). Nessa fase da tarefa os participantes do grupo OA<sub>III</sub> utilizaram maior pico de flexão do tronco ( $p = 0,004$ ) para concluir a tarefa quando comparados aos participantes do grupo controle.

As comparações utilizando o teste Kruskal-Wallis mostraram que a contribuição relativa de cada uma das articulações do membro inferior para a magnitude do MTS foi diferente entre os grupos ( $p \leq 0,05$ ). Quando os participantes do grupo OA<sub>II</sub> foram comparados aos participantes do GC e também aos participantes do grupo OA<sub>II</sub>, observou-se que aqueles que possuem OAJ moderada (OA<sub>III</sub>) realizaram a Fase<sub>3</sub> da tarefa com maior contribuição da articulação do quadril ( $p \leq 0,001$  e  $p = 0,006$ , respectivamente) e menor contribuição proporcional da articulação do joelho ( $p = 0,003$  e  $p = 0,013$ , respectivamente).

Durante a Fase<sub>3</sub>, a amplitude de movimento do tornozelo apresentou diferença estatisticamente significativa entre os grupos ( $[F(2,62)=3,37]$ ,  $p = 0,035$ ), de forma que os participantes do grupo OA<sub>III</sub> realizaram a tarefa com menor ADM do tornozelo ( $p = 0,041$ ) quando comparados aos participantes do grupo OA<sub>II</sub>.

Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos em nenhuma das fases da tarefa de levantar-se para as outras variáveis cinemáticas do estudo quando a ADM dessas articulações foi ajustada pelo IMC dos participantes ( $p \geq 0,05$ ).

#### **2.3.2.3. Tempo de duração da tarefa de levantar-se:**

Para o tempo desde o início até o final de cada uma das fases da tarefa não houve diferença estatisticamente significativa diferente entre os três grupos avaliados ( $p \geq 0,05$ ).

### **2.4. DISCUSSÃO**

---

O resultado principal do presente estudo foi a maior contribuição do momento articular do quadril no plano sagital e menor contribuição do momento articular do joelho observada nos participantes com OAJ moderada quando comparados aos participantes dos grupos controle e com OAJ leve durante a fase de extensão (Fase<sub>3</sub>) da tarefa de levantar-se. Ao mesmo tempo, a ausência de diferença nas magnitudes dos momentos articulares individuais ou do MTS permite sugerir uma modificação da coordenação intersegmentar adotada por aqueles com OAJ moderada, à fim de completar com sucesso a transição da posição sentada para a posição ortostática.

Resultados de estudos prévios mostraram que os indivíduos com disfunções do joelho podem alterar a proporção das contribuições individuais da articulação do membro inferior para o MTS durante a marcha, mesmo quando a magnitude do MTS foi semelhante durante essa tarefa (ZENI; HIGGINSON, 2011). No entanto, na literatura consultada não foram encontrados outros estudos sobre como a magnitude dos momentos articulares do membro inferior contribuem para a magnitude do MTS durante a tarefa de levantar-se. No presente estudo, a maior contribuição do momento da articulação do quadril para a magnitude do MTS observada nos participantes com OAJ moderada durante a Fase<sub>3</sub> da tarefa de levantar-se sugere que houve maior demanda mecânica da articulação do quadril para que esses participantes concluíssem a tarefa de levantar-se de uma cadeira.

Durante a Fase<sub>3</sub>, os participantes com OAJ moderada também apresentaram menor amplitude de movimento da articulação do tornozelo em comparação aos participantes com

OAJ leve. Devido à dor no joelho, os pacientes com graus mais avançados de OAJ tendem a posicionar os pés mais distantes da base da cadeira, o que pode contribuir para uma maior magnitude do momento do quadril durante o levantar-se (KAWAGOE; TAJIMA; CHOSA, 2000), justificando a diferença da amplitude de movimento observada. Embora esta estratégia possa estar relacionada ao aumento da contribuição da articulação do quadril para o MTS na Fase<sub>3</sub>, esta é uma hipótese que deve ser apresentada com cautela, uma vez que a posição dos pés não foi controlada neste estudo e não houve diferença na amplitude de movimento do joelho durante a tarefa. Em um estudo prévio foi observado que levantar-se de uma cadeira sem a possibilidade de utilizar da mobilidade da articulação do tornozelo acarretou em aumento da velocidade horizontal do centro de massa em adultos saudáveis (YU et al., 2000) . Portanto, estudos futuros também devem investigar se a menor amplitude de movimento do tornozelo observada nos pacientes com OAJ moderada durante essa fase do STS influencia o risco de queda anterior.

Levantar-se da cadeira com maior pico de flexão do tronco foi uma estratégia observada entre os participantes com OAJ moderada durante a Fase<sub>3</sub>. Essa estratégia tem sido relatada como uma provável tentativa de poupar o joelho mais afetado e como uma possível consequência da diminuição do recrutamento de um músculo quadríceps fraco (DOORENBOSCH et al., 1994; TURCOT et al., 2012). De fato, a amostra de participantes do presente estudo com OAJ moderada apresentou torque extensor de joelho concêntrico 30% menor quando comparado aos indivíduos saudáveis, e 15% menor em relação a participantes com OAJ leve. Estes resultados estão de acordo com a fraqueza progressiva de extensores do joelho observada em pacientes com OAJ (BENNELL et al., 2013; CULVENOR et al., 2016; OIESTAD et al., 2014; PIETROSIMONE et al., 2014). Além do torque extensor do joelho, a única variável clínica capaz de diferenciar aqueles com OAJ moderada daqueles com OAJ leve foi a dor autor referida. Portanto, a fraqueza dos músculos extensores do joelho e a dor podem ter influenciado as modificações do movimento que diferenciam os grupos.

Em contraste com a ausência de diferença da magnitude do MTS observada na Fase<sub>3</sub> do levantar-se, os pacientes com OAJ moderada apresentaram menor magnitude do MTS nas Fase<sub>1</sub> e Fase<sub>2</sub> da tarefa de levantar-se da cadeira. Na Fase<sub>2</sub>, a menor magnitude do MTS observada pode ter acontecido devido à menor magnitude dos momentos da articulação do quadril e joelho no plano sagital, além de ter sido adotada sem modificar a contribuição proporcional dos momentos articulares do membro inferior para a magnitude do MTS. Portanto, essa estratégia de movimento adotada nas fases iniciais da tarefa pode ser considerada bem-sucedida quanto à diminuição a demanda na articulação do joelho acometido.

Em oposição à hipótese inicial do presente estudo, os participantes com OAJ leve ou moderada não apresentaram maior pico dos momentos articulares do tornozelo e quadril. Maior magnitude do momento articular do quadril no plano sagital foi previamente observada e atribuída à uma possível compensação da menor magnitude do momento extensor do joelho durante o levantar-se (FARQUHAR; REISMAN; SNYDER-MACKLER, 2008; PAI et al., 1994). Entretanto, na literatura consultada, os resultados referentes aos estudos prévios que investigaram o padrão de movimento de levantar-se quanto às magnitudes dos momentos do membro inferior são controversos. Outro estudo reportou que indivíduos que já possuíam indicação para artroplastia total do joelho apresentaram menor magnitude do momento do joelho no plano sagital e maior magnitude do momento do tornozelo ao levantar-se de uma cadeira (SAGAWA et al., 2017a). Turcot et al. (2012) encontraram que a magnitude do momento articular do quadril no plano sagital foi semelhante nos pacientes com OAJ severa quando comparados à indivíduos saudáveis. Em um grupo de mulheres com OAJ leve e moderada Anan et al. (2015) também não encontraram diferenças em relação às magnitudes dos momentos da articulação do quadril e tornozelo no plano sagital quando comparados aos controles. No presente estudo, os momentos do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital foram investigados nas subfases do STS realizadas por indivíduos com graus leve e moderado da doença, possibilitando observar que apenas aqueles com OAJ moderada levantaram-se com menor magnitude do momento da articulação do quadril enquanto o peso corporal superior foi transferido para os membros inferiores (Fase<sub>2</sub>).

Estudos anteriores reportaram correlação entre o tempo para concluir a tarefa de levantar-se e o auto relato de dor, de forma que em indivíduos com OAJ grave, quanto maior a intensidade da dor, maior o tempo necessário para conclusão da tarefa (ANAN et al., 2015; TURCOT et al., 2012). Nesse sentido, ao investigar o padrão de movimento de levantar-se em pacientes com OAJ leve assintomáticos quanto à dor e permitindo o uso de apoio para o membro superior, Duffel et al. (2014) não encontraram diferença quanto ao padrão de movimento. Portanto, ao adotar as estratégias de movimento identificadas no presente estudo para levantar-se, os participantes com OAJ foram capazes de superar a dor e a fraqueza muscular dos músculos extensores do joelho sem comprometer o tempo de duração da tarefa. No entanto, apesar de realizar a tarefa no mesmo intervalo de tempo, é importante mencionar que tanto aqueles com OAJ leve quanto moderada apresentaram pior auto relato de função física para realizar tarefas de vida diária envolvendo a transição da posição sentada para em pé.

Em estudos prévios, mesmo após artroplastia total do joelho, quando alívio da dor ou fortalecimento do quadríceps foram objetivos atingidos, a modificação de estratégias de

movimento, como maior flexão do tronco e menor momento articular do joelho se mantiveram entre os participantes (CHRISTIANSEN et al., 2011; FARQUHAR; REISMAN; SNYDER-MACKLER, 2008). Assim, é possível sugerir que outros mecanismos além da fraqueza e dos sintomas do quadríceps podem estar envolvidos na modificação do padrão de movimento da tarefa. A maior flexão de tronco, por exemplo, pode influenciar a atividade muscular dos membros inferiores (BLACKBURN; PADUA, 2009; FARROKHI et al., 2008) e, embora a estratégia de movimento utilizada pelos participantes deste estudo tenha permitido levantar-se de uma cadeira com menor imposição de carga articular no membro inferior acometido, seus efeitos sobre os padrões de ativação muscular devem ser melhor investigados quando a tarefa for considerada para protocolos de fortalecimento dos membros inferiores.

Existem algumas limitações no presente estudo. Houve um número proporcionalmente maior de pessoas com envolvimento bilateral no grupo moderado de OAJ. Visto que o desenvolvendo da doença em ambos os joelhos é esperado com a progressão da doença, a maior proporção de participantes com OAJ bilateral no grupo OAIII era prevista. Entretanto, estudos futuros devem investigar se as estratégias adotadas durante a transição da posição sentada para em pé ou demais tarefas realizadas em apoio bipodal são influenciadas pela OAJ unilateral ou bilateral.

O desenho transversal deste estudo não indica causalidade entre a força dos membros inferiores a biomecânica da tarefa de levantar-se. Assim, estudos longitudinais também devem ser realizados para confirmar se a fraqueza, a dor e a disfunção do quadríceps levam a modificações de movimento, ou se estratégias de movimento que impliquem em evitar o uso do músculo quadríceps do membro inferior acometido podem levar à uma progressão mais lenta da fraqueza do quadríceps e da doença. Como o fortalecimento do quadríceps é recomendado para o tratamento conservador da OAJ (MCALINDON et al., 2014), estudos futuros também devem investigar se as modificações de movimento adotadas por indivíduos com OAJ leve e moderada influenciam no fortalecimento desses músculos.

## 2.5. CONCLUSÃO

---

Indivíduos com OAJ moderada requerem maior solicitação do quadril ipsilateral para a MTD durante a fase de extensão da tarefa de levantar-se, sem mudança nas magnitudes dos momentos articulares no plano sagital ou a magnitude do MTS. Dessa forma, intervenções com o objetivo de melhorar a coordenação intersegmentar devem ser investigadas. Durante a fase de transferência de momento (Fase<sub>3</sub>), pacientes com OAJ moderada foram capazes de adotar estratégias de movimento, como a maior flexão de tronco, que permitiram que se levantassem da cadeira com menor magnitude do momento do joelho no plano sagital, sem aumentar a carga outras articulações do membro inferior acometido / mais acometido pela OAJ.

### 3.6 REFERÊNCIAS

---

- ANAN, M. et al. Do patients with knee osteoarthritis perform sit-to-stand motion efficiently? **Gait and Posture**, v. 41, n. 2, p. 488–492, 2015.
- BELLAMY, N. et al. Validation-study of WOMAC - A health-status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug-therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. **Journal of Rheumatology**, v. 15, p. 1833–1840, 1988.
- BENNELL, K. L. et al. Update on the role of muscle in the genesis and management of knee osteoarthritis. **Rheumatic Diseases Clinics of North America**, v. 39, n. 1, p. 145–76, Feb. 2013.
- BLACKBURN, J. T.; PADUA, D. A. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. **Journal of athletic training**, v. 44, n. 2, p. 174–9, 2009.
- BOUCHOURAS, G. et al. Kinematics and knee muscle activation during sit-to-stand movement in women with knee osteoarthritis. **Clinical Biomechanics**, v. 30, n. 6, p. 1–9, 2015.
- CHAPMAN, G. J. et al. Ankle motion influences the external knee adduction moment and may predict who will respond to lateral wedge insoles?: an ancillary analysis from the SILK trial. 2015.
- CHRISTIANSEN, C. L. et al. Weight-Bearing Asymmetry During Sit-Stand Transitions Related to Impairment and Functional Mobility After Total Knee Arthroplasty. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 92, p. 1624–1629, 2011.
- COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavior sciences**. 2<sup>o</sup> edition ed. New Jersey: Lawrence Eebaum, 1988.
- CULVENOR, A. G. et al. Knee extensor strength and risk of structural, symptomatic and functional decline in knee osteoarthritis: A systematic review and meta-analysis. **Arthritis care & research**, v. Aug, n. 26, 2016.
- DALL, P. M.; KERR, A. Frequency of the sit to stand task: An observational study of free-living adults. **Applied Ergonomics**, v. 41, n. 1, p. 58–61, Jan. 2010.
- DOORENBOSCH, C. A. M. et al. Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. **Journal of Biomechanics**, v. 27, n. 11, p. 1299–1307, 1994.
- DUFFELL, L. D. et al. Measuring body weight distribution during sit-to-stand in patients

- with early knee osteoarthritis. **Gait and Posture**, v. 38, n. 4, p. 745–750, 2013.
- FARQUHAR, S. J.; REISMAN, D. S.; SNYDER-MACKLER, L. Persistence of Altered Movement Patterns During a Sit-to-Stand Task 1 Year Following Unilateral Total Knee Arthroplasty. **Physical Therapy**, v. 88, n. 5, p. 567–579, 2008.
- FARROKHI, S. et al. Trunk Position Influences the Kinematics, Kinetics, and Muscle Activity of the Lead Lower Extremity During the Forward Lunge Exercise. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 7, p. 403–409, Jul. 2008.
- FARROKHI, S. et al. The Influence of Knee Pain Location on Symptoms, Functional Status, and Knee-related Quality of Life in Older Adults With Chronic Knee Pain: Data From the Osteoarthritis Initiative. **The Clinical journal of pain**, v. 32, n. 6, p. 463–70, Jun. 2016.
- FLANAGAN, S. P.; SALEM, G. P. The validity of summing lower extremity individual joint kinetic measures. **Journal of applied biomechanics**, v. 21, n. 2, p. 181–8, May 2005.
- GONÇALVES, G. H. et al. Ankle strength impairments associated with knee osteoarthritis. **Clinical Biomechanics**, v. 46, p. 33–39, Jul. 2017.
- HOF, A. L. On the interpretation of the support moment. **Gait & posture**, v. 12, n. 3, p. 196–9, Dec. 2000.
- KAWAGOE, S.; TAJIMA, N.; CHOSA, E. Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up. **Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association**, v. 5, n. 2, p. 124–33, 2000.
- KELLGREN, J. H.; LAWRENCE, J. S. Radiological Assessment of Osteo-Arthrosis. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v. 16, n. 4, p. 494–502, 1957.
- KUZNETSOV, N. A.; RILEY, M. A. The role of task constraints in relating laboratory and clinical measures of balance. **Gait & Posture**, 2015.
- MCALINDON, T. E. et al. OARSI guidelines for the non-surgical management of knee osteoarthritis. **Osteoarthritis Cartilage**, v. 22, n. 3, p. 363–388, 2014.
- MIZNER, R. L.; SNYDER-MACKLER, L. Altered loading during walking and sit-to-stand is affected by quadriceps weakness after total knee arthroplasty. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 23, p. 1083–1090, 2005.
- OIESTAD, B. E. et al. Knee extensor muscle weakness is a risk factor for development of knee osteoarthritis. A systematic review and meta-analysis. **Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society**, p. 1–7, 1 Nov. 2014.
- PAI, Y. C. et al. ALTERATION IN MULTIJOINT DYNAMICS IN PATIENTS WITH BILATERAL KNEE OSTEOARTHRITIS. **Arthritis and Rheumatism**, v. 37, p. 1297–1304,

1994.

PIETROSIMONE, B. et al. Association Between Quadriceps Strength and Self Reported Physical Activity in People With Knee Osteoarthritis. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 9, n. 3, p. 320–328, 2014.

RUDOLPH, K. S.; AXE, M. J.; SNYDER-MACKLER, L. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 8, n. 5, p. 262–269, 20 Jul. 2000.

SAGAWA, Y. et al. Individuals with knee osteoarthritis exhibit altered movement patterns during the sts task. **Movement & Sport Sciences**, v. 98, p. 39–49, 2017a.

SAGAWA, Y. et al. Variable compensation during the sit-to-stand task among individuals with severe knee osteoarthritis. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 60, n. 5, p. 312–318, Sep. 2017b.

SAMAAN, M. A. et al. Abnormal Joint Moment Distributions and Functional Performance During Sit-to-Stand in Femoroacetabular Impingement Patients. **PM&R**, v. 9, n. 6, p. 563–570, Jun. 2017.

SANTOS, M. L. A. S. et al. Muscle strength, muscle balance, physical function and plasma interleukin-6 (IL-6) levels in elderly women with knee osteoarthritis (OA). **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 52, n. 3, p. 322–326, 2011.

SCHENKMAN, M. et al. Whole-Body Movements During Rising to Standing kom Sitting. p. 638–648, 1990.

SELISTRE, L. F. A. et al. The relationship between external knee moments and muscle co-activation in subjects with medial knee osteoarthritis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 33, p. 64–72, Apr. 2017.

SERRÃO, P. R. M. S. et al. Men with Early Degrees of Knee Osteoarthritis Present Functional and Morphological Impairments of the Quadriceps Femoris Muscle. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 94, n. 1, p. 1–12, 2014.

SU, F. C.; LAI, K. A.; HONG, W. H. Rising from chair after total knee arthroplasty. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 3, p. 176–181, 1998.

TURCOT, K. et al. Sit-to-stand alterations in advanced knee osteoarthritis. **Gait and Posture**, v. 36, n. 1, p. 68–72, 2012.

WESSELING, J. et al. Worsening of pain and function over 5 years in individuals with ‘early’ OA is related to structural damage: data from the Osteoarthritis Initiative and CHECK (Cohort Hip & Cohort Knee) study. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v. 74, n. 2, p. 347–353, Feb. 2015.

WILSON, R.; BLAKELY, T.; ABBOTT, J. H. Radiographic knee osteoarthritis impacts multiple dimensions of health-related quality of life: data from the Osteoarthritis Initiative.

**Rheumatology**, v. 57, n. 5, p. 891–899, 1 May 2018.

WINTER, D. A. Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. **Journal of biomechanics**, v. 13, n. 11, p. 923–7, 1980.

WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. **Journal of**

**Biomechanics**, v. 35, n. 4, p. 543–548, 2002.

YU, B. et al. The effects of the lower extremity joint motions on the total body motion in sit-to-stand movement. **Clinical Biomechanics**, v. 15, n. 6, p. 449–455, 1 Jul. 2000.

ZENI, J. A.; HIGGINSON, J. S. Knee osteoarthritis affects the distribution of joint moments during gait. **The Knee**, v. 18, n. 3, p. 156–159, Jun. 2011.

### 3. MANUSCRITO II

---

**RELAÇÃO ENTRE A FLEXÃO DO TRONCO E  
COCONTRAÇÃO DE EXTENSORES E FLEXORES DO JOELHO  
EM INDIVÍDUOS COM OSTEOARTRITE LEVE E MODERADA  
DO JOELHO DURANTE O LEVANTAR-SE E SENTAR-SE DA  
CADEIRA.**

## RESUMO

---

A maior flexão do tronco é observada em pacientes com osteoartrite do joelho (OAJ) para levantar-se. Embora o posicionamento do tronco possa influenciar na ativação muscular do membro inferior, a relação dessa estratégia com a magnitude de cocontração de extensores e flexores do joelho ainda não foi esclarecida. O objetivo do estudo foi correlacionar a flexão do tronco com a magnitude de cocontração durante o sentar-se e levantar-se. Também foi objetivo do estudo investigar se há maior flexão do tronco em pacientes com diferentes graus da OAJ durante o sentar-se e comparar as magnitudes de ativação e cocontração muscular nos diferentes graus da doença e em relação a um grupo controle. Participaram do estudo 62 voluntários divididos nos seguintes grupos: OAJ moderada ( $OA_{III}$ ;  $n = 16$ ), OAJ leve ( $OA_{II}$ ;  $n = 25$ ) e controle (GC;  $n = 21$ ). Durante as tarefas de levantar-se e sentar-se todos foram avaliados por meio de cinemática (*Qualisys Motion Capture System, Qualisys Medical AB, SUE*) e eletromiografia (*Trigno™ Wireless System, DelSys Inc., EUA*). O pico de flexão do tronco e a média das magnitudes de ativação dos músculos vasto medial (VM), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), gastrocnêmios lateral ( $GAS_{lat}$ ) e medial ( $GAS_{med}$ ) foram obtidos. Foram calculados os índices de cocontração VL:BF ( $Co_{VL:BF}$ ) e entre extensores e flexores do joelho ( $Co_{EXT:FLX}$ ). Nos resultados foi observada associação entre maior flexão do tronco e maior magnitude de  $Co_{EXT:FLX}$  ( $p = 0,025$  ;  $\rho = -0,319$  ) para sentar-se entre os participantes com OAJ. Durante o sentar-se houve maior flexão do tronco ( $OA_{III}$  x GC;  $p = 0,038$  e  $OA_{III}$  x  $OA_{II}$  ;  $p = 0,046$  ). O grupo  $OA_{III}$  apresentou maior magnitude de ativação do músculo  $GAS_{lat}$  em relação ao GC ( $p = 0,012$ ) para levantar-se e menor magnitude de ativação do RF em relação ao  $OA_{II}$  ( $p=0,001$ ) para sentar-se. Conclui-se que a modificação no padrão de movimento do tronco pode ser uma estratégia associada à modificação da magnitude de cocontração entre extensores e flexores do joelho. A maior magnitude de ativação do músculo  $GAS_{lat}$  durante o levantar-se e a menor magnitude de ativação do músculo RF ao sentar-se sugerem adaptações neuromusculares do estágio moderado da doença.

**Palavras-chave:** eletromiografia, cinemática, osteoartrite do joelho.

### 3.1 INTRODUÇÃO

---

O tronco atua na transferência de energia entre os segmentos superior e inferior do corpo humano (RILEY et al., 1991) e a execução de atividades que exijam esta transferência podem se diferenciar dependendo do posicionamento do tronco no plano sagital (BLACKBURN; PADUA, 2009; DOORENBOSCH et al., 1994; FARROKHI et al., 2008). Maior flexão do tronco durante atividades realizadas em cadeia cinética fechada, por exemplo, tem sido sugerida com o objetivo de diminuir a ativação dos músculos do quadríceps no caso de pacientes com risco de lesão do ligamento cruzado anterior (BLACKBURN; PADUA, 2009). Durante o exercício de avanço e a transferência de sentado para em pé realizados por adultos saudáveis, o aumento da flexão do tronco foi considerado como uma possível estratégia que acarreta em menor magnitude de ativação dos extensores do joelho e maior magnitude de ativação dos músculos extensores do quadril, entre eles o músculo bíceps femoral (DOORENBOSCH et al., 1994; FARROKHI et al., 2008).

Em pacientes com OAJ, para levantar-se de uma cadeira, uma das estratégias adotadas também é a maior flexão do tronco (ANAN et al., 2015; SU; LAI; HONG, 1998; TURCOT et al., 2012). Essa estratégia parece ser utilizada diante da diminuição da força muscular de extensores do joelho (DEHAIL et al., 2007) e tem sido observada, principalmente, nos graus mais avançados da doença (SU; LAI; HONG, 1998; TURCOT et al., 2012). Além da fraqueza muscular de extensores e flexores do joelho (ALNAHDI; ZENI; SNYDER-MACKLER, 2012), o recrutamento simultâneo desses grupos musculares (cocontração) também tem sido observado em indivíduos com OAJ durante tarefas funcionais, como a marcha (MILLS et al., 2013).

Embora alguns autores sugiram a cocontração como uma estratégia para auxiliar na estabilização do joelho (HORTOBÁGYI et al., 2005; HUBLEY-KOZEY et al., 2009), outros autores a reportam principalmente como uma adaptação relacionada à OAJ e que pode acarretar em maiores forças de compressão articular, favorecendo a progressão da doença (MILLS et al., 2013). Em estudos prévios foi encontrada uma maior magnitude de cocontração de extensores e flexores do joelho durante sentar-se e levantar-se da cadeira realizados por pacientes com OAJ em relação a um grupo controle. No entanto, ainda não há um consenso entre os resultados dessas comparações, além da flexão do tronco não ter sido considerada entre as variáveis investigadas nesses estudos (BOUCHOURAS et al., 2015; DAVIDSON et al., 2013; PATSIKA; KELLIS; AMIRIDIS, 2011). Se presente entre os pacientes com OAJ, a associação entre a flexão do tronco e a magnitude de cocontração dos extensores e flexores do joelho, pode sugerir a possibilidade de modificação da flexão do tronco como uma estratégia para a

reabilitação desses pacientes, especialmente quando há o objetivo de ativação isolada dos componentes do quadríceps para o seu fortalecimento.

Na literatura consultada, a flexão do tronco não foi reportada durante a tarefa de sentar-se realizada por pacientes com OAJ. Possivelmente, é dada maior ênfase à tarefa de levantar-se devido à maior demanda de força e momento articular imposta à essa transferência. Apesar da tarefa de sentar-se ser realizada com auxílio da gravidade, é necessário controle excêntrico dos músculos do quadríceps para sua execução (ASHFORD; DE SOUZA, 2000). Diante das alterações neuromusculares presentes na OAJ, modificações da cinemática do tronco no plano sagital podem ser adotadas nesta tarefa também.

Diante do exposto, foi objetivo do presente estudo investigar a relação entre a flexão do tronco durante o levantar-se e sentar-se da cadeira e a magnitude de cocontração dos músculos extensores e flexores do joelho em cada uma das tarefas. Também foi objetivo do estudo comparar as magnitudes de ativação dos músculos extensores e flexores do joelho durante o levantar-se e sentar-se, bem como verificar se há maior flexão do tronco nos pacientes com OAJ leve ou moderada durante a tarefa de sentar-se. A hipótese é de que entre os indivíduos com OAJ quanto maior a inclinação anterior do tronco, maior a magnitude de cocontração entre extensores e flexores do joelho durante o levantar-se e sentar-se. Espera-se também que os pacientes com OAJ moderada apresentem maior magnitude de ativação dos músculos flexores do joelho e diminuição da magnitude de ativação dos músculos extensores dessa articulação quando comparados aos participantes com OAJ leve, além de maior flexão do tronco durante a tarefa de sentar-se.

## **3.2 MÉTODOS**

---

### **3.2.1 Sujeitos**

O tamanho amostral foi estimado utilizando o estudo de Bouchouras et al. (2015), considerando a magnitude de cocontração entre extensores e flexores do joelho como variável principal. Com uma diferença entre as médias de 1,80; um desvio padrão agrupado de 1,28 e tamanho do efeito de 0,78 o tamanho da amostra foi estimado conforme proposto por Cohen (1992). Assim, para um alfa de 0,05 e poder de 0,80 a amostra mínima necessária para cada grupo foi de 7 participantes.

Participaram desse estudo 62 sujeitos de ambos os sexos, com idade entre 40 e 65 anos, diagnosticados com osteorrite graus leve e moderado, alocados nos Grupo Osteoartrite Grau II

ou leve (OA<sub>II</sub>) e Grupo Osteoartrite grau III ou moderada (OA<sub>III</sub>), ambos compostos por participantes diagnosticados com OAJ e classificados de acordo com a classificação radiográfica de Kellgren e Lawrence (KELLGREN; LAWRENCE, 1957). Também foi incluído no estudo um Grupo Controle (GC), com participantes sem diagnóstico de OAJ (grau 0 de Kellgren e Lawrence).

Esse estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (CAAE: 27234514.0.0000.5504) (ANEXO I) e os voluntários que concordaram em participar assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE II). Inicialmente, os participantes que demonstraram interesse em participar do estudo foram convidados para uma avaliação física (APÊNDICE III).

Foram excluídos do estudo indivíduos que relataram realização prévia de cirurgias ortopédicas em coluna ou membros inferiores; realização prévia ou indicação para protetização do joelho, dor predominante na coluna ou outra articulação dos membros inferiores; história prévia de trauma dos membros inferiores, uso de infiltração com corticosteroide nos joelhos nos 6 meses prévios à avaliação, realização de tratamento fisioterapêutico nos 6 meses prévios à avaliação, relato de alergia a material adesivo, relato de qualquer outra doença reumatológica ou alguma restrição médica que impeça a realização das avaliações propostas (alterações cardiovasculares, respiratórias, neurológicas e/ou musculoesqueléticas) e que apresentaram índice de massa corporal (IMC)  $\geq 35 \text{ kg/m}^2$  (SELISTRE et al., 2017). Ao exame físico, todos os participantes apresentaram testes de integridade ligamentar sem indicativo para a presença de lesão, amplitude ativa e passiva de flexão do joelho de preservadas e capacidade de levantar-se e sentar-se de uma cadeira com independência, sem o uso de qualquer dispositivo de auxílio. Além dos critérios citados, os indivíduos do grupo controle também não deveriam apresentar quaisquer sintomas nos membros inferiores.

Os participantes que cumpriram com os critérios apresentados para inclusão nos três grupos foram encaminhados para realização do exame radiográfico de ambos os joelhos. Os exames radiográficos dos joelhos foram realizados em um mesmo centro de diagnóstico por imagem e classificados por dois avaliadores previamente treinados. Foram considerados com OAJ aqueles que relataram dor no joelho e apresentaram osteófitos no raio-x, além de algum dos seguintes critérios: idade maior que 50 anos, rigidez matinal com duração menor que 30 minutos, crepitação da articulação do joelho durante o movimento. (ALTMAN et al., 1986).

### **3.2.2 Avaliação das tarefas de levantar e sentar**

### 3.2.2.1 Instrumentos e Procedimentos

As avaliações da cinemática e eletromiografia foram realizadas durante as tarefas de levantar-se e sentar-se de uma cadeira. A cadeira utilizada no estudo consistia em um aparato de madeira que não possuía braços e encosto, possuía altura regulável e era composto por assentos com diferentes alturas para ajustar o posicionamento de cada indivíduo.

Anteriormente à avaliação foi realizada uma familiarização por meio de até 3 repetições, para cada uma das tarefas. Todos os participantes usavam um shorts que permitiu a visualização dos membros inferiores em teste e um top justo ao corpo no caso das mulheres. Os participantes foram instruídos a executar as tarefas descalços. A partir da posição sentada e após comando verbal do avaliador, os voluntários iniciaram o movimento com apoio de  $\frac{1}{3}$  da parte posterior da coxa sobre o assento da cadeira. A distância de  $\frac{1}{3}$  da região posterior da coxa foi determinada por uma linha imaginária com origem no trocânter maior do fêmur até o epicôndilo lateral do fêmur. A partir desta posição, e com quadril e joelhos posicionados a  $90^\circ$  de flexão e pés completamente apoiados ao solo, os voluntários foram orientados a levantar-se da cadeira com os braços cruzados na frente do tronco, sem o uso de qualquer apoio dos braços. Após iniciar a tarefa, foi permitido que o participante ajustasse a posição dos pés no solo, de forma a permitir a reprodução da tarefa como realizada no dia a dia de cada participante. Para sentar-se, os voluntários iniciaram a tarefa posicionados em pé em frente à cadeira e deveriam sentar-se mantendo o olhar à frente. Foram realizadas 05 repetições de cada uma das tarefas em uma velocidade auto selecionada, e as 3 primeiras repetições bem-sucedidas foram consideradas para análise. Foram consideradas bem-sucedidas as repetições em que não houve perda de marcadores necessários para reconstrução dos segmentos corporais utilizados para a análise biomecânica.

A avaliação tridimensional do movimento durante a transição da posição sentada para em pé foi realizada por meio do sistema instrumental de captura do movimento Qualisys (*Qualisys Motion Capture System, Qualisys Medical AB, SUE*) e um *software* de aquisição (*QTM – Qualisys Track Manager 2.9, Medical AB, Suécia*). Este sistema permite a reconstrução em três dimensões (3D) de marcadores passivos refletivos localizados em proeminências ósseas específicas. A frequência de amostragem utilizada foi de 120 Hz (MANAL et al., 2015) e uma medida estática em posição anatômica foi realizada para alinhar o sujeito ao sistema de coordenadas global e servir como referência para análises posteriores (BECHARD et al., 2012).

Os marcadores passivos refletos possuíam formato esféricos de 15mm de diâmetro e foram fixados nos voluntários por meio de fita adesiva dupla face, sempre por um mesmo avaliador, nas seguintes referências anatômicas: sétima vértebra cervical, acrômios, esterno, ponto mais alto da crista ilíaca direita e esquerda, espinha ilíaca pósterio-superior direita e esquerda, espinha ilíaca ântero-superior direita e esquerda, trocânter maior direito e esquerdo, epicôndilo lateral e medial do fêmur, maléolos lateral e medial, cabeças do 1° e 5° metatarsos e falange distal do 2° artelho (DUFFELL et al., 2014). Além disso, *Clusters* constituídos de quatro marcadores não-colineares afixados em uma base rígida foram posicionados nos voluntários com faixas de velcro no terço médio da coxa e face lateral da perna.

Para a coluna lombar e tórax, os *clusters* eram constituídos de 3 marcadores não-colineares afixados em uma base rígida e posicionados nos sujeitos com auxílio de fita dupla-face. A colocação dos marcadores anatômicos e de rastreamento foi realizada pelo mesmo pesquisador em todas as coletas. As 6 câmeras estavam posicionadas a 2,5m de altura em relação ao solo, sendo uma anterior, uma posterior, 2 ântero-laterais e 2 pósterio-laterais em relação ao voluntário, de modo que todos os marcadores eram identificados por pelo menos 2 câmeras para a posterior reconstrução tridimensional.

Os dados eletromiográficos foram coletados em sincronia aos dados cinemáticos, com uma frequência de amostragem de 1200 Hz. Para a captação do sinal foram utilizados eletrodos de superfície sem fio (*Trigno™ Wireless System, DelSys Inc., EUA*). Cada eletrodo foi amplificado por um sistema de 8 canais (*DelSysInc., EUA*, alcance de 40 m, frequência de transmissão 2.4 GHz, rejeição de modo comum > 80 dB; largura de banda de 450 Hz, ganho total de 1000 vezes). Os sinais eletromiográficos foram digitalizados utilizando uma placa de 16-bit A/D sincronizada ao sistema de análise de movimento.

Foi coletada a atividade elétrica dos músculos vasto lateral (VL), reto femoral (RF), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), gastrocnêmio medial ( $GAS_{med}$ ) e gastrocnêmio lateral ( $GAS_{lat}$ ). Antes da colocação dos eletrodos, a pele foi tricotomizada e limpa com um algodão embebido em álcool. Os eletrodos de superfície foram posicionados de acordo com as recomendações do “*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*” (SENIAM) (HERMENS et al., 2000). Para o VL, o eletrodo foi colocado a  $\frac{2}{3}$  da espinha ilíaca ântero-superior (EIAS), sobre uma linha imaginária que une essa estrutura à borda lateral da patela, seguindo a direção das fibras musculares; para o RF o eletrodo foi posicionado a 50% de uma linha imaginária que une a EIAS até a borda superior da patela; para o VM o eletrodo foi posicionado a 80% de distância da EIAS considerando uma linha imaginária unindo essa

estrutura anatômica ao espaço articular em frente à borda anterior do ligamento colateral medial; o eletrodo do músculo BF foi posicionado aproximadamente a 50% de uma linha imaginária que une a tuberosidade isquiática ao epicôndilo lateral da tíbia; para a colocação do eletrodo sobre a superfície do músculo  $GAS_{med}$  foi considerada a porção mais proeminente do músculo e, para o músculo  $GAS_{lat}$  foi utilizada como referência para colocação do eletrodo uma distância de  $\frac{1}{3}$  de uma linha traçada entre a cabeça da fíbula e o calcanhar do voluntário.

Após o posicionamento dos eletrodos, os voluntários realizaram avaliação da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de cada músculo avaliado para posterior normalização dos dados eletromiográficos durante as tarefas propostas no estudo. A CIVM dos músculos do quadríceps (VL, RF e VM) foi avaliada com o voluntário posicionado em decúbito dorsal, com o membro inferior avaliado apoiado sobre um rolo de espuma vinílica acetinada (EVA) e o joelho fletido a aproximadamente  $30^\circ$ . Uma resistência foi aplicada anteriormente sobre a região distal da perna do voluntário utilizando uma faixa inelástica fixada abaixo da maca. A CIVM do músculo BF foi realizada com o paciente em decúbito ventral e o joelho posicionado em aproximadamente  $15^\circ$  de flexão, com resistência de uma faixa inelástica imposta na região posterior do tornozelo. Também em decúbito ventral, a CIVM dos músculos  $GAS_{med}$  e  $GAS_{lat}$  foi avaliada utilizando uma faixa fixada à maca e passando ao redor da região plantar do antepé. Para evitar compensações, em cada uma das posições os participantes foram fixados à maca por meio uma faixa inelástica na região da pelve. Foram realizadas 3 contrações, com duração de 5 segundos cada, sendo realizado um intervalo de 60 segundos entre cada uma delas. Para posterior análise dos dados obtidos com a eletromiografia, foram descartados o primeiro e último segundos de cada CIVM, de forma que a média dos três segundos intermediários de cada uma das 3 coletadas foram consideradas para análise (SELISTRE et al., 2017).

### ***3.2.2.2 Análise dos Dados***

Os dados obtidos na avaliação cinemática foram processados utilizando o *software Visual 3D* (Version 3.9; C-motion Inc., EUA.). Neste *software* foi realizada a construção do modelo biomecânico dos segmentos corporais a partir da posição dos marcadores de referência capturados na coleta estática e das informações de peso corporal e altura de cada voluntário. O centro da articulação do quadril foi definido utilizando o modelo de regressão baseado nos marcadores das espinhas ilíacas superiores anterior e posterior (BELL; BRAND; PEDERSEN, 1989). O centro da articulação do joelho foi determinado como o ponto médio

entre os epicôndilos medial e lateral do fêmur (GROOD; SUNTAY, 1983). Para o tornozelo, o centro da articulação foi calculado como o ponto entre os maléolos lateral e medial (CHAPMAN et al., 2015). Os ângulos de Cardan foram calculados usando as definições do sistema de coordenadas articulares recomendados pela Sociedade Internacional de Biomecânica (WU et al., 2002) relativos à medida estática. Os ângulos do tronco foram calculados em relação ao sistema de coordenadas global (eixo vertical global,). Os ângulos do joelho foram calculados como o movimento da tíbia em relação ao fêmur; os ângulos do quadril como os movimentos do fêmur em relação à pelve e os ângulos do tornozelo como os movimentos do pé em relação à tíbia. Para os dados da cinemática foi utilizado um filtro passa-baixa Butterworth de 4ª ordem com atraso de fase zero e frequência de corte de 25 Hz.

Para obtenção dos eventos cinemáticos utilizados para determinar o início e fim da tarefa e o pico da flexão do tronco, um algoritmo foi criado no *software Matlab (Mathworks, EUA)*. O início da tarefa de levantar-se da cadeira foi definido pelo ponto no qual o ângulo da articulação do quadril excedeu em 5 desvios padrão o ângulo inicial desta articulação na posição sentada, por um período maior que 10 *frames* consecutivos. Da mesma forma, o encerramento da tarefa foi definido pelo ponto em que o ângulo do quadril apresentou valor reduzido em 5 desvio-padrão, em relação ao máximo ângulo de extensão do quadril na posição final (BOUCHOURAS et al., 2015). A transição da posição em pé para sentada utilizou os mesmos parâmetros para determinação do início e fim da tarefa, no entanto estes foram considerados de forma inversa. Por convenção, os valores positivos foram considerados para os ângulos de flexão.

Todos os dados eletromiográficos foram processados utilizando o *software Matlab (Mathworks, EUA)*. Os sinais eletromiográficos foram filtrados com um filtro Butterworth passa-banda de 4ª ordem de 20-400 Hz. O envelope linear *root mean square* (RMS) foi calculado a partir do sinal filtrado e retificado por onda completa utilizando uma janela móvel de 50 milissegundos. O sinal foi normalizado por meio das CIVMs, com as amplitudes máximas das CIVMs representando 100% da atividade elétrica muscular. A média dos dados da eletromiografia durante cada uma das tarefas foi expressa como uma porcentagem do sinal durante a CIVM.

Para o cálculo dos índices de cocontração foram considerados como agonistas os músculos que apresentaram maior magnitude de atividade eletromiográfica. Os seguintes índices de cocontração foram avaliados: Vasto Lateral : Bíceps femoral ( $Co_{vl,bf}$ ) e Extensores do joelho: Flexores do joelho ( $Co_{ext,flx}$ ). A fórmula utilizada para obtenção desses valores está

apresentada abaixo e valores mais próximos de “0” representam maior magnitude de cocontração (BOUCHOURAS et al., 2015).

$$\text{Índice de Co-contração (Co)} = \frac{\text{EMG Agonista}}{\text{EMG Antagonista}}$$

Para todas as variáveis cinemáticas e eletromiográficas, a média de três repetições de cada uma das tarefas foi utilizada para a análise estatística.

### **3.2.2.3 Avaliação do auto relato de dor e do desempenho funcional**

Todos os voluntários responderam à seção dor do questionário *Western Ontario and McMaster Osteoarthritis Index* (WOMAC) (ANEXO II). Este é um instrumento de auto relato, com maiores escores indicando maior comprometimento da dimensão avaliada (BELLAMY et al., 1988; SANTOS et al., 2011).

Os voluntários também realizaram o teste funcional de sentar-se e levantar-se de uma cadeira por 30 segundos (STS<sub>30</sub>). Os participantes iniciaram o teste sentados em uma cadeira com altura padronizada de 43 cm, com braços cruzados em frente ao peito e sem uso do encosto. Ao receber o comando, o indivíduo iniciava a tarefa de levantar-se e sentar-se durante um período de 30 segundos, enquanto o número de vezes que a tarefa era realizada, foi computado (DOBSON et al., 2013)

### **3.2.3 Análise estatística**

As análises estatísticas foram realizadas utilizando o programa SPSS (versão 17.0; SPSS, Inc., EUA). Inicialmente, os testes de Shapiro–Wilk e Levene foram utilizados para testar a distribuição e homogeneidade dos dados. Em seguida, foi realizada a análise descritiva e foram apresentadas as médias e desvio padrão das variáveis com distribuição normal, e mediana e máximos e mínimos para as variáveis não normais, acompanhadas dos respectivos intervalos de confiança de 95%.

Os 3 grupos foram caracterizados com relação à idade, massa corporal, altura e IMC utilizando a Análise de Variância Independente de um fator (ANOVA) seguida do teste post-hoc de Bonferroni. Utilizando esses mesmos testes estatísticos, o tempo para realização das tarefas, a performance no teste funcional STS<sub>30</sub>, e o auto relato da seção dor do questionário WOMAC foram comparados entre os grupos. Os auto relatos das tarefas que envolvem

transferência de sentado para em pé e em pé para sentado foram comparados com o teste de Kruskal-Wallis. Na presença de diferença estatisticamente significativa ( $p \leq 0,05$ ), comparações entre pares foram realizadas utilizando o teste de Mann-Whitney com ajuste de Bonferroni ( $p \leq 0,017$ ).

Em relação à amplitude de flexão do tronco utilizada por cada um dos grupos para sentar-se, a comparação foi realizada por meio de uma Análise de Covariância (ANCOVA), com índice de massa corpórea como covariável. Quando um efeito do grupo foi observado, as comparações entre os pares foram realizadas pelo teste post-hoc de Bonferroni.

As variáveis dependentes magnitude de ativação muscular dos músculos VL e GAS<sub>med</sub> durante o levantar-se; as magnitudes de ativação dos músculos VM, GAS<sub>med</sub> e GAS<sub>lat</sub> durante o sentar e as taxas de cocontração (Co<sub>vl:bf</sub>, e Co<sub>hams:quad</sub>) de ambas as tarefas não contemplaram ao pressuposto de normalidade e a comparação entre os grupos foi realizada por meio do teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis. Comparações entre pares foram realizadas utilizando o teste de Mann-Whitney com ajuste de Bonferroni ( $p \leq 0,017$ ) quando presente uma diferença estatisticamente significativa ( $p \leq 0,05$ ). As variáveis dependentes magnitude de ativação dos músculos RF, VM, BF, GAS<sub>lat</sub> durante o levantar-se e as magnitudes de ativação dos músculos RF, VL e BF durante o sentar-se foram comparados por meio do teste estatístico ANOVA seguidas pelo teste post-hoc de Bonferroni ou T2 de Tamhane (nos casos em que o pressuposto de homogeneidade da variância não foi contemplado) (TAMHANE, 1979).

A correlação entre a amplitude de flexão do tronco e os índices de cocontração, obtidos durante cada uma das tarefas foram investigadas entre todos os participantes com OAJ (OA<sub>II</sub> + OA<sub>III</sub>) e os indivíduos o grupo controle por meio do teste de correlação de Spearman. Foram consideradas estatisticamente significantes as correlações com um nível de significância de 5% ( $p \leq 0,05$ ) A magnitude das relações das variáveis foram interpretadas considerando o valor de *rho* ( $\rho$ ) de Spearman, da seguinte maneira: <0,30 = correlação fraca ; 0,30–0,70=moderada; >0,70=forte (BLAND; ALTMAN, 1995).

### 3.3 RESULTADOS

---

Os três grupos avaliados neste estudo foram homogêneos com relação à idade e altura, no entanto se diferenciaram com relação à massa corporal e ao IMC.

Quando avaliados por meio do auto relato da seção dor pelo questionário WOMAC,

indivíduos com OAJ moderada apresentaram piores resultados para os grupos OA<sub>II</sub> e OA<sub>III</sub>, quando comparados ao GC ( $p \leq 0,001$  e  $p \leq 0,001$ , respectivamente). Em relação ao auto relato de dificuldade para levantar-se e sentar-se, avaliado por cada uma das questões específicas presentes na seção função física do questionário WOMAC, os grupos OA<sub>II</sub> e OA<sub>III</sub> apresentaram maior dificuldade em relação ao grupo controle tanto para levantar-se ( $p \leq 0,001$  e  $p \leq 0,001$  respectivamente), como para sentar-se ( $p \leq 0,001$  e  $p \leq 0,001$ , respectivamente). Houve efeito de grupo para as comparações do desempenho no teste funcional STS<sub>30</sub> e diferença estatisticamente significativa foi observada entre os grupos OA<sub>III</sub> e GC ( $p = 0,007$ ). A Tabela 1 apresenta os resultados referentes à caracterização da amostra.

**Tabela 1** - Caracterização dos participantes do estudo expressa em média  $\pm$  desvio padrão para os dados paramétricos utilizando a ANOVA ou mediana (máximo – mínimo) para os dados não paramétricos utilizando o teste Kruskal-Wallis. A distribuição dos grupos em relação ao sexo dos participantes e ao padrão de acometimento da OAJ (unilateral ou bilateral) foi analisada utilizando o teste Qui-quadrado.

	GC (N = 21)	OA <sub>II</sub> (N = 25)	OA <sub>III</sub> (N = 16)	<i>p</i>
<sup>n</sup> Idade (anos)	55,86 $\pm$ 6,51	56,48 $\pm$ 5,33	56,88 $\pm$ 6,06	0,869
<sup>n</sup> Altura (m)	1,65 $\pm$ 0,09	1,67 $\pm$ 0,08	1,66 $\pm$ 0,09	0,728
<sup>n</sup> Masa corporal (kg)	70,64 $\pm$ 13,79	74,10 $\pm$ 8,71	84,74 $\pm$ 13,53	0,008**
<sup>n</sup> IMC (kg/m <sup>2</sup> )	25,96 $\pm$ 4,13	26,79 $\pm$ 3,16	30,46 $\pm$ 3,58	0,001**
Feminino (%)	47%	60%	50%	0,539
Unilateral / Bilateral		13 / 12	3/13	0,126
<sup>m</sup> WOMAC <sub>dor</sub>	0,00 (1,0-0,0)	8,00 (15,00-2,00)	11,00 (16,00-3,00)	$p < 0,001$ <sup>§**</sup>
<sup>m</sup> WOMAC <sub>levantar</sub>	0,00 (1,0-0,0)	1,00 (4,00-0,00)	2,00 (3,00-0,00)	$p < 0,001$ <sup>§*</sup>
<sup>m</sup> WOMAC <sub>sentar</sub>	0,00 (0,0-0,0)	1,00 (4,00-2,00)	2,00 (4,00-0,00)	$p < 0,001$ <sup>§*</sup>
<sup>m</sup> STS <sub>30</sub> (repetições)	14 (11-21)	13 (7-19)	12,00 (7,00-18,00)	0,018*

Abreviações: GC, grupo controle; OA<sub>II</sub>: grupo com osteoartrite leve (grau II de Kellgren e Lawrence), OA<sub>III</sub>: grupo com osteoartrite moderada (grau III de Kellgren e Lawrence).

<sup>§</sup>  $p \leq 0,05$  para comparação do GC com OA<sub>II</sub> por meio do post-hoc da ANOVA ou Kruskal-Wallis.

\*  $p \leq 0,05$  para comparação do GC com OA<sub>III</sub> por meio do post-hoc da ANOVA ou Kruskal-Wallis.

\*\*  $p \leq 0,05$  para comparação do OA<sub>II</sub> com OA<sub>III</sub> por meio do post-hoc da ANOVA ou Kruskal-Wallis.

<sup>n</sup> variáveis paramétricas comparadas por meio da ANOVA.

<sup>m</sup> variáveis não-paramétricas comparadas por meio do teste Kruskal-Wallis.

Houve efeito de grupo para a amplitude de flexão do tronco para a tarefa de sentar-se ( $[F(2,61) = 3,897]$ ,  $p = 0,025$ ). Para sentar-se, os participantes com OAJ moderada utilizaram de maior flexão do tronco quando comparados aos participantes saudáveis ( $p = 0,037$ ) e também quando comparados aos pacientes do grupo OAJ leve ( $p = 0,045$ ). Na Tabela 2 estão

apresentados os resultados referentes ao pico de flexão do tronco durante a tarefa de sentar-se. A Figura 1 ilustra um exemplo do padrão de movimento da flexão do tronco adotado por participantes de cada grupo. Quanto ao tempo de duração de cada uma das tarefas, houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos para a tarefa de sentar-se ( $[F(2,61) = 3,850]$ ,  $p = 0,028$ ). Os participantes com OAJ moderada foram mais lentos quando comparados aos participantes com OAJ leve ( $p = 0,024$ ).

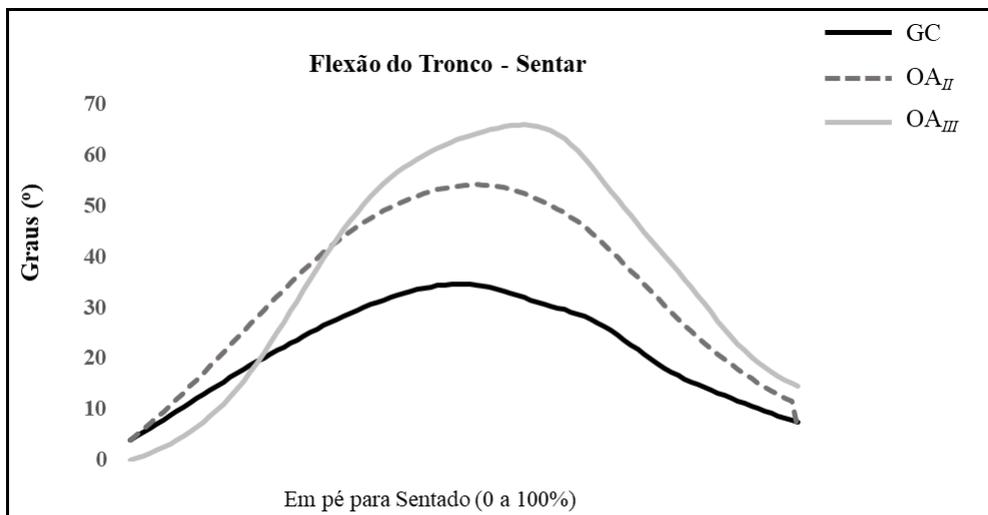
**Tabela 2** - Pico de flexão do tronco em graus ( $^{\circ}$ ) e duração em segundos (s) na tarefa de sentar-se expressos em média  $\pm$  desvio padrão (dp).

		GC	OA <sub>II</sub>	OA <sub>III</sub>	F	ANCOVA		GC	GC	OA <sub>II</sub>	GC x OA <sub>II</sub>	GC x OA <sub>III</sub>	OA <sub>II</sub> x OA <sub>III</sub>
		média $\pm$ dp (IC 95%)	média $\pm$ dp (IC 95%)	média $\pm$ dp (IC 95%)		p	$\eta^2$	x OA <sub>II</sub>	x OA <sub>III</sub>	x OA <sub>III</sub>	DM (IC 95%)	DM (IC 95%)	DM (IC 95%)
SENTAR	Tronco <sub>sentar</sub> ( $^{\circ}$ )	51,14 $\pm$ 4,4 (47,95 ; 54,34)	51,79 $\pm$ 7,88 (48,98 ; 54,59)	57,84 $\pm$ 7,37 (54,04 ; 61,64)	3,90	0,025*	0,12	1,000	0,037*	0,045*	-0,64 (-5,80 ; 4,52)	-6,67 (-13,11 ; -0,29)	-6,06 (-12,04 ; -0,07)
	Duração <sub>sentar</sub> (s)	3,43 $\pm$ 0,66 (3,14 ; 3,72)	3,20 $\pm$ 0,25 (2,93 ; 3,47)	3,79 $\pm$ 0,71 (3,48 ; 4,10)	3,85	0,019*	0,14	0,743	0,327	0,015*	0,23 (-0,25 ; 0,71)	-0,36 (-0,91 ; 0,19)	-0,59 (-1,12 ; -0,062)

Abreviações: GC, grupo controle; OA<sub>II</sub>, grupo com osteoartrite leve (grau II de Kellgren e Lawrence); OA<sub>III</sub>, grupo com osteoartrite moderada (grau III de Kellgren e Lawrence);  $\eta^2$ , eta-quadrado parcial; IC 95%, Intervalo de Confiança de 95% (limite superior ; limite inferior); DM, diferença média; p, nível de significância.

\* Diferença estatisticamente significativa ( $p \leq 0,05$ )

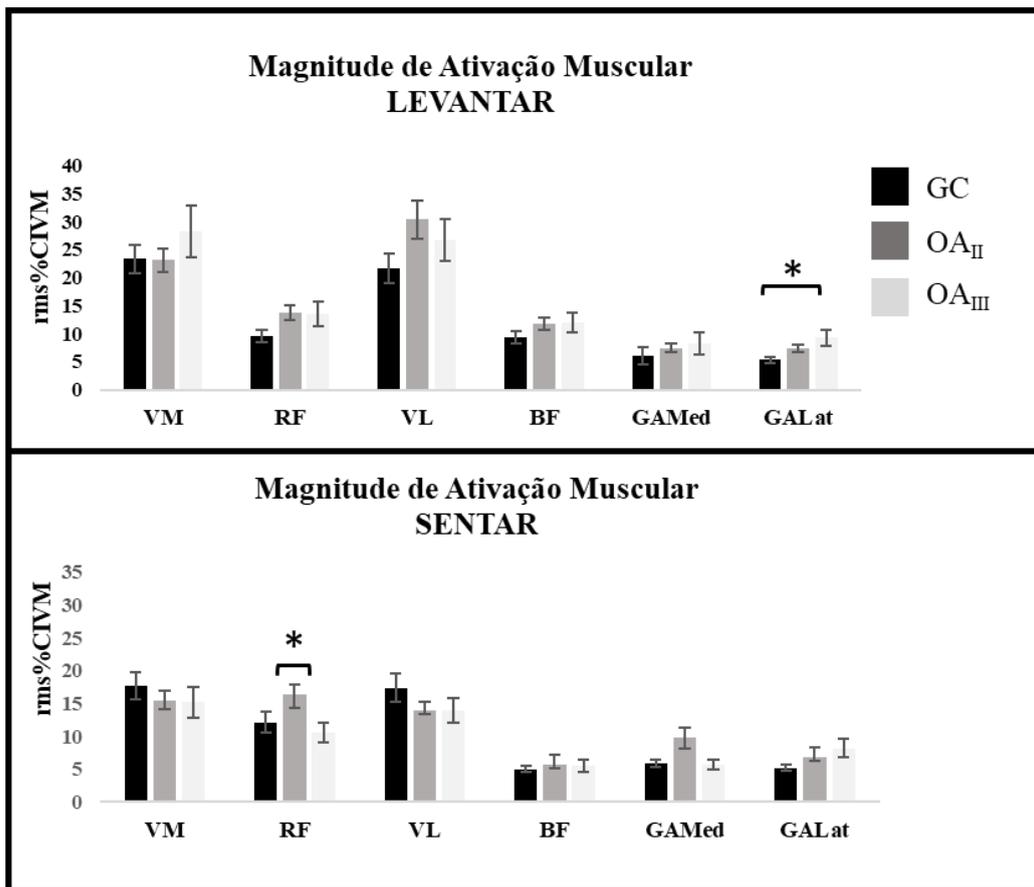
**Figura 1** - Exemplos da flexão anterior do tronco durante a tarefa sentar-se adotados por participante de cada um dos grupos.



Diferença estatisticamente significativa na comparação das magnitudes de ativação do músculo GAS<sub>lat</sub> durante o levantar-se da cadeira ( $[F(2,61) = 4,511]$ ,  $p = 0,015$   $\eta^2 = 0,141$ ). Após comparação entre pares foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre

os grupos  $OA_{III}$  e GC ( $p = 0,012$  MD = -3,88 IC = -7,07; -0,68). Durante o sentar-se, houve diferença estatisticamente significativa para a magnitude de ativação do músculo RF ( $[F(2,61) = 6,965]$ ,  $p = 0,002$   $\eta^2 = 0,218$ ). Após análise entre os pares foi observado que os participantes com OAJ moderada apresentaram menor magnitude de ativação do músculo RF quando comparados ao grupo OAJ leve ( $p = 0,001$  MD = 8,94 IC = -3,32 ; 14,56). Durante as tarefas de levantar-se e sentar-se, pacientes de nenhum dos grupos com OAJ diferenciaram-se quanto à magnitude de cocontração dos grupos musculares avaliados no presente estudo ( $p \geq 0,05$ ). Os resultados relacionados às comparações das magnitudes de ativação muscular e cocontração estão apresentados nas Figuras 2 e 3.

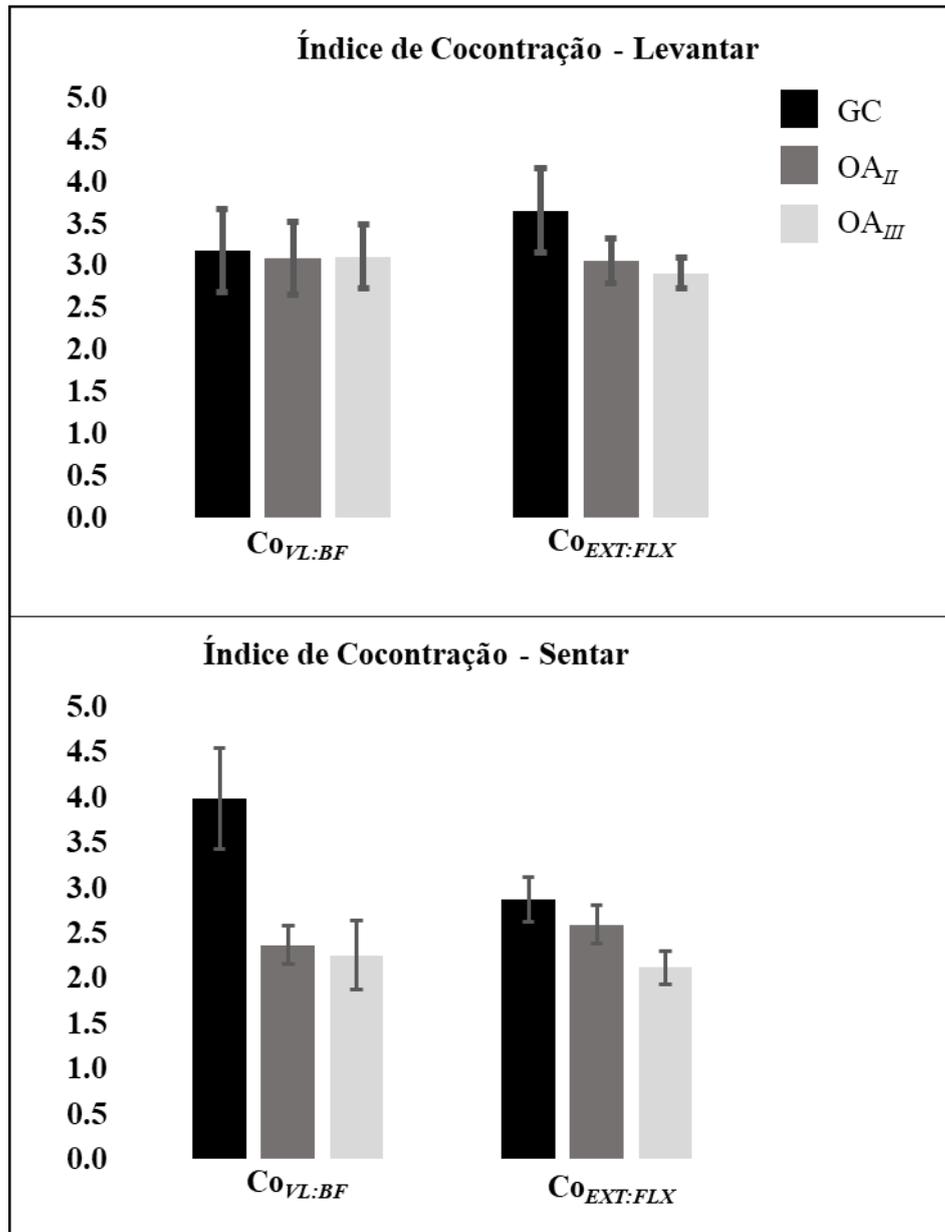
**Figura 2** - Magnitude da ativação muscular dos músculos vasto medial (VM), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), gastrocnêmio medial ( $GAS_{med}$ ) e gastrocnêmio lateral ( $GAS_{lat}$ ) expressa em média da RMS normalizada pela contração isométrica voluntária máxima (rms% CIVM).



Abreviações: GC, grupo controle; OA<sub>II</sub>, grupo com osteoartrite leve (grau II de Kellgren e Lawrence); OA<sub>III</sub>, grupo com osteoartrite moderada (grau III de Kellgren e Lawrence).

\* Diferença estatisticamente significativa ( $p \leq 0,05$ )

**Figura 3** - Gráfico mostrando as médias e erro padrão dos índices de cocontração ( $Co_{VL:BF}$  e  $Co_{EXT:FLX}$  durante as tarefas de sentar-se e levantar-se. Teste Kruskal-Wallis ( $p = 0,05$ ).



Abreviações: GC, grupo controle; OA<sub>II</sub>, grupo com osteoartrite leve (grau II de Kellgren e Lawrence); OA<sub>III</sub>, grupo com osteoartrite moderada (grau III de Kellgren e Lawrence);  $Co_{VL:BF}$ , índice de cocontração entre vasto lateral e biceps femural;  $Co_{EXT:FLX}$ , índice de cocontração entre extensores e flexores do joelho.

\* Diferença estatisticamente significativa ( $p \leq 0,05$ )

Houve uma correlação negativa e moderada entre o pico de flexão do tronco e  $Co_{EXT:FLX}$  na tarefa de sentar-se nos participantes com OAJ ( $p = 0,025$   $\rho = -0,319$ ). Dessa forma, quanto maior o ângulo de flexão do tronco, menor o valor do índice de cocontração entre extensores e flexores do joelho, ou seja, maior a magnitude de cocontração. Não foi encontrada correlação estatisticamente significativa entre o tronco e os índices de cocontração no grupo controle (TABELA 3).

**Tabela 3** - Correlação entre a flexão do tronco ( $FLX_{tronco}$ ) e índices de cocontração durante as tarefas de levantar-se e sentar-se.

	OSTEOARTRITE				CONTROLE			
<b>LEVANTAR</b>	$Co_{VL:BF}$		$Co_{EXT:FLX}$		$Co_{VL:BF}$		$Co_{EXT:FLX}$	
	<i>p</i>	$\rho$	<i>p</i>	$\rho$	<i>p</i>	$\rho$	<i>p</i>	$\rho$
<b>FLX<sub>tronco</sub></b>	0,415	0,064	,275	-0,098	0,537	-0,080	0,205	-0,163
<b>SENTAR</b>	$Co_{VL:BF}$		$Co_{EXT:FLX}$		$Co_{VL:BF}$		$Co_{EXT:FLX}$	
	<i>p</i>	$\rho$	<i>p</i>	$\rho$	<i>p</i>	$\rho$	<i>p</i>	$\rho$
<b>FLX<sub>tronco</sub></b>	0,175	-0,150	0,025*	-0,319	0,373	-0,116	0,240	-0,157

\* Correlações estatisticamente significantes:  $p \leq 0,05$

### 3.4 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo verificar se uma maior flexão do tronco é adotada por indivíduos com OAJ durante o sentar-se e comparar as magnitudes de ativação de músculos extensores e flexores do joelho entre diferentes graus da OAJ e um grupo controle durante o levantar-se e sentar-se. Também foi objetivo do estudo verificar se há correlação da flexão do tronco durante o levantar-se e sentar-se com as magnitudes de cocontração entre extensores e flexores do joelho em indivíduos com OAJ. Maior flexão do tronco foi utilizada pelos participantes com OAJ moderada durante o sentar-se quando comparados aos participantes saudáveis e àqueles com OAJ leve. Também entre os participantes com OAJ moderada, foram observadas maiores magnitudes de ativação do músculo  $GAS_{lat}$  para levantar-se em relação aos controles e menor magnitude do músculo RF para sentar-se quando comparados aos participantes com OAJ leve. Apenas durante a tarefa de sentar-se houve associação da flexão do tronco com a maior magnitude de cocontração de extensores e flexores do joelho.

A maior flexão do tronco durante o levantar-se da cadeira tem sido apontada como uma estratégia utilizada diante da fraqueza dos músculos do quadríceps (DEHAIL et al., 2007). Essa

estratégia permite deslocar o centro de gravidade mais anteriormente, aproximando-o da do joelho e diminuindo o momento articular desta articulação no plano sagital (DOORENBOSCH et al., 1994). Embora a tarefa de sentar-se seja realizada com auxílio da gravidade, é necessário ativação muscular excêntrica para sua execução (ASHFORD; DE SOUZA, 2000) e, de acordo com os resultados do presente estudo, pode ser que esta estratégia esteja sendo adotada pelos pacientes com OAJ moderada. Isso porque, para sentar-se, os pacientes com grau moderado da OAJ utilizaram de maior flexão do tronco quando comparados aos pacientes do grupo controle e também em relação aos pacientes com OAJ leve.

Em relação à magnitude de ativação muscular, esperava-se que os pacientes com OAJ moderada apresentariam maior magnitude de ativação de flexores do joelho e menor magnitude de ativação dos extensores do joelho quando comparados aos participantes com OAJ leve e aos participantes saudáveis. No entanto, para os flexores do joelho este achado foi significativo apenas para a magnitude de ativação do músculo  $GAS_{lat}$  durante a tarefa de levantar-se. Os músculos gastrocnêmios são biarticulares, contribuem para controlar excentricamente a dorsiflexão do tornozelo causada pela ação da gravidade durante o sentar-se, atuam para garantir ajustes do controle postural em atividades do dia a dia e atuam sinergicamente com os músculos do quadríceps para estabilizar os joelhos durante atividades com descarga de peso (KHEMLANI; CARR; CROSBIE, 1999; KVIST; GILLQUIST, 2001). Além disso, os músculos sóleo e gastrocnêmios exercem papel no aumento da energia do tronco na marcha, enquanto o tronco necessita ser projetado anteriormente (ZAJAC; NEPTUNE; KAUTZ, 2003). Assim, é possível que os pacientes com OAJ utilizaram de maior magnitude de ativação do músculo  $GAS_{lat}$  ao levantar-se como forma de lidar com a instabilidade da tarefa e controlar a anteriorização do centro de gravidade ocasionada pela maior flexão do tronco.

Embora no presente estudo não tenha sido encontrada diferença na magnitude de ativação dos músculos do quadríceps durante o levantar-se, os pacientes com OAJ moderada apresentaram menor magnitude de ativação do músculo RF ao sentar-se quando comparados aos participantes com OAJ leve. Assim, é possível que a maior flexão do tronco tenha influenciado a magnitude de ativação do músculo RF. Em um estudo prévio, foi observado um aumento relativo da ativação do músculo VM, além de maior recrutamento do RF durante a tarefa de levantar-se realizada por pacientes com OAJ graus II e III avaliados em conjunto. Por meio de uma análise no domínio da frequência, os autores atribuem este achado a uma tentativa de melhorar a qualidade da contração muscular, ativando mais fibras do tipo II para elevar-se da cadeira (ANAN et al., 2016). No presente estudo, também foi durante a tarefa de sentar-se

que os participantes com OAJ moderada apresentaram maior flexão do tronco em relação aos participantes com OAJ leve. Portanto, é possível que essa estratégia tenha influenciado na menor magnitude de ativação do RF entre os participantes com OAJ moderada.

Modificações na magnitude de ativação simultânea de músculos agonistas e antagonistas podem influenciar na magnitude de cocontração. Maior magnitude de cocontração foi previamente observada durante o sentar-se da cadeira realizado por participantes que seriam submetidos à artroplastia total da articulação (DAVIDSON et al., 2013). Os autores concluíram que essa estratégia poderia comprometer a reabilitação por não favorecer o recrutamento isolado dos músculos do quadríceps. A amostra avaliada neste estudo não apresentou diferença na magnitude de cocontração durante nenhuma das tarefas realizadas pelos pacientes com OAJ leve ou moderada, no entanto destaca-se a diferença do estágio de severidade da doença entre os estudos. Ao contrário do resultado do nosso estudo, Bouchouras et al. (2015) também encontraram maior cocontração entre VL e BF durante a tarefa de levantar-se realizada por mulheres com OAJ leve e moderada. A discordância entre os resultados do presente estudo com os resultados de Bouchouras et al. (2015) pode ser devido à diferença etária entre os participantes, uma vez que a literatura sugere que o aumento da ativação dos músculos antagonistas durante a marcha podem ser mudanças associadas ao envelhecimento (HORTOBÁGYI et al., 2009). Enquanto no estudo de Bouchouras et al. (2015) a média de idade dos participantes com OAJ foi de 66 anos, no presente estudo os participantes com OAJ leve e moderada apresentaram ambas médias de 56 anos. Além disso, no estudo de Bouchouras et al. (2015) todos os participantes apresentaram OAJ unilateral do joelho, enquanto no presente estudo foram incluídos participantes que possuem OAJ unilateral e bilateral.

Acredita-se que a cocontração contribua para o aumento das forças compressivas na superfície articular e também para a progressão da doença (MILLS et al., 2013). Por isso, a diminuição da magnitude de cocontração foi apontada como objetivo para reabilitação em atividades, tais como a marcha (PREECE et al., 2016). Nenhum desses estudos que avaliaram a cocontração de extensores e flexores do joelho em pacientes com OAJ avaliaram a flexão anterior o tronco (BOUCHOURAS et al., 2015; DAVIDSON et al., 2013; PATSIKA; KELLIS; AMIRIDIS, 2011). No presente estudo, a hipótese inicial de que uma maior flexão do tronco se associaria à maiores índices de cocontração durante o levantar-se e sentar-se foi parcialmente confirmada e esta associação foi observada apenas entre a maior flexão anterior do tronco e à uma maior magnitude de cocontração entre extensores e flexores do joelho durante o sentar-se. Ainda que não se possa estabelecer uma relação de causa e efeito entre essas variáveis, a partir

dos resultados do presente estudo, e considerando que a literatura aponta a maior flexão do tronco é uma estratégia que permite diminuir a ativação dos músculos do quadríceps e aumentar a ativação dos extensores do quadril, (BLACKBURN; PADUA, 2009; FARROKHI et al., 2008), é possível sugerir que modificações na flexão do tronco poderiam estar associada a uma diminuição da cocontração de extensores e flexores do joelho durante o sentar-se.

Além da modificação de parâmetros neuromusculares que podem estar presentes em decorrência da OAJ, estudos futuros devem investigar o potencial para recrutamento muscular dos músculos do quadríceps durante o sentar-se e levantar-se da cadeira e em outras tarefas presentes nos protocolos de reabilitação, incluindo diferentes estratégias de execução.

Ao mesmo tempo que os pacientes com OAJ moderada apresentaram modificação da magnitude de ativação muscular, também apresentaram um pior desempenho no teste funcional STS<sub>30</sub> em comparação aos controles e demandaram maior tempo para concluir a tarefa de sentar-se quando comparados aos pacientes do grupo OAJ leve. Durante o levantar-se, foi identificado em estudo uma maior flexão do tronco tanto em pacientes que conseguiram concluir a tarefa em tempo semelhante aos controles, como entre aqueles que demandaram maior tempo para levantar-se (SAGAWA et al., 2017). É possível que, além da flexão do tronco, a fraqueza muscular e as adaptações neuromusculares tenham contribuído para o maior tempo de execução da tarefa de sentar-se entre os pacientes com OAJ moderada.

Destaca-se que, quando questionados sobre a dificuldade para levantar-se e sentar-se da cadeira, tanto pacientes com OAJ leve como aqueles com OAJ moderada relataram pior percepção da função física para estas tarefas. Cabe mencionar que muitas vezes o auto relato de dificuldade para executar determinada tarefa é confundido pelos pacientes pela presença de dor durante a tarefa (TERWEE et al., 2006). Os resultados deste estudo mostraram que a queixa de dor esteve presente tanto entre os pacientes com OAJ leve ou moderada, sendo mais intensa entre os pacientes com OAJ moderada.

Este estudo apresentou algumas limitações. Ao comparar os membros inferiores, estudo prévio encontrou maior magnitude de ativação dos músculos do quadríceps no membro inferior contralateral ao que havia sido submetido à artroplastia total do joelho. Os autores atribuíram este achado à transferência de carga para o membro inferior contralateral devido à fraqueza muscular dos extensores o joelho (FARQUHAR; REISMAN; SNYDER-MACKLER, 2008). Em contrapartida, a magnitude de cocontração não foi diferente entre os membros acometido e não acometido de indivíduos com OAJ moderada durante a marcha (JONES; STANISH; RUTHERFORD, 2018). Portanto, a ausência de registro da atividade eletromiográfica no

membro inferior contralateral pode ser considerada uma limitação do presente estudo. Além disso, não foram avaliados todos os músculos que atuam como extensores e flexores do joelho. Incluir outros músculos, como o semitendíneo poderia trazer informações adicionais aos resultados deste estudo.

### **3.5 CONCLUSÃO**

---

Indivíduos com OAJ moderada do joelho utilizam maior flexão do tronco para sentar-se quando comparados às pessoas saudáveis ou aos indivíduos com OAJ leve. Esta maior flexão anterior do tronco apresentou associação com a magnitude de cocontração entre extensores e flexores do joelho durante o sentar-se, sugerindo que modificações no padrão de movimento da cinemática do tronco podem ser uma estratégia aplicada na reabilitação que se associaria a modificação da magnitude de cocontração entre extensores e flexores do joelho. No entanto, estudos futuros são necessários para confirmar esta hipótese. Em conjunto, a maior magnitude de ativação do músculo gastrocnêmio lateral apresentada pelos pacientes com OAJ moderada durante o levantar-se e a menor magnitude de ativação do músculo RF na tarefa entre os participantes desse grupo no sentar-se representam adaptações neuromusculares desse estágio da doença.

### 3.6 REFERÊNCIAS

- 
- ALNAHDI, A. H.; ZENI, J. A.; SNYDER-MACKLER, L. Muscle impairments in patients with knee osteoarthritis. **Sports health**, v. 4, n. 4, p. 284–92, Jul. 2012.
- ALTMAN, R. et al. Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. Diagnostic and Therapeutic Criteria Committee of the American Rheumatism Association. **Arthritis and Rheumatism**, v. 29, n. 8, p. 1039–1049, 1986.
- ANAN, M. et al. Do patients with knee osteoarthritis perform sit-to-stand motion efficiently? **Gait and Posture**, v. 41, n. 2, p. 488–492, 2015.
- ANAN, M. et al. Dynamic Frequency Analyses of Lower Extremity Muscles during Sit-To-Stand Motion for the Patients with Knee Osteoarthritis. **PLOS ONE**, v. 11, n. 1, p. e0147496, 25 Jan. 2016.
- ASHFORD, S.; DE SOUZA, L. A comparison of the timing of muscle activity during sitting down compared to standing up. **Physiotherapy research international : the journal for researchers and clinicians in physical therapy**, v. 5, n. 2, p. 111–28, 2000.
- BECHARD, D. J. et al. Toe-out, lateral trunk lean, and pelvic obliquity during prolonged walking in patients with medial compartment knee osteoarthritis and healthy controls. **Arthritis Care and Research**, v. 64, n. 4, p. 525–532, 2012.
- BELL, A. L.; BRAND, R. A.; PEDERSEN, D. R. Prediction of hip joint centre location from external landmarks. **Human Movement Science**, v. 8, n. 1, p. 3–16, 1989.
- BELLAMY, N. et al. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. **The Journal of rheumatology**, v. 15, n. 12, p. 1833–40, Dec. 1988.
- BLACKBURN, J. T.; PADUA, D. A. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. **Journal of athletic training**, v. 44, n. 2, p. 174–9, 2009.
- BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Calculating correlation coefficients with repeated observations: Part 2--Correlation between subjects. **BMJ (Clinical research ed.)**, v. 310, n. 6980, p. 633, 11 Mar. 1995.
- BOUCHOURAS, G. et al. Kinematics and knee muscle activation during sit-to-stand

movement in women with knee osteoarthritis. **Clinical Biomechanics**, v. 30, n. 6, p. 1–9, 2015.

CHAPMAN, G. J. et al. Ankle motion influences the external knee adduction moment and may predict who will respond to lateral wedge insoles?: an ancillary analysis from the SILK trial. 2015.

COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavior sciences**. 2<sup>o</sup> edition ed. New Jersey: Lawrence Eebaum, 1988.

DAVIDSON, B. S. et al. Muscle activation and coactivation during five-time-sit-to-stand movement in patients undergoing total knee arthroplasty. **Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 23, n. 6, p. 1485–93, Dec. 2013.

DEHAIL, P. et al. Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a “Sit-to-Walk” task in elderly subjects : Role of strength. **Clinical Biomechanics**, v. 22, n. 10, p. 1096–1103, 2007.

DOBSON, F. et al. OARSI recommended performance-based tests to assess physical function in people diagnosed with hip or knee osteoarthritis. **Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society**, v. 21, n. 8, p. 1042–52, Aug. 2013.

DOORENBOSCH, C. A. M. et al. Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. **Journal of Biomechanics**, v. 27, n. 11, p. 1299–1307, 1994.

DUFFELL, L. D. et al. Balance and gait adaptations in patients with early knee osteoarthritis. **Gait Posture**, v. 39, n. 4, p. 1057–1061, 2014.

FARQUHAR, S. J.; REISMAN, D. S.; SNYDER-MACKLER, L. Persistence of Altered Movement Patterns During a Sit-to-Stand Task 1 Year Following Unilateral Total Knee Arthroplasty. **Physical Therapy**, v. 88, n. 5, p. 567–579, 2008.

FARROKHI, S. et al. Trunk Position Influences the Kinematics, Kinetics, and Muscle Activity of the Lead Lower Extremity During the Forward Lunge Exercise. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 7, p. 403–409, Jul. 2008.

GROOD, E. S.; SUNTAY, W. J. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. **Journal of biomechanical engineering**, v. 105, n. 2, p. 136–44, 1983.

HORTOBÁGYI, T. et al. Altered hamstring-quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 20, n. 1, p. 97–104, Jan. 2005.

- HORTOBÁGYI, T. et al. Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. **Gait & Posture**, v. 29, n. 4, p. 558–564, Jun. 2009.
- HUBLEY-KOZEY, C. L. et al. Co-activation differences in lower limb muscles between asymptomatic controls and those with varying degrees of knee osteoarthritis during walking. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n. 5, p. 407–414, 2009.
- JONES, M.; STANISH, W.; RUTHERFORD, D. Co-activation is not altered in the contralateral limb of individuals with moderate knee osteoarthritis compared to healthy controls. **Clinical Biomechanics**, v. 59, p. 71–77, Nov. 2018.
- KELLGREN, J. H.; LAWRENCE, J. S. Radiological Assessment of Osteo-Arthrosis. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v. 16, n. 4, p. 494–502, 1957.
- KHEMLANI, M. M.; CARR, J. H.; CROSBIE, W. J. Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 14, n. 4, p. 236–46, May 1999.
- KVIST, J.; GILLQUIST, J. Anterior positioning of tibia during motion after anterior cruciate ligament injury. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 33, n. 7, p. 1063–72, Jul. 2001.
- MANAL, K. et al. A more informed evaluation of medial compartment loading: the combined use of the knee adduction and flexor moments. **Osteoarthritis and Cartilage**, v. 23, n. 7, p. 1–5, 2015.
- MILLS, K. et al. A systematic review and meta-analysis of lower limb neuromuscular alterations associated with knee osteoarthritis during level walking. **Clinical Biomechanics**, v. 28, n. 7, p. 713–24, Aug. 2013.
- PATSIKA, G.; KELLIS, E.; AMIRIDIS, I. G. Neuromuscular efficiency during sit to stand movement in women with knee osteoarthritis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, p. 689–694, 2011.
- PREECE, S. J. et al. Reductions in co-contraction following neuromuscular re-education in people with knee osteoarthritis. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 17, n. 1, p. 372, 2016.
- RILEY, P. O. et al. Mechanics of a constrained chair-rise. **Journal of biomechanics**, v. 24, n. 1, p. 77–85, 1991.
- SAGAWA, Y. et al. Variable compensation during the sit-to-stand task among individuals with severe knee osteoarthritis. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 60, n. 5, p. 312–318, Sep. 2017.
- SANTOS, M. L. A. S. et al. Muscle strength, muscle balance, physical function and plasma

- interleukin-6 (IL-6) levels in elderly women with knee osteoarthritis (OA). **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 52, n. 3, p. 322–326, 2011.
- SELISTRE, L. F. A. et al. The relationship between external knee moments and muscle co-activation in subjects with medial knee osteoarthritis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 33, p. 64–72, Apr. 2017.
- SU, F. C.; LAI, K. A.; HONG, W. H. Rising from chair after total knee arthroplasty. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 3, p. 176–181, 1998.
- TAMHANE, A. C. A Comparison of Procedures for Multiple Comparisons of Means with Unequal Variances. **Journal of the American Statistical Association**, v. 74, n. 366a, p. 471–480, Jun. 1979.
- TERWEE, C. B. et al. Performance-based methods for measuring the physical function of patients with osteoarthritis of the hip or knee: a systematic review of measurement properties. **Rheumatology (Oxford, England)**, v. 45, n. 7, p. 890–902, Jul. 2006.
- TURCOT, K. et al. Sit-to-stand alterations in advanced knee osteoarthritis. **Gait and Posture**, v. 36, n. 1, p. 68–72, 2012.
- WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 4, p. 543–548, 2002.
- ZAJAC, F. E.; NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A. Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. **Gait & posture**, v. 17, n. 1, p. 1–17, Feb. 2003.

#### **4. MANUSCRITO III**

---

**Cinética, cinemática e magnitude de ativação muscular durante o levantar-se da cadeira entre pacientes com osteoartrite do joelho unilateral e bilateral.**

## RESUMO

A OAJ é uma doença progressiva e há uma tendência entre os pacientes com OAJ unilateral se tornarem bilateralmente acometidos. Se diferenças no padrão do movimento estiverem presentes entre aqueles que possuem OAJ bilateral ou unilateral, estas poderão ser consideradas para o delineamento de estudos e elaboração de programas de reabilitação envolvendo os diferentes padrões de acometimento. O objetivo do presente estudo foi comparar aspectos biomecânicos e neuromusculares da tarefa de levantar-se realizada por pacientes com OAJ unilateral e bilateral. Participaram do estudo 38 voluntários divididos nos grupos: OAJ unilateral (OA<sub>UNI</sub>; n=12) e grupo OAJ bilateral (OA<sub>BI</sub>; n=16). Todos os participantes foram avaliados por meio da cinemática (*Qualisys Motion Capture System, Qualisys Medical AB, SUE*), cinética (Bertec Corporation's, modelo 4060-08 Mod. EUA) e eletromiografia (*Trigno<sup>TM</sup> Wireless System, DelSys Inc., EUA*) durante a tarefa de levantar-se. Foram obtidas as seguintes variáveis: os índices de simetria da força de reação do solo e momento total e suporte (IS<sub>FRS</sub> e IS<sub>MTS</sub>, respectivamente), a magnitude do momento total de suporte (MTS), a contribuição proporcional (%) do quadril, joelho e tornozelo para o MTS (%<sub>quadril</sub>, %<sub>joelho</sub> e %<sub>tornozelo</sub>), o pico de flexão do tronco, as amplitudes de movimento articular do membro inferior (quadril, joelho e tornozelo), o tempo de duração de cada uma das fases em segundos, as magnitudes de ativação dos músculos extensores (VM, RF, VL) e flexores (BF, GAS<sub>lat</sub> e GAS<sub>med</sub>), os índices de cocontração entre extensores e flexores do joelho (CO<sub>VL:BF</sub> e CO<sub>EXT:FLX</sub>) e os picos de torque extensor do joelho nos modos concêntrico e excêntrico (PT<sub>EXT\_conc</sub> e PT<sub>EXT\_exc</sub>, respectivamente). Os participantes também responderam às seções dor e função física do questionário WOMAC e realizaram o teste baseado na função de sentar e levantar durante 30 segundos (STS<sub>30</sub>). Entre as variáveis avaliadas, o grupo OA<sub>BI</sub> levantou-se com menor magnitude do MTS no membro inferior mais acometido (F(1,27)=4,672 p=0,040; DM=0,08; IC95%=(0,004 ; 0,154) tamanho do efeito=0,86), utilizou maior flexão do tronco (p ≤ 0,05; DM = 6,84; d =0,89). Esse grupo também foi capaz de gerar menor torque isométrico extensor do joelho (p = 0,039; DM= 16,81; d = 0,84) dos extensores do joelho e piores auto relato de dor e função física. Portanto, possuir OAJ unilateralmente ou bilateralmente não influenciou nos índices de simetria da FRS ou do MTS. Entretanto, sugere-se que a menor magnitude de MTS e maior amplitude de flexão do tronco na fase de extensão da tarefa observadas entre os participantes com OAJ bilateral deva ser considerada em estudos futuros. É possível que essa estratégia seja uma compensação devido à menor força muscular e maior intensidade de dor. Os grupos também foram semelhantes em relação à cinemática do membro inferior, magnitude de ativação e magnitude de cocontração de extensores do joelho durante o levantar-se e, portanto, podem ser considerados semelhantes quanto a tais variáveis em estudos futuros envolvendo os graus I e II da OAJ.

**Palavras-chave:** força de reação do solo, momento total de suporte, eletromiografia, osteoartrite do joelho.

## 4.1 INTRODUÇÃO

---

A osteoartrite do joelho (OAJ) é uma doença progressiva que afeta a cartilagem articular, o osso subcondral, membrana sinovial e a musculatura periarticular, resultando em consequências negativas como dor e incapacidade funcional (BERENBAUM, 2013; CHENG; HOOTMAN; MURPHY, 2010). Dados recentes da população Americana indicam que a prevalência da doença duplicou desde meados do século XX (WALLACE et al., 2017). Além disso, estima-se que 80% dos pacientes com acometimento unilateral da doença venham a apresentá-la bilateralmente em um período de aproximadamente 12 anos (METCALFE et al., 2012).

Entre as atividades do dia a dia, aspectos biomecânicos da marcha foram previamente comparados entre pacientes com OAJ unilateral e bilateral, de forma que indivíduos com OAJ unilateral mostraram-se assimétricos por apresentarem varo do joelho e menor magnitude do momento flexor externo do joelho acometido pela OAJ, enquanto aqueles bilateralmente acometidos pela doença apresentaram-se simétricos em relação a essas variáveis (CREABY; BENNELL; HUNT, 2012). Mais recentemente, Messier et al. (2016) reportaram ausência de diferença da magnitude da força vertical de reação do solo (FRS) entre pacientes com OAJ unilateral e bilateral durante a marcha (MESSIER et al., 2016), sugerindo que não é necessário considera-los como grupos distintos quando a FRS é considerada em intervenções ou investigações.

Levantar-se da cadeira é uma tarefa realizada em apoio bipodal e que requer força muscular para vencer a gravidade e transferir o peso corporal da posição sentada para em pé (SCHENKMAN et al., 1990). Além disso, implica em maior carga às articulações dos membros inferiores quando comparada a outras tarefas realizadas no dia a dia, como a marcha ou subida e descida de escadas (SU; LAI; HONG, 1998). De acordo com a literatura consultada, não há estudos prévios que investigaram se indivíduos com OAJ unilateral ou bilateral são diferentes em relação à cinética, cinemática e ativação muscular durante a transferência da posição sentado para em pé. Estudos sobre a influência da OAJ nos padrões do movimento de levantar-se variam quanto ao critério de inclusão, de forma que alguns incluíram apenas pacientes com OAJ unilateral (CHRISTIANSEN et al., 2011; DUFFELL et al., 2013), enquanto em outros estudos participaram tanto aqueles com OAJ unilateral como participantes com OAJ bilateral (TURCOT et al., 2012).

Considerando que a OAJ é uma doença progressiva e há uma tendência entre os

pacientes com OAJ unilateral tornarem-se bilateralmente acometidos pela doença, cumprir critérios de inclusão que consideram a presença da OAJ unilateralmente e/ou bilateralmente pode ser um desafio quando há intenção de investigar diferentes graus de severidade da doença. Se diferenças no padrão do movimento estiverem presentes entre aqueles que possuem OAJ bilateral ou unilateral, estas poderão ser consideradas para elaboração de programas de reabilitação mais adequados para cada um dos subgrupos de participantes.

Diante do exposto, o objetivo do presente estudo foi investigar se há diferença na distribuição das magnitudes de FRS e de momento total de suporte (MTS) dos membros inferiores entre pacientes com OAJ unilateral e bilateral, durante a tarefa de levantar-se de uma cadeira, por meio da comparação da simetria. Também foi objetivo comparar as magnitudes da FRS, MTS, magnitude de ativação e magnitude de cocontração dos músculos extensores e flexores do joelho e torque extensor do joelho do membro inferior acometido no grupo OAJ unilateral com o mais acometido, no caso de OAJ bilateral. Espera-se que os participantes com OAJ unilateral se diferenciem daqueles com OAJ bilateral, especialmente em relação aos índices de simetria de FRS e MTS.

## **4.2 MÉTODOS**

---

### **4.2.1 Sujeitos**

Estudo prévio de Turcot et al. (2012) foi utilizado para o cálculo amostral do presente estudo. A simetria da FRS entre os membros inferiores (acometido / não acometido ou mais acometido) foi considerada variável principal. Foi considerada uma diferença entre as médias de 0,08, um desvio padrão agrupado de 0,126 e um tamanho do efeito = 0,63. O tamanho da amostra foi estimado conforme proposto por Cohen (1992) com um alfa = 0,05, poder de 0,80 e tamanho do efeito de 0,63. Dessa forma, uma amostra mínima de 11 participantes por grupo foi necessária.

#### **4.2.1.1 Critérios de inclusão e exclusão do estudo:**

Para inclusão no estudo os participantes poderiam ser do sexo masculino ou feminino e possuir idade de 45 a 65 anos. Todos os participantes deveriam possuir diagnóstico de OAJ unilateral ou bilateral na articulação tibiofemural, de acordo com os critérios clínicos e radiográficos do Colégio Americano de Reumatologia (ALTMAN et al., 1986). Foram considerados diagnosticados com osteoartrite do joelho os participantes que apresentaram

osteófitos no raio-x ou algum dos seguintes critérios: idade maior que 50 anos, rigidez matinal com duração menor que 30 minutos, crepitação da articulação do joelho durante o movimento, (ALTMAN et al., 1986). A classificação do grau de acometimento da OAJ foi realizada por meio dos critérios de Kellgren e Lawrence (KELLGREN; LAWRENCE, 1957) e os participantes que apresentaram graus II ou III foram incluídos no estudo.

Não foram considerados para inclusão no estudo pacientes que relataram ter realizado alguma cirurgia ortopédica em membros inferior ou coluna; possuir indicação médica para protetização do joelho, possuir dor na coluna ou outra articulação dos membros inferiores; possuir histórico de trauma dos membros inferiores, ter realizado infiltração com corticosteroide ou ter realizado tratamento fisioterapêutico nos 6 meses prévios à avaliação, utilizar dispositivos de auxílio para a marcha, relatar alergia a material adesivo ou relatar de qualquer outra doença reumatológica ou alguma restrição médica que impeça a realização das avaliações propostas (alterações cardiovasculares, respiratórias, neurológicas e/ou musculoesqueléticas) (SELISTRE et al., 2017). Ao exame físico todos os participantes apresentaram testes de integridade ligamentar negativos, amplitude ativa e passiva de flexão do joelho de preservada (0 a 90 graus), capacidade de levantar-se de uma cadeira com independência. Para inclusão no GC os participantes não deveriam apresentar os critérios previamente citados, além de não apresentar quaisquer sintomas nos membros inferiores.

Dessa forma, participaram deste estudo 28 pacientes, de ambos os sexos, acometidos por OAJ unilateral ou bilateral e agrupados da seguinte maneira: Grupo osteoartrite unilateral ( $OA_{UNI}$ ), composto por 12 participantes diagnosticados com OAJ unilateralmente nos graus II ou III; e Grupo osteoartrite bilateral ( $OA_{BI}$ ), no qual foram incluídos 16 participantes diagnosticados com OAJ bilateralmente graus II ou III. Para os participantes do grupo  $OA_{BI}$  foi considerado como membro inferior mais acometido aquele que apresentou maior severidade radiográfica e mais sintomático em relação à dor avaliado pela Escala Visual Analógica (EVA). Todos os participantes do estudo foram voluntariamente incluídos e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE II). O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (ANEXO I).

#### **4.2.2 Instrumentos e Procedimentos**

Os participantes deste estudo realizaram os testes propostas em 3 dias distintos. Inicialmente, os participantes tiveram a dor e função física avaliadas por meio do questionário

*Western Ontario and McMaster Osteoarthritis Index WOMAC* (ANEXO II). A partir desse instrumento de auto relato do paciente é obtido um escore final que varia de x a x para o domínio dor e de x a x para o domínio função física. Maiores escores representam maior intensidade de dor e pior função física (BELLAMY et al., 1988; DOS SANTOS; GORGES; RIOS, 2014). Os pacientes também foram avaliados quanto ao desempenho no teste funcional de sentar-se e levantar-se de uma cadeira durante 30 segundos (STS<sub>30s</sub>). Os participantes iniciaram o teste sentados em uma cadeira e ao receber o comando, levantavam-se dessa cadeira e sentavam-se novamente durante um período de 30 segundos. Como resultado, o número de vezes que a tarefa era realizada foi computado. A cadeira utilizada para o teste possuía altura padronizada de 43 cm e os participantes realizaram o teste com braços cruzados em frente ao peito e sem fazer uso do encosto (DOBSON et al., 2013) Nos segundo e terceiro dias, foram realizadas a avaliação da cinética, cinemática e eletromiografia da tarefa de levantar-se ou a avaliação do torque isocinético de extensão do joelho.

#### ***4.2.2.1 Instrumentos e procedimentos para a avaliação da tarefa de levantar-se***

O movimento de transição da posição sentado para em pé foi avaliado bilateralmente utilizando o sistema instrumental de captura do movimento Qualisys (*Qualisys Motion Capture System, Qualisys Medical AB, SUE*) e um *software* de aquisição (*QTM – Qualisys Track Manager 2.9, Medical AB, Suécia*) utilizando uma frequência de amostragem de 120Hz (MANAL et al., 2015). Para a captura dos dados cinéticos, duas plataformas de força (Bertec Corporation's, modelo 4060-08 Mod. EUA), sincronizadas ao sistema Qualisys, embutidas no solo, foram utilizadas para avaliação das forças necessárias para o cálculo da FRS dos momentos de força das articulações do membro inferior. Os dados cinéticos foram coletados a uma frequência de 1200Hz. Nessa mesma frequência de aquisição (1200 Hz), os dados eletromiográficos do membro inferior acometido (ou mais acometido) foram coletados em sincronia aos dados da cinemática e cinética utilizando eletrodos de superfície sem fio (*TrignoTM Wireless System, DelSys Inc., EUA*). Os eletrodos foram amplificados por um sistema de 8 canais (*DelSysInc., EUA*, alcance de 40 m, frequência de transmissão 2.4 GHz, rejeição de modo comum > 80 dB; largura de banda de 450 Hz, ganho total de 1000 vezes). Uma placa de 16-bit A/D sincronizada ao sistema de análise de movimento foi utilizada para a digitalização dos sinais eletromiográficos.

Durante a avaliação os voluntários trajavam um short que permitiu a visualização dos membros inferiores em teste. As participantes do sexo feminino vestiram um top justo ao corpo.

Para a colocação dos eletrodos a superfície da pele dos participantes foi tricotomizada e limpa com algodão e álcool. A colocação dos eletrodos seguiu as recomendações do “Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles” (SENIAM) para o posicionamento sobre a superfície dos músculos vasto lateral (VL), reto femoral (RF), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), gastrocnêmio medial ( $GAS_{med}$ ) e gastrocnêmio lateral ( $GAS_{lat}$ ) (HERMENS et al., 2000).

Após o posicionamento dos eletrodos, os voluntários realizaram avaliação da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) para posterior normalização dos dados eletromiográficos de cada músculo durante o levantar-se. O voluntário foi orientado a posicionar-se em decúbito dorsal, com o membro inferior a ser avaliado apoiado sobre um rolo de espuma vinílica acetinada (EVA). Com o joelho em aproximadamente 30° de flexão e aplicação de uma resistência sobre a região anterior distal da perna do voluntário utilizando uma faixa inelástica, a CIVM dos componentes do quadríceps (VL, RF e VM) foi avaliada. Para avaliação da CIVM do músculo BF o voluntário foi orientado a posicionar-se em decúbito ventral com aproximadamente 15° de flexão do joelho e aplicação de uma resistência na região posterior do tornozelo utilizando uma faixa inelástica. Ainda em decúbito ventral, foi utilizada uma faixa inelástica fixada à maca e passando ao redor da região plantar do antepé para a avaliação da CIVM dos músculos  $GAS_{med}$  e  $GAS_{lat}$ . Em todas as posições os participantes foram fixados à maca por meio uma faixa inelástica na região da pelve para evitar compensações. Foram realizadas 3 repetições, com duração de 5 segundos cada, sendo realizado um intervalo de 60 segundos entre cada uma delas. A média dos três segundos intermediários de cada uma das 3 CIVM coletadas foram consideradas para análise. Portanto, na análise dos dados obtidos com a eletromiografia foram descartados o primeiro e último segundo de cada CIVM. (SELISTRE et al., 2017).

Em seguida à avaliação das CIVM, um mesmo avaliador posicionou marcadores passivos refletores em formato esférico (15mm de diâmetro) em proeminências ósseas específicas utilizando fita adesiva dupla-face. Esses marcadores foram utilizados para posterior reconstrução de um modelo em três dimensões (3D). Foram posicionados marcadores na sétima vertebra cervical, acrômios, esterno, ponto mais alto da crista ilíaca direita e esquerda, espinha ilíaca pósterio-superior direita e esquerda, espinha ilíaca ântero-superior direita e esquerda, trocânter maior direito e esquerdo, epicôndilo lateral e medial do fêmur, maléolos lateral e medial, cabeças do 1° e 5° metatarsos e falange distal do 2° artelho (DUFFELL et al., 2014). Quatro marcadores não-colineares afixados em uma base rígida constituíram os *Clusters* da

perna, enquanto 3 marcadores não-colineares afixados em uma base rígida constituíram os *Clusters* da coluna lombar e tórax. Os *Clusters* da perna foram posicionados nos voluntários com faixas de velcro no terço médio da coxa e face lateral da perna. Com auxílio de fita dupla-face, outros dois *Clusters* compostos por 3 marcadores não colineares foram posicionados nos processos espinhosos das quarta e décima segunda vértebras torácicas (T4 e T12).

Foi realizada uma medida estática em posição neutra para alinhar o sujeito ao sistema de coordenadas global e servir como referência para análises posteriores (BECHARD et al., 2012). Para permitir a reconstrução tridimensional pelo sistema de análise de movimento utilizado, o voluntário era posicionado de forma que todos os marcadores eram identificados por pelo menos 2 das 6 câmeras que constituíam o sistema posicionadas anteriormente (1 câmera), posteriormente (1 câmera) ântero lateralmente (2 câmeras) e póstero-lateralmente (2 câmeras), a uma altura de 2,5m em relação ao solo.

Para a avaliação da cinética, cinemática e eletromiográfica na tarefa de levantar-se todos participantes foram instruídos a executar a tarefa descalços, sem o uso de qualquer apoio dos braços e com os braços cruzados na frente do tronco. A partir da posição sentada em uma cadeira, com apoio de  $\frac{1}{3}$  da parte posterior da coxa sobre o assento da cadeira (determinada pela demarcação da distância de  $\frac{1}{3}$  proximal de uma linha imaginária com origem no trocânter maior do fêmur até o epicôndilo lateral do fêmur), com quadril e joelhos posicionados a aproximadamente  $90^\circ$  de flexão e pés completamente apoiados no solo e posicionados no centro de cada uma das plataformas de força. Foi utilizada uma cadeira sem braços e encosto, com altura regulável e composta por assentos removíveis, com diferentes alturas para adequar o posicionamento de cada indivíduo. Anteriormente à avaliação foi realizada uma familiarização por meio de até 3 repetições.

Foram realizadas 05 repetições das tarefas em uma velocidade auto selecionada, e as 3 primeiras repetições bem-sucedidas foram consideradas para análise.

#### **4.2.2.2 Processamento e Análise dos dados**

Os dados cinemáticos foram primeiramente processados no *software Qualisys Track Manager 2.3 – QTM*. Em seguida, foram transferidos para o *software Visual 3D* (CMotion, Inc., Rockville, MD, USA) e filtrados com um filtro passa-baixa *Butterworth* de 4ª ordem com atraso de fase zero e *frequência de corte de 25 Hz*.

A construção do modelo biomecânico foi realizada a partir da posição dos marcadores de referência capturados na coleta estática e das informações de peso corporal e altura de cada

voluntário. O centro da articulação do joelho, quadril e tornozelo foram determinados bilateralmente. As referências utilizadas para determinação do centro dessas articulações foram o ponto médio entre os epicôndilos medial e lateral do fêmur para o joelho (GROOD; SUNTAY, 1983); os marcadores das espinhas ilíacas superiores anteriores e posteriores para o quadril (BELL; BRAND; PEDERSEN, 1989) e o ponto entre os maléolos lateral e medial para o centro da articulação do tornozelo (CHAPMAN et al., 2015). As definições do sistema de coordenadas articulares recomendados pela Sociedade Internacional de Biomecânica relativos à medida estática foram utilizadas para o cálculo dos ângulos de Cardan (WU et al., 2002). Os seguimentos proximais ao quadril, joelho e tornozelo foram utilizados para o cálculo dos ângulos de cada uma dessas articulações e o sistema de coordenadas global foi utilizado para o cálculo do ângulo de flexão do tronco.

O software *Visual 3D* também foi utilizado para obtenção dos momentos internos extensores do quadril, joelho e tornozelo. O cálculo da magnitude foi realizado pela dinâmica inversa e o modelo do eixo flutuante do Sistema de Coordenadas Articulares (WINTER, 2009). Assim, os segmentos foram considerados como corpos rígidos e as articulações tipo dobradiça. Por convenção, foram considerados como positivo o momento extensor interno do joelho, enquanto os momentos extensor interno do quadril e momento flexor plantar do tornozelo foram considerados negativos (WINTER, 1980). Todos os momentos articulares foram normalizados pelo peso corporal e altura dos participantes (SELISTRE et al., 2017).

Os dados eletromiográficos extraídos do *software* de aquisição foram processados utilizando o *software Matlab* (*Mathworks, EUA*). Neste *software* foi elaborado um algoritmo que permitiu a filtragem dos sinais eletromiográficos utilizando um filtro Butterworth passa-banda de 4ª ordem de 20-400 Hz. A partir do sinal filtrado e retificado por onda completa utilizando uma janela móvel de 50 milissegundos, foi calculado o envelope linear RMS. As amplitudes máximas das CIVMs representaram 100% da atividade elétrica muscular e média dos dados normalizados da eletromiografia durante cada uma das tarefas foi expressa como uma porcentagem do sinal durante a CIVM.

Um algoritmo do *software Matlab* também foi utilizado para obtenção dos eventos cinemáticos que determinaram o início e fim de cada uma das fases da tarefa de levantar-se. Foi considerado como o início da tarefa o ponto no qual o ângulo da articulação do quadril excedeu em 5 desvios-padrão o ângulo inicial desta articulação na posição sentado, por um período maior que 10 *frames* consecutivos. Da mesma forma, o encerramento da tarefa foi definido pelo ponto no tempo em que o ângulo do quadril apresentou valor reduzido em 5 desvio-padrão, em

relação ao máximo ângulo de extensão do quadril na posição final. A transição da posição sentado para em pé foi fracionada em 3 fases distintas, determinadas por eventos cinemáticos específicos, de acordo com o estudo de Bouchouras, et al (2015). A Fase<sub>1</sub> foi definida do início da tarefa até o máximo ângulo de flexão do quadril. A Fase<sub>2</sub> foi determinada do máximo ângulo de flexão do quadril até o máximo ângulo de flexão do tornozelo. Por fim, a Fase<sub>3</sub> iniciou-se no ponto que representa o máximo ângulo de flexão do tornozelo e encerrou no final do movimento.

As seguintes variáveis independentes do estudo foram obtidas bilateralmente pela média de três repetições da tarefa de levantar-se: magnitude do pico da força vertical de reação do solo (FRS); a magnitude do momento total de suporte (MTS) foi calculada pela soma da média dos momentos extensores internos do quadril, joelho e tornozelo compôs (HOF, 2000; WINTER, 1980). A porcentagem relativa da contribuição da magnitude dos momentos do quadril joelho e tornozelo para a magnitude do MTS representou a contribuição proporcional de cada articulação do membro inferior para a o MTS (SAMAAN et al., 2017; WINTER, 1980).

A partir das magnitudes de FRS e MTS avaliados bilateralmente foram obtidos o Índice de Simetria da magnitude da do pico da força vertical de reação do solo ( $SI_{FRS}$ ) e o Índice de Simetria da magnitude do momento total de suporte ( $SI_{MTS}$ ). Essas variáveis foram calculadas a partir da divisão dos valores referente ao membro acometido pelo não acometido para os pacientes do GOA<sub>UNI</sub> e, para os pacientes do grupo GOA<sub>BI</sub> foi obtido pela divisão do valor referente ao membro inferior mais acometido pelo menos acometido. Para cada um dos índices de simetria, um valor de 1 foi considerado como simetria perfeita, enquanto valores acima de um representam um padrão que prioriza o membro acometido ou mais acometido. A medida do índice de simetria permite uma análise rápida de diferenças bilaterais, uma vez que valores que se desviam do valor “1” indicam alguma assimetria. Esse índice tem sido usado na literatura para quantificar possíveis diferenças bilaterais em variáveis cinéticas e cinemáticas (ANDREASSEN; ARENDT-NIELSEN, 1987; BOONSTRA et al., 2010)

As variáveis eletromiográficas obtidas foram as magnitudes de ativação dos músculos extensores e flexores do joelho e os índices de cocontração Vasto Lateral:Bíceps femoral ( $Co_{vl:bf}$ ), e Índice de cocontração Extensores do joelho:Flexores do joelho ( $Co_{ext:flx}$ ). Foram considerados como agonistas os músculos que apresentaram maior magnitude de atividade eletromiográfica e a seguinte fórmula foi utilizada:

$$\text{Índice de Co-contração (Co)} = \frac{EMG \text{ Agonista}}{EMG \text{ Antagonista}}$$

Para cada um desses índices de cocontração valores mais próximos de “0” representam uma maior magnitude (BOUCHOURAS et al., 2015).

Também foram obtidos o pico de flexão do tronco (em graus), as amplitudes de movimento das articulações do membro inferior (quadril, joelho e tornozelo) e o tempo de duração de cada uma das fases da tarefa em segundos.

Com exceção das variáveis  $SI_{FRS}$  e  $SI_{MTS}$ , todas foram obtidas unilateralmente em relação ao membro inferior acometido no caso dos pacientes com OAJ unilateral e em relação ao membro inferior mais acometido para os pacientes com OAJ bilateral.

#### **4.2.3 Avaliação Isocinética:**

Os torques extensores do joelho foram avaliados na velocidade de 60°/s, nos modos concêntrico e excêntrico utilizando um dinamômetro isocinético (Biodex Multi-Joint System 3, Biodex Medical Incorporation, New York, NY, USA). Previamente à avaliação isocinética, o equipamento foi calibrado de acordo com o manual fornecido pelo fabricante. O voluntário foi posicionado sentado na cadeira do equipamento, estabilizado por meio de cintos que transpassam o tronco e pelo cinto pélvico, com flexão de joelho a 90°. O eixo mecânico de rotação do dinamômetro estava alinhado ao epicôndilo lateral do fêmur; a resistência foi aplicada distalmente na articulação do tornozelo, 5 cm acima do maléolo medial. Para correção do efeito da gravidade no torque, o membro inferior foi pesado de acordo com o manual do equipamento, a 60° de flexão do joelho.

Após as instruções a respeito de cada teste, os voluntários realizaram 5 repetições submáximas e 2 repetições máximas para familiarização com o modo de contração. Após 2 minutos de repouso, foram realizadas 5 contrações isocinéticas para cada tipo de contração (concêntrica e excêntrica) máximas. Entre cada tipo de contração foi permitido um período de repouso de 5 minutos. Para encorajar os voluntários a produzirem o torque máximo durante as contrações foi fornecido comando verbal. Durante os testes, os voluntários foram orientados a manter os braços cruzados a frente do tronco. A angulação na qual foram realizadas as contrações foi de 20° a 90° (0° = extensão completa do joelho) (SERRÃO et al., 2014). Para a comparação entre os grupos foi considerada a média do pico de torque extensor concêntrico e excêntrico (normalizado pela massa corporal em Kg), desconsiderando a primeira e a última contração.

#### **4.2.3 Análise estatística**

Os dados foram inicialmente testados quanto sua distribuição e homogeneidade

utilizando os testes de Shapiro–Wilk e Levene, respectivamente. Em seguida, foi realizada a análise descritiva e as variáveis foram expressas em média e desvio padrão no caso de variáveis com distribuição normal e mediana e máximos e mínimos para as que apresentaram distribuição não normal.

Para verificar as diferenças de idade, massa corporal, altura e IMC as comparações entre os dois grupos ( $OA_{UNI}$  x  $OA_{BI}$ ) foram realizadas utilizando o Teste  $t$  para amostras independentes. Para a comparação quanto à distribuição dos participantes de cada grupo em relação ao sexo, ao grau radiográfico da OAJ e à presença de dor no membro inferior não acometido (ou menos acometido) foi utilizado o teste chi-quadrado. Os escores obtidos nas sessões dor e função física do questionário WOMAC foram comparados entre os grupos por meio de Testes  $t$  para amostras independentes. Os escores para as questões específicas do questionário sobre a função física que incluem a transferência da posição sentado para em pé (levantar-se da cadeira, levantar-se da cama e levantar-se do vaso sanitário) foram comparados utilizando o teste U-Mann Whitney.

Foram consideradas variáveis dependentes do estudo:  $IS_{FRS}$  e  $IS_{MTS}$  para cada um dos grupos ( $GOA_{UNI}$  e  $GOA_{BI}$ ) durante cada uma das fases da tarefa de levantar-se (Fase<sub>1</sub>, Fase<sub>2</sub> e Fase<sub>3</sub>). Também foram consideradas variáveis dependentes a magnitude do MTS e a contribuição proporcional (%) do quadril, joelho e tornozelo para o MTS ( $\%_{quadril}$ ,  $\%_{joelho}$  e  $\%_{tornozelo}$ ), o pico de flexão do tronco, as amplitudes de movimento articular do membro inferior (quadril, joelho e tornozelo), o tempo de duração de cada uma das fases em segundos, as magnitudes de ativação dos músculos extensores (VM, RF, VL) e flexores (BF,  $GAS_{lat}$  e  $GAS_{med}$ ), os índices de cocontração entre extensores e flexores do joelho ( $CO_{VL:BF}$  e  $CO_{EXT:FLX}$ ) e os picos de torque extensor do joelho nos modos concêntrico e excêntrico ( $PT_{EXT\_conc}$  e  $PT_{EXT\_exc}$ , respectivamente). Essas variáveis dependentes foram obtidas em relação ao membro acometido para o  $GOA_{UNI}$  e ao membro mais acometido para o  $GOA_{BI}$ , para cada uma das fases da tarefa.

Como o pressuposto de normalidade dos dados não foi contemplado para as variáveis de contribuição proporcional das articulações do membro inferior para o MTS o teste U-Mann Whitney foi utilizado para comparação entre os grupos. Também apresentaram distribuição não normal as variáveis eletromiográficas. As variáveis da cinemática e tempo de duração da tarefa foram comparadas por meio da análise de Covariância (ANCOVA), com o índice de massa corporal como covariável. As demais variáveis ( $FRS$ ,  $MTS$ ,  $PT_{EXT\_conc}$ ,  $PT_{EXT\_exc}$  e  $PT_{EXT\_iso}$ ) foram previamente normalizadas pelo peso dos participantes e foram comparadas entre os

grupos utilizando Testes *t* para variáveis independentes. Foram reportadas também a diferença média (DM) e o intervalo de confiança de 95% para as variáveis paramétricas. Para as variáveis não paramétricas o intervalo de confiança foi obtido pelo estimador de Hodges-Lehman. O tamanho dos efeitos (*d*) foi calculado para determinação da relevância das diferenças. Um  $d \geq 0.8$  foi considerado com um efeito grande, se  $d \geq 0.50$  foi considerado um efeito médio, enquanto  $0,0 \leq d \leq 0,49$  foi considerado um tamanho do efeito pequeno (COHEN, 1988)

Para a análise estatística foi utilizado o programa estatístico SPSS (versão 17.0; SPSS, Inc., EUA). Um nível de significância menor ou igual a 5% foi considerado para todas as comparações.

## 4.2 RESULTADOS

---

Não foram observadas diferenças estatisticamente significantes para idade e altura ( $p \geq 0,05$ ). O grupo de pacientes acometidos bilateralmente pela OAJ ( $GOA_{BI}$ ) apresentou maiores valores para massa corporal e IMC. Ambos os grupos apresentaram 50% de participantes do sexo feminino, não havendo diferença significativa na análise de distribuição do sexo dos participantes de cada grupo ( $p \geq 0,05$ ). Os grupos não foram diferentes quanto à proporção de pacientes diagnosticados com os graus II ou III de Kellgreen e Lawrence ( $p \geq 0,05$ ). As características dos participantes de ambos os grupos estão apresentadas na Tabela1.

**Tabela 1** - Características dos participantes.

	Unilateral (OA <sub>UNI</sub> ) (n = 12)	Bilateral (OA <sub>BI</sub> ) (n = 16)	Nível de significância (p)
Idade (anos)	56.75 ± 6,88	56.50 ± 6.28	0,921
Altura (m)	1.67 ± 0.07	1.67 ± 0.09	0,936
Massa Corporal (kg)	73.27 ± 11.30	84.36 ± 8.16	0,016 *
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	26.28 ± 2.90	30.47 ± 3.53	0,002 *
Mulheres (%)	50%	50%	1,00
Kelgreen and Lawrence (II /III )	8/4	6/10	0,126
Presença de dor no joelho não acometido ou menos acometido (%)	0%	100%	p < 0,001*

\*  $p \leq 0,05$  para comparações entre OA<sub>UNI</sub> e OA<sub>BI</sub> utilizando o teste *t* para amostras independentes ou teste qui-quadrado.

Os pacientes com OAJ bilateral apresentaram pior auto relato nas seções dor e função física do questionário WOMAC ( $p \leq 0,05$ ). Em relação ao escore obtido nas questões sobre atividades que envolvem a transferência de sentado para em pé houve pior auto relato para o OA<sub>BI</sub> em relação à transferência de sentado para em pé ( $p \leq 0,05$ ). Os grupos não se diferenciaram em relação à performance no teste funcional STS<sub>30</sub> ( $p \geq 0,05$ ), entretanto apresentaram um tamanho do efeito grande. Os resultados dos auto relatos de dor e função física e do desempenho no teste STS<sub>30</sub> estão apresentados na Tabela 2.

**Tabela 2** - Escores das seções dor e função física do questionário WOMAC e desempenho no teste funcional STS<sub>30</sub>

	Unilateral (OA <sub>UNI</sub> )	Bilateral (OA <sub>BI</sub> )	Nível de Significância (p)	Diferença média (IC 95% )	Tamanho do Efeito (d)
<sup>n</sup> WOMAC <sub>dor</sub>	6,25 ± 3,95	10,44 ± 3,48	0.006*	-4,19 (-7,08 ; -1,29)	1.15
<sup>n</sup> WOMAC <sub>função</sub>	16,67 ± 15,63	31,5 ± 11,72	0.008*	-14,83 (-25,44 ; -4,22)	1.12
<sup>nm</sup> WOMAC <sub>levantar</sub>	1,0 (6,0-1,0)	2,0 (4,0 – 0,0)	0.034*	-1.0 (-2.0 ; 1,0)	-0.85
<sup>nm</sup> WOMAC <sub>levantar_cama</sub>	1,0 (4,0-0,0)	2,0 (3,0 – 0,0)	0.141	-1.0 (-2.0 ; 0,0)	-0.58
<sup>nm</sup> WOMAC <sub>vaso_sanitário</sub>	1,0 (4,0-0,0)	2,0 (4,0 – 0,0)	0.102	-1.0 (-2.0 ; 0,0)	-0.61
<sup>n</sup> STS <sub>30</sub>	13,75 ± 2,09	11,68 ± 3,17	0.062	-2,06 (-0,11 ; 4,24)	0.77

IC 95%: Intervalo de Confiança de 95% (limite inferior, limite superior)

\*  $p \leq 0.05$  para comparações entre OA<sub>UNI</sub> e OA<sub>BI</sub>

<sup>n</sup> Comparações entre OA<sub>UNI</sub> e OA<sub>BI</sub> com Testes *t* independentes (resultados expressos em média ± desvio-padrão)

<sup>nm</sup> Comparações entre OA<sub>UNI</sub> e OA<sub>BI</sub> com testes U-Mann Whitney (resultados expressos em mediana (máximo – mínimo))

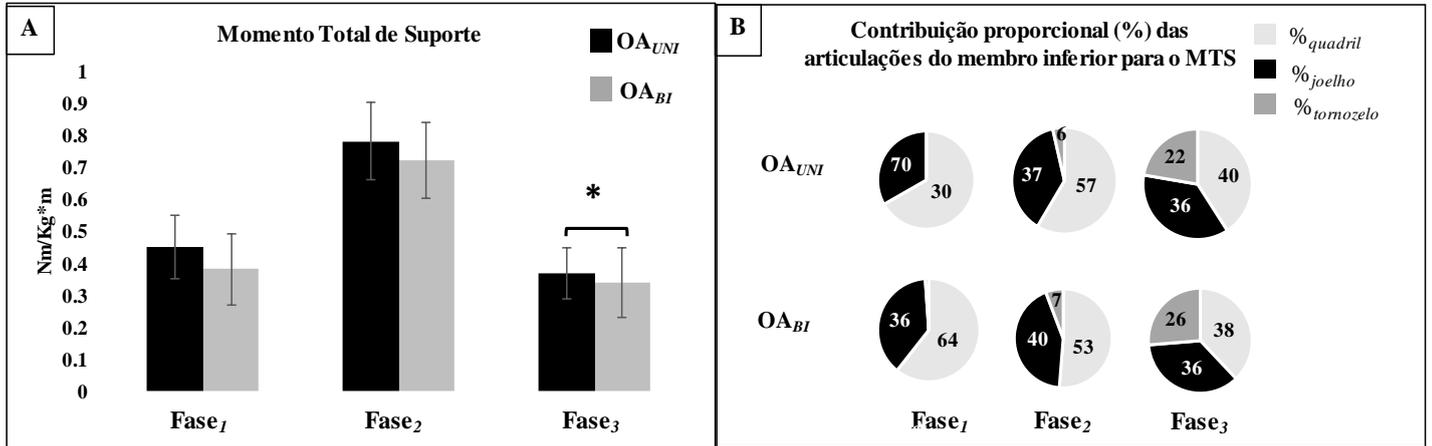
Os grupos  $OA_{UNI}$  e  $OA_{BI}$  não apresentaram diferença quanto ao índice de simetria da FRS e índice de simetria do MTS. Os resultados estão apresentados na Tabela 3

**Tabela 3** - Índices de Simetria (IS) da força vertical de reação do solo ( $IS_{FRS}$ ) e do momento total de suporte ( $IS_{MTS}$ ) em cada uma das fases da tarefa de levantar-se expressos em média  $\pm$  desvio padrão.

IS	$OA_{UNI}$	$OA_{BI}$	F	Nível de Significância ( <i>p</i> )	Diferença Média	Limite Interior	Limite Superior	Tamanho do Efeito ( <i>d</i> )
	Média $\pm$ desvio padrão IC 95%	Média $\pm$ desvio padrão IC 95%						
$IS_{MTS1}$	0,98 $\pm$ 0,26	0,94 $\pm$ 0,23	0,007	0,936	0,04	-0,26	0,24	0,000
$IS_{MTS2}$	0,94 $\pm$ 0,21	1,03 $\pm$ 0,22	0,934	0,343	-0,09	-0,32	0,12	0,037
$IS_{MTS3}$	1,04 $\pm$ 0,23	0,95 $\pm$ 0,23	1,219	0,280	0,09	-0,11	0,36	0,048
$IS_{FRS1}$	0,98 $\pm$ 0,19	1,01 $\pm$ 0,23	0,042	0,840	-0,03	-0,18	0,22	0,002
$IS_{FRS2}$	0,97 $\pm$ 0,19	1,03 $\pm$ 0,27	0,031	0,861	-0,06	-0,25	0,21	0,001
$IS_{FRS3}$	0,93 $\pm$ 0,10	0,96 $\pm$ 0,22	0,011	0,918	-0,03	-0,18	0,16	0,000

Apenas durante a Fase<sub>3</sub> da tarefa de levantar-se os pacientes acometidos bilateralmente pela OAJ apresentaram menor magnitude do MTS quando comparados aos participantes acometidos unilateralmente ( $F(1,27)=4,672$   $p = .040$ ;  $DM= 0,08$ ;  $IC95\% = (0,004 ; 0,154)$  tamanho do efeito = 0,86). Não houve diferença em relação à magnitude da porcentagem de contribuição de cada uma das articulações do membro inferior para o MTS. Na Figura 1, estão ilustrados os resultados referentes às comparações da magnitude do MTS e contribuição dos momentos articulares do quadril, joelho e tornozelo para o MTS.

**Figura 1** - A: Média e desvio padrão das magnitudes do momento total de suporte (MTS) do membro inferior acometido do grupo  $OA_{UNI}$  e do membro inferior mais acometido do  $OA_{BI}$ ; B: Contribuição proporcional (%) do quadril, joelho e tornozelo para o momento total de suporte nas três fases do levantar-se da cadeira nos grupos  $OA_{UNI}$  e  $OA_{BI}$ .

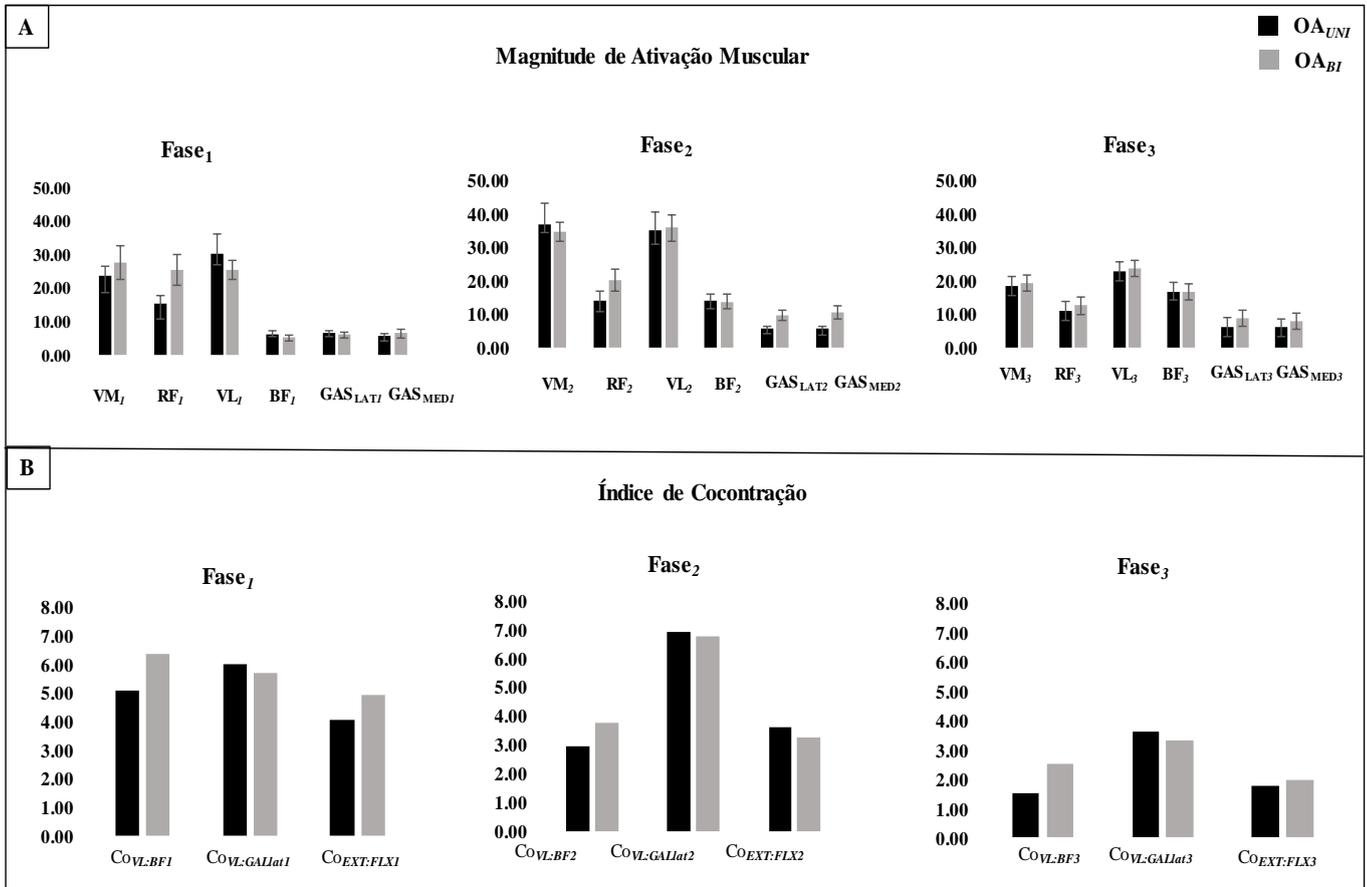


Abreviações:  $OA_{UNI}$ , grupo com osteoartrite do joelho unilateral ;  $OA_{BI}$ , grupo com osteoartrite do joelho bilateral.

\* Nível de significância ( $p \leq 0.05$ )

Quanto às magnitudes de ativação dos músculos extensores e flexores do joelho avaliados e índices de cocontração, não houve diferença significativa entre os grupos ( $p \geq 0,05$ ). Os resultados das comparações das variáveis eletromiográficas estão apresentados na Figura 2.

**Figura 2-** A: Média e desvio padrão da magnitude do momento total de suporte do membro inferior acometido o grupo  $OA_{UNI}$  e do membro inferior mais acometido do  $OA_{BI}$ . B: Contribuição proporcional (%) de cada uma das articulações do membro inferior para o momento total de suporte nas três fases do levantar-se da cadeira nos grupos  $OA_{UNI}$  e  $OA_{BI}$ .



Em relação às variáveis da cinemática de membros inferiores (quadril, joelho e tornozelo) não houve diferença nas amplitudes de movimento durante nenhuma das fases da tarefa de levantar-se da cadeira ( $p \geq 0,05$ ). Na Fase<sub>3</sub> os participantes com OAJ bilateral apresentaram maior flexão do tronco ( $p \leq 0,05$ ; DM = 6,84;  $d = 0,89$ ). O tempo de duração de cada uma das fases da tarefa de levantar-se da cadeira também foi semelhante entre os grupos ( $p > 0,05$ ). Por fim, os pacientes com OAJ bilateral apresentaram menor pico de torque extensor isométrico do joelho quando comparados aos pacientes com OAJ unilateral ( $p = 0,039$ ; DM= 16,81;  $d = 0,84$ ). Os resultados referentes às comparações entre os grupos das variáveis cinemáticas da tarefa e o torque extensor do joelho estão apresentados nas Tabelas 4 e 5.

**Tabela 4 - Pico de flexão do tronco e amplitude de movimento do quadril, joelho e tornozelo em cada uma das fases da tarefa de levantar-se da cadeira apresentados em graus (°)**

		OA <sub>UNI</sub>	OA <sub>BI</sub>	Diferença Média				
		Média ± desvio padrão	Média ± desvio padrão	95% IC	F	p	d	
		95% IC	95% IC					
<b>Fase<sub>1</sub></b>	<i>Cinematica</i> <i>no Plano Sagital (°)</i>	<b>Tronco<sub>1</sub></b>	50,46 ± 7,18 (46,19 ; 54,73)	44,96 ± 7,00 (41,36 ; 48,57)	5,50 (-0,55 ; 11,55)	3.49	0.073	0.75
		<b>Quadril<sub>1</sub></b>	22,87 ± 6,90 (18,77 ; 26,97)	26,27 ± 6,73 (22,81 ; 29,73)	-3,40 (-9,21 ; 2,41)	1.45	0.240	0.48
		<b>Joelho<sub>1</sub></b>	3,39 ± 0,75 (1,84 ; 4,93)	4,34 ± 0,63 (3,00 ; 5,65)	-0,96 (-3,14 ; 1,23)	0.02	0.88	0.06
		<b>Tornozelo<sub>1</sub></b>	7,8 ± 3,14 (5,94 ; 9,67)	8,13 ± 3,06 (6,56 ; 9,71)	0,34 (-2,98 ; 2,31)	0.07	0.796	0.11
<i>Duração (s)</i>	<b>Tempo<sub>1</sub></b>	0,48 ± 0,30 (0,31 ; 0,66)	0,52 ± 0,25 (0,37 ; 0,67)	-0,04 (-0,29 ; 0,22)	0.08	0.774	0.11	
<b>Fase<sub>2</sub></b>	<i>Cinematica</i> <i>no Plano Sagital (°)</i>	<b>Tronco<sub>2</sub></b>	53,43 ± 7,79 (48,80 ; 58,06)	47,46 ± 7,59 (43,55 ; 51,37)	5,97 (-0,59 ; 12,53)	3.51	0.073	0.75
		<b>Quadril<sub>2</sub></b>	10,51 ± 7,10 (6,29 ; 14,73)	11,14 ± 6,92 (7,58 ; 14,71)	-0,63 (-6,61 ; 5,35)	0.05	0.830	0.09
		<b>Joelho<sub>2</sub></b>	11,72 ± 6,56 (7,82 ; 15,62)	12,14 ± 6,39 (8,85 ; 15,43)	-0,42 (-5,94 ; 5,10)	0.02	0.876	0.06
		<b>Tornozelo<sub>2</sub></b>	3,79 ± 1,97 (2,62 ; 4,96)	3,53 ± 1,92 (2,54 ; 4,52)	0,26 (-1,4 ; 1,91)	0.10	0.750	0.13
<i>Duração (s)</i>	<b>Tempo<sub>2</sub></b>	0,22 ± 0,10 (0,16 ; 0,28)	0,25 ± 0,09 (0,19 ; 0,30)	-0,03 (-0,11 ; 0,06)	0.45	0.511	0.26	
<b>Fase<sub>3</sub></b>	<i>Cinematica</i> <i>no Plano Sagital (°)</i>	<b>Tronco<sub>3</sub></b>	50,35 ± 7,47 (45,91 ; 54,79)	43,50 ± 7,28 (39,76 ; 47,26)	6,84 (0,55 ; 13,14)	5.02	0.034*	0.89
		<b>Quadril<sub>3</sub></b>	0,936 ± 11,51 (74,40 ; 88,08)	81,65 ± 11,22 (70,91 ; 82,46)	4,56 (-5,14 ; 14,25)	0.94	0.343	0.39
		<b>Joelho<sub>3</sub></b>	64,67 ± 13,22 (56,82 ; 72,53)	61,58 ± 12,89 (54,95 ; 68,22)	3,09 (-8,04 ; 14,23)	0.33	0.573	0.23
		<b>Tornozelo<sub>3</sub></b>	9,64 ± 4,49 (6,98 ; 12,32)	10,29 ± 4,38 (8,03 ; 12,54)	-0,64 (-4,43 ; 3,15)	0.12	0.731	0.14
<i>Duração (s)</i>	<b>Tempo<sub>3</sub></b>	0,99 ± 0,34 (0,79 ; 1,19)	1,15 ± 0,28 (0,98 ; 1,31)	-0,15 (-0,44 ; 0,13)	1.28	0.270	0.45	

Abreviações: OA<sub>UNI</sub>, grupo com osteoartrite do joelho unilateral ; OA<sub>BI</sub>, grupo com osteoartrite do joelho bilateral.

\*Nível de significância ( $p \leq 0.05$ )

**Tabela 5** – Torque isocinético extensor do joelho avaliado nos modos concêntrico ( $PT_{EXT\_conc}$ ), excêntrico ( $PT_{EXT\_exc}$ ) e isométrico ( $PT_{EXT\_iso}$ ) comparados entre os grupos com osteoartrite unilateral ( $OA_{UNI}$ ) e osteoartrite bilateral ( $OA_{BI}$ ).

	$OA_{UNI}$	$OA_{BI}$	Diferença Média			
	Média ± desvio padrão 95% IC	Média ± desvio padrão 95% IC	95% IC	F	p	d
$PT_{EXT\_conc}$	155,92 ± 30,33	126,69 ± 42,56	29,23 (-0,50 ; 58,96)	4,08	0,054	0,81
$PT_{EXT\_exc}$	224,03 ± 52,84	184,41 ± 73,14	39,61 (-11,66 ; 90,89)	2,52	0,124	0,63
$PT_{EXT\_iso}$	181,27 ± 41,00	144,74 ± 46,12	16,81 (1,96 ; 71,08)	4,72	0,039	0,84

Abreviações:  $OA_{UNI}$ , osteoartrite unilateral;  $OA_{BI}$ , osteoartrite bilateral ; IC 95%: Intervalo de Confiança de 95% (limite inferior ; limite superior);  $p$ , nível de significância;  $d$ , tamanho do efeito  
\*  $p \leq 0.05$  para comparações entre  $OA_{UNI}$  e  $OA_{BI}$  por meio da ANOVA

### 4.3 DISCUSSÃO

Indivíduos com OAJ se diferenciam de pessoas saudáveis em relação a aspectos biomecânicos e neuromusculares durante a execução da tarefa de levantar-se da cadeira (ANAN et al., 2015, 2016; BOUCHOURAS et al., 2015; DUFFELL et al., 2013; PATSIKA; KELLIS; AMIRIDIS, 2011; TURCOT et al., 2012). Considerando que o acometimento bilateral e a progressão da doença são observados conforme o passar do tempo (METCALFE et al., 2012), compreender se os pacientes acometidos unilateralmente ou bilateralmente se diferenciam quanto a esses aspectos é importante para o planejamento da reabilitação e de estudos envolvendo os diferentes graus de progressão da OAJ. Nesse sentido, os resultados do presente estudo mostraram que os pacientes com OAJ unilateral ou bilateral não se diferenciam em relação ao índice de simetria da FRS e MTS na tarefa de levantar-se da cadeira. Além disso, quando os membros acometido ou mais acometido foram comparados entre os grupos quanto à cinética, cinemática e ativação muscular, uma menor magnitude do MTS e maior flexão do tronco foram observadas nos pacientes com OAJ bilateral apenas na fase em que há extensão do corpo para a alcançar a posição vertical (Fase<sub>3</sub>).

Embora na literatura consultada não foram encontrados estudos que compararam aspectos da biomecânica da tarefa de levantar-se realizada por pacientes com OAJ unilateral ou bilateral, estudos que investigaram a simetria entre os membros inferiores durante a tarefa contribuem para a discussão dos resultados deste estudo.

A simetria da FRS entre os membros inferiores em pacientes com grau leve da OAJ foi avaliada por Duffel et al. (2013) em voluntários com acometimento unilateral. Os autores

encontraram que pessoas com OAJ inicial apresentaram maior assimetria durante as fases intermediária e final da tarefa de levantar-se. Em pacientes com OAJ avançada, Christiansen e Stevens- Lapsley (2010) observaram que os indivíduos acometidos pela doença levantaram-se com uma carga média sobre o membro acometido correspondente a 87% da carga média do membro não acometido. No entanto, cabe destacar que apesar dos voluntários incluídos terem sido considerados como acometidos unilateralmente pela OAJ, o critério utilizado para definição de OAJ unilateral permitiu a inclusão de pacientes com dor no joelho contralateral com intensidade de até metade daquela relatada no membro acometido pela OAJ.

Assimetria do suporte de peso durante o levantar-se também foi observada por Turcot et al. (2012) em pacientes com OAJ severa do joelho acometidos unilateralmente ou bilateralmente quando comparados a um grupo controle. Os autores desse estudo apontam como uma possível limitação a amostra ser composta por uma maior proporção de pacientes com relato de sintomatologia contralateral. No presente estudo, ao considerar indivíduos com OAJ unilateral e bilateral separadamente, foi observada ausência de diferença na comparação dos índices de simetria da FRS ou MTS, de forma que esses dois grupos podem ser considerados semelhantes quanto a estas variáveis.

Embora o índice de simetria da FRS e MTS durante o levantar-se não tenha se diferenciado entre os grupos, os pacientes com OAJ bilateral concluíram a tarefa com menor magnitude do MTS sobre o membro inferior mais acometido e com um maior ângulo de flexão do tronco na fase de extensão (Fase<sub>3</sub>). A maior flexão do tronco é uma estratégia que tem sido utilizada pelos pacientes com OAJ para levantar-se, especialmente aqueles com graus moderado a avançado da doença (TURCOT et al., 2012; PETRELLA et al., 2019). A dor, a fraqueza muscular e demanda por diminuir a sobrecarga sobre o membro inferior são aspectos clínicos que podem justificar a modificação do padrão de movimento do tronco adotada por pacientes com OAJ (CREABY et al., 2013; SHARMA et al., 1998; TURCOT et al., 2012). De fato, os participantes com OAJ bilateral do presente estudo também apresentaram pior auto relato de dor e menor pico de torque extensor isométrico no membro inferior acometido / mais acometido. Dessa forma, é possível que os participantes com OAJ bilateral mantiveram a maior flexão do tronco por um período maior, diferenciando-se dos pacientes com OAJ unilateral na fase final da tarefa como uma estratégia compensatória à dor e fraqueza muscular de extensores do joelho

Os demais aspectos biomecânicos e neuromusculares avaliados no presente estudo não foram diferentes entre os pacientes com OAJ unilateral ou bilateral. A ausência de diferença na

magnitude da FRS entre pacientes com OAJ unilateral e bilateral observada no presente estudo também foi reportada por Messier et al. (2016) durante a marcha. Os autores sugeriram uma possível associação deste resultado a adaptações biomecânicas que não possuem apenas origens relacionadas às características fisiológicas do joelho afetado pela doença. Nesse sentido, ao avaliar a atividade do córtex motor de indivíduos com e sem OAJ, os autores de outro estudo encontraram que indivíduos com graus moderado/severo da OAJ apresentaram uma modificação na representação cortical do joelho durante a extensão isométrica dessa articulação (SHANAHAN et al., 2015). Estudos futuros são necessários para entender se há modificação da atividade do córtex motor de pacientes com OAJ durante tarefas como o levantar-se da cadeira que se relacionem às modificações do padrão de movimento durante o levantar-se da cadeira.

A ausência de diferença entre a magnitude de ativação muscular e magnitude de cocontração dos músculos que atuam no joelho nas três fases da tarefa de levantar-se mostra que não houve mudança na atuação do sistema neuromuscular em conjunto com a modificação da cinemática do tronco e magnitude do MTS. Embora o fato da avaliação eletromiográfica não ter sido realizada bilateralmente seja considerada uma limitação do estudo, ausência de diferença entre os membros inferiores foi observada previamente em pacientes com OAJ moderada durante a marcha (JONES; STANISH; RUTHERFORD, 2018).

Entre pacientes com OAJ unilateral e bilateral a performance durante a tarefa de levantar-se foi previamente avaliada por meio do auto relato e de medidas baseada no desempenho durante a execução da tarefa (MARMON; SNYDER-MACKLER, 2014; RIDDLE; STRATFORD, 2013). Embora possuir OAJ bilateralmente seja considerado um fator de risco para pior função física (WHITE et al., 2010), ainda não há um consenso na literatura e os resultados são divergentes para medidas de auto relato e desempenho em tarefas funcionais. (MARMON; SNYDER-MACKLER, 2014). Marmon et al. (2014) identificaram capacidade funcional semelhante e capacidade funcional percebida entre os grupos com OAJ unilateral e bilateral. O desempenho em um teste funcional de levantar-se da cadeira mostrou que pacientes com dor severa no joelho diferenciaram-se dependendo da dor no membro inferior contralateral (RIDDLE; STRATFORD, 2013), de forma que aqueles com maior intensidade de dor apresentaram um pior desempenho. No presente estudo, os pacientes com OAJ bilateral apresentaram uma pior percepção da função física se comparados aos pacientes com OAJ unilateral. Cabe mencionar que a avaliação da função física por meio do auto relato do pacientes é influenciada pela dor (TERWEE et al., 2006) e esta relação pode estar presente nas avaliações

por meio do auto relato nos pacientes com OAJ. Quanto ao desempenho no teste STS<sub>30</sub>, realizado pelos participantes de nosso estudo, embora não houve diferença estatisticamente significativa para o desempenho no teste STS<sub>30</sub>, o valor da significância estatística para essa variável foi de 0,062, associada a um tamanho do efeito da diferença foi médio. Portanto, sugere-se como limitação do estudo um possível tamanho amostral inadequado para essa variável.

#### 4.4 CONCLUSÃO

---

Pacientes com OAJ bilateral nos graus leve e moderado não se diferenciam em relação à simetria de distribuição da FRS e MTS entre os membros inferiores durante a tarefa de levantar-se da cadeira. Além da menor magnitude de MTS e maior flexão do tronco na fase final da tarefa, os pacientes com OAJ bilateral apresentaram menor torque extensor do joelho e maior intensidade de dor. Portanto, é possível que as modificações da cinemática e cinética observadas foram adotadas para que esses pacientes pudessem lidar com a dor e fraqueza muscular. Embora aqueles com OAJ bilateral relatem pior função física, possuir a doença unilateralmente ou bilateralmente não influencia cinemática do membro inferior, magnitude de ativação e magnitude de cocontração de extensores do joelho durante o levantar-se.

## 4.5 REFERÊNCIAS

---

- ALTMAN, R. et al. Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. Diagnostic and Therapeutic Criteria Committee of the American Rheumatism Association. **Arthritis and Rheumatism**, v. 29, n. 8, p. 1039–1049, 1986.
- ANAN, M. et al. Do patients with knee osteoarthritis perform sit-to-stand motion efficiently? **Gait and Posture**, v. 41, n. 2, p. 488–492, 2015.
- ANAN, M. et al. Dynamic Frequency Analyses of Lower Extremity Muscles during Sit-To-Stand Motion for the Patients with Knee Osteoarthritis. **PLOS ONE**, v. 11, n. 1, p. e0147496, 25 Jan. 2016.
- ANDREASSEN, B. Y. S.; ARENDT-NIELSEN, L. Muscle fibre conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: a new size principle parameter. **Journal of Physiology**, v. 391, p. 561–571, 1987.
- BECHARD, D. J. et al. Toe-out, lateral trunk lean, and pelvic obliquity during prolonged walking in patients with medial compartment knee osteoarthritis and healthy controls. **Arthritis Care and Research**, v. 64, n. 4, p. 525–532, 2012.
- BELL, A. L.; BRAND, R. A.; PEDERSEN, D. R. Prediction of hip joint centre location from external landmarks. **Human Movement Science**, v. 8, n. 1, p. 3–16, 1989.
- BELLAMY, N. et al. Validation-study of WOMAC - A health-status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug-therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. **Journal of Rheumatology**, v. 15, p. 1833–1840, 1988.
- BERENBAUM, F. Osteoarthritis as an inflammatory disease (osteoarthritis is not osteoarthrosis!). **Osteoarthritis and cartilage**, v. 21, n. 1, p. 16–21, Jan. 2013.
- BOONSTRA, M. C. et al. Sit-to-Stand Movement as a Performance-Based Measure for Patients With Total Knee Arthroplasty. **Physical Therapy**, v. 90, p. 149–156, 2010.
- BOUCHOURAS, G. et al. Kinematics and knee muscle activation during sit-to-stand movement in women with knee osteoarthritis. **Clinical Biomechanics**, v. 30, n. 6, p. 1–9, 2015.
- CHAPMAN, G. J. et al. Ankle motion influences the external knee adduction moment and may predict who will respond to lateral wedge insoles?: an ancillary analysis from the SILK trial. 2015.

- CHENG, Y.; HOOTMAN, J.; MURPHY, L. Morbidity and Mortality Weekly Report. Prevalence of doctor-diagnosed arthritis and arthritis-attributable activity limitation: United States, 2007-2009. **MMWR Morb Mortal Wkly Rep**, v. 59, n. 39, p. 2007–2009, 2010.
- CHRISTIANSEN, C. L. et al. Weight-Bearing Asymmetry During Sit-Stand Transitions Related to Impairment and Functional Mobility After Total Knee Arthroplasty. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 92, p. 1624–1629, 2011.
- COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavior sciences**. 2<sup>o</sup> edition ed. New Jersey: Lawrence Eebaum, 1988.
- CREABY, M. W. et al. Sagittal plane joint loading is related to knee flexion in osteoarthritic gait. **Clinical Biomechanics**, v. 28, n. 8, p. 916–920, 2013.
- CREABY, M. W.; BENNELL, K. L.; HUNT, M. A. Gait Differs Between Unilateral and Bilateral Knee Osteoarthritis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 5, p. 822–827, May 2012.
- DOBSON, F. et al. OARSI recommended performance-based tests to assess physical function in people diagnosed with hip or knee osteoarthritis. **Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society**, v. 21, n. 8, p. 1042–52, Aug. 2013.
- DOS SANTOS, M. J.; GORGES, A. L.; RIOS, J. L. Individuals with chronic ankle instability exhibit decreased postural sway while kicking in a single-leg stance. **Gait Posture**, v. 40, p. 231–236, 2014.
- DUFFELL, L. D. et al. Measuring body weight distribution during sit-to-stand in patients with early knee osteoarthritis. **Gait and Posture**, v. 38, n. 4, p. 745–750, 2013.
- DUFFELL, L. D. et al. Balance and gait adaptations in patients with early knee osteoarthritis. **Gait Posture**, v. 39, n. 4, p. 1057–1061, 2014.
- FARQUHAR, S. J.; REISMAN, D. S.; SNYDER-MACKLER, L. Persistence of Altered Movement Patterns During a Sit-to-Stand Task 1 Year Following Unilateral Total Knee Arthroplasty. **Physical Therapy**, v. 88, n. 5, p. 567–579, 2008.
- GROOD, E. S.; SUNTAY, W. J. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. **Journal of biomechanical engineering**, v. 105, n. 2, p. 136–44, 1983.
- HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 10, n. 5, p. 361–374, 2000.
- HOF, A. L. On the interpretation of the support moment. **Gait & posture**, v. 12, n. 3, p. 196–9, Dec. 2000.

- JONES, M.; STANISH, W.; RUTHERFORD, D. Co-activation is not altered in the contralateral limb of individuals with moderate knee osteoarthritis compared to healthy controls. **Clinical Biomechanics**, v. 59, p. 71–77, Nov. 2018.
- KELLGREN, J. H.; LAWRENCE, J. S. Radiological Assessment of Osteo-Arthrosis. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v. 16, n. 4, p. 494–502, 1957.
- MARMON, A. R.; SNYDER-MACKLER, L. Activation deficits do not limit quadriceps strength training gains in patients after total knee arthroplasty. **International journal of sports physical therapy**, v. 9, n. 3, p. 329–37, May 2014.
- MESSIER, S. P. et al. Are unilateral and bilateral knee osteoarthritis patients unique subsets of knee osteoarthritis? A biomechanical perspective. **Osteoarthritis and Cartilage**, v. 24, n. 5, p. 807–813, May 2016.
- METCALFE, A. J. et al. Is knee osteoarthritis a symmetrical disease? Analysis of a 12 year prospective cohort study. **BMC musculoskeletal disorders**, v. 13, p. 153, 22 Aug. 2012.
- PATSIKA, G.; KELLIS, E.; AMIRIDIS, I. G. Neuromuscular efficiency during sit to stand movement in women with knee osteoarthritis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, p. 689–694, 2011.
- PETRELLA et al., Individual joint contributions to the total support moment during the sit-to-stand task differentiate mild and moderate knee osteoarthritis. *Dados do nosso grupo de pesquisa ainda não publicados.*
- RIDDLE, D. L.; STRATFORD, P. W. Unilateral vs bilateral symptomatic knee osteoarthritis: associations between pain intensity and function. **Rheumatology (Oxford, England)**, v. 52, n. 12, p. 2229–37, Dec. 2013.
- SAMAAN, M. A. et al. Abnormal Joint Moment Distributions and Functional Performance During Sit-to-Stand in Femoroacetabular Impingement Patients. **PM&R**, v. 9, n. 6, p. 563–570, Jun. 2017.
- SCHENKMAN, M. et al. Whole-Body Movements During Rising to Standing kom Sitting. p. 638–648, 1990.
- SELISTRE, L. F. A. et al. The relationship between external knee moments and muscle co-activation in subjects with medial knee osteoarthritis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 33, p. 64–72, Apr. 2017.
- SERRÃO, P. R. M. S. et al. Men with Early Degrees of Knee Osteoarthritis Present Functional and Morphological Impairments of the Quadriceps Femoris Muscle. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 94, n. 1, p. 1–12, 2014.

- SHANAHAN, C. J. et al. Organisation of the motor cortex differs between people with and without knee osteoarthritis. **Arthritis Research & Therapy**, v. 17, n. 1, p. 164, 18 Dec. 2015.
- SHARMA, L. et al. Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis. **Arthritis and Rheumatism**, v. 41, n. 7, p. 1233–1240, 1998.
- SU, F. C.; LAI, K. A.; HONG, W. H. Rising from chair after total knee arthroplasty. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 3, p. 176–181, 1998.
- TERWEE, C. B. et al. Performance-based methods for measuring the physical function of patients with osteoarthritis of the hip or knee: a systematic review of measurement properties. **Rheumatology (Oxford, England)**, v. 45, n. 7, p. 890–902, Jul. 2006.
- TURCOT, K. et al. Sit-to-stand alterations in advanced knee osteoarthritis. **Gait and Posture**, v. 36, n. 1, p. 68–72, 2012.
- WALLACE, I. J. et al. Knee osteoarthritis has doubled in prevalence since the mid-20th century. **Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America**, v. 114, n. 35, p. 9332–9336, 29 Aug. 2017.
- WHITE, D. K. et al. The independent effect of pain in one versus two knees on the presence of low physical function in a multicenter knee osteoarthritis study. **Arthritis care & research**, v. 62, n. 7, p. 938–43, Jul. 2010.
- WINTER, D. A. Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. **Journal of biomechanics**, v. 13, n. 11, p. 923–7, 1980.
- WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 4, p. 543–548, 2002.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

Considerando os achados desta tese alguns pontos devem ser destacados:

A menor magnitude do momento de força da articulação do joelho observada fase de transferência do momento (Phase<sub>2</sub>) da tarefa de levantar-se entre os indivíduos com OAJ não implicou em maior magnitude dos momentos do quadril ou tornozelo. Entretanto, indivíduos com grau moderado da OAJ possuem comprometimento na coordenação intersegmentar do membro inferior durante o levantar-se, com maior contribuição da articulação do quadril em contrapartida à uma menor contribuição da articulação do joelho para a magnitude do MTS. Essa adaptação do movimento diferencia indivíduos com OAJ moderada daqueles com OAJ leve, mesmo quando não há diferença na magnitude do MTS.

A maior amplitude flexão anterior do tronco, em conjunto com a maior magnitude de ativação do músculo gastrocnêmio lateral durante o levantar-se e a menor magnitude de ativação do músculo RF na tarefa de sentar-se representam adaptações biomecânicas e neuromusculares do estágio moderado da doença.

Em conjunto, as modificações do movimento observadas nesta tese devem ser consideradas em estudos futuros para identificar seus efeitos nos sintomas e progressão da OAJ. Também devem ser consideradas para a investigação a possível influencia dessas adaptações para o fortalecimento do quadríceps, uma vez que a associação positiva e moderada observada entre a maior flexão do tronco e maior magnitude de cocontração entre extensores e flexores do joelho durante o sentar-se presente entre os participantes com OAJ permite sugerir que diminuir a flexão do tronco pode ser uma estratégia considerada com o objetivo de diminuir a magnitude de cocontração, favorecendo uma contração isolada de extensores do joelho.

Por fim, em estudos de análise biomecânica envolvendo os diferentes graus da OAJ, indivíduos acometidos pela OAJ leve e moderada podem ser considerados semelhantes em relação à simetria da distribuição das magnitudes de FRS e do MTS. Em relação ao membro inferior acometido (ou mais acometido no caso da OAJ bilateral), também são semelhantes quando à cinemática do membro inferior, magnitude de ativação e magnitude de cocontração de extensores do joelho durante o levantar-se, independente de possuir padrão de acometimento unilateral ou bilateral. A menor magnitude de MTS e maior flexão do tronco na fase final da tarefa nos participantes com OAJ bilateral em relação àqueles com OAJ unilateral devem ser consideradas para o planejamento de futuros estudos incluindo participantes com ambos os padrões de acometimento, especialmente quando os pacientes se diferenciam em relação à intensidade de dor.

## ATIVIDADES REALIZADAS NO PERÍODO DE DOUTORADO

Durante o desenvolvimento dos estudos da presente tese, outras atividades foram desempenhadas paralelamente:

### **Participação em projetos de pesquisa do Laboratório de Análise da Função Articular (LAFar):**

1. GONÇALVES GH. Análise cinemática dos membros inferiores e pelve na subida de degraus e avaliação da força dos músculos do tornozelo em indivíduos com osteoartrite de joelho em graus leves e moderados. *Projeto de Doutorado*
2. SELISTRE LF. Análise cinemática e do padrão de ativação muscular das tarefas de sentar e levantar e mini-agachamento em indivíduos com osteoartrite de joelho. *Projeto de Doutorado*
3. SOTO LG. Densidade mineral óssea, risco de fratura e controle postural em idosos com osteoartrite do joelho. *Projeto de Iniciação Científica.*

### **Co-Orientação de Alunos de Iniciação Científica:**

1. Larissa Gabrielle Soto. Densidade mineral óssea, risco de fratura e controle postural em idosos com osteoartrite do joelho. Início: 2016. Iniciação Científica. (Graduação em Fisioterapia) - Universidade Federal de São Carlos, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP).
2. Gabriella Regina Correa e Silva. Influência da Realidade Virtual sobre a dor, capacidade funcional e qualidade de vida em mulheres com fibromialgia. 2016. Iniciação Científica. (Graduando em Fisioterapia) - Universidade Federal de São Carlos, Programa Integrado de Apoio ao Docente Recém-Doutor.
3. Victor Eduardo Borges Soares. Perfil epidemiológico e funcional dos pacientes atendidos no Ambulatório de Reumatologia da Unidade Saúde Escola da Universidade Federal de São Carlos (USE-UFSCar). 2016. Iniciação Científica. (Graduando em Fisioterapia) - Universidade Federal de São Carlos.

### Orientação Pós-graduação (Especialização)

1. Graziela Faria. Idosos inseridos em um serviço de atenção domiciliar privado após fratura como consequência de quedas no período de 2013 a 2015. Início: 2015. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Envelhecimento e Saúde da Pessoa Idosa) - Universidade Federal de São Carlos.

### Artigos Aceitos para publicação:

1. **PETRELLA, M.**; GRAMANI-SAY, K. ; SERRÃO, P.R.M.S. ; LESSI, G.C. ; BARELA, J.A. ; CARVALHO, R.P. ; MATTIELLO, S.M. . Measuring postural control during mini-squat posture in men with early knee osteoarthritis. *Human Movement Science*. v. 52, p. 108-116, 2017.
2. SELISTRE, LUIZ FERNANDO APPROBATO; MATTIELLO, STELA MÁRCIA; NAKAGAWA, THERESA HELISSA; GONÇALVES, GLAUCIA HELENA; **PETRELLA, MARINA**; JONES, RICHARD KEITH. The Relationship between External Knee Moments and Muscle Co-Activation in Subjects with Medial Knee Osteoarthritis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 1, p. 1, 2017.
3. GONÇALVES, GLAUCIA HELENA; SENDÍN, FRANCISCO ALBURQUERQUE; DA SILVA SERRÃO, PAULA REGINA MENDES; SELISTRE, LUIZ FERNANDO APPROBATO; **PETRELLA, MARINA**; CARVALHO, CRISTIANO; MATTIELLO, STELA MÁRCIA. Ankle strength impairments associated with knee osteoarthritis. *CLINICAL BIOMECHANICS*, v. 46, p. 33-39, 2017.
4. SELISTRE, LUIZ FERNANDO APPROBATO; GONÇALVES, GLAUCIA HELENA; **PETRELLA, MARINA** ; DE OLIVEIRA SATO, TATIANA ; DA SILVA SERRÃO, PAULA REGINA MENDES ; VASILCEAC, FERNANDO AUGUSTO ; MATTIELLO, STELA MARCIA . The effects of strengthening, neuromuscular and lumbopelvic stabilization exercises on strength, physical function and symptoms in men with mild knee osteoarthritis: A pilot study. *ISOKINETICS AND EXERCISE SCIENCE*, v. 25, p. 1-9, 2017.
5. GONÇALVES, GLAUCIA HELENA; SELISTRE, LUIZ FERNANDO APPROBATO; **PETRELLA, MARINA**; MATTIELLO, STELA MÁRCIA.

Kinematic alterations of the lower limbs and pelvis during an ascending stairs task are associated with the degree of knee osteoarthritis severity. *KNEE*, v. X, p. X, 2017.

6. TOSSINI, N. B.; SILVA, G. R. C.; **PETRELLA, M.**; SOARES, V. E. B.; BRANDAO, A. F.; SERRÃO, PAULA REGINA M. S. Influência da realidade virtual sobre a dor, fadiga, capacidade funcional e qualidade de vida na fibromialgia: estudo de caso. *ACTA FISIÁTRICA*, v. 24, p. 212-215, 201. 2018

### Artigos Submetidos para Publicação:

1. **Marina Petrella**, Paula R. M. S. Serrão, Ramona Cabbidu, Giovanna C. Lessi, Luiz Fernando A. Selistre, Glaucia H. Gonçalves, Stela M. Mattiello. Differences in hamstring-quadriceps co-activation during isokinetic knee extension in mild and moderate knee osteoarthritis: are they clinically significant? Manuscrito Submetido ao periódico *Journal of Applied Biomchanics* (JAB.2018-0452)
2. **Marina Petrella**, Paula Regina Mendes da Silva Serrão, Luiz Fernando Approbato Selistre, Giovanna Camparis Lessi, Glaucia Helena Gonçalves, Stela Márcia Mattiello. Individual joint contributions to the total support moment during the sit-to-stand task differentiate mild and moderate knee osteoarthritis. Submetido ao periódico *Clinical Biomechanics* (CLBI\_2019\_89).
3. Luiz Fernando Approbato Selistre, Glaucia Helena Gonçalves; Theresa Nakagawa; **Marina Petrella**; Richard Jones; Stela Márcia Mattiello. The role of hip abductor strength on the frontal plane of gait in subjects with medial knee osteoarthritis. Manuscrito Submetido ao periódico *Physiotherapy Research International* (PRI-Oct-2018-RA-0106).

### Resumos

1. **PETRELLA M**, SERRÃO PRMS, SELISTRE LFA, GONÇALVES GH, MATTIELLO SM. Knee coactivation and trunk flexion strategies during sit to stand movement performed by individuals with mild and moderate knee osteoarthritis. Resumo submetido ao World Congresso on Osteoarthritis (Resumo aceito para o World Congress on Osteoarthritis – 2019).
2. SOTO LG, **PETRELLA M**, AILY JB, MATTIELLO SM. Correlação entre quedas,

- risco de fratura e controle postural em idosos com osteoartrite do joelho. XXII COBRAAF – Vol.02 n.01. 2018.
3. SOTO LG, **PETRELLA M**, AILY JB, MATTIELLO SM. Estabilometria e risco de quedas em idosos com osteoartrite do joelho e diminuição densidade mineral óssea. Brazilian Journal of Motor Behavior Vol 12 – Suplemento Ago. 2018 (ISSN 2446-4902).
  4. GONCALVES, G. H.; SELISTRE, L. F. A.; SENDIN, F. A.; SERRAO, P. R. M. S.; CARVALHO, C. ; **PETRELLA, M.**; MATTIELLO, S. M. . Biomechanical impairments of ankle associates with knee osteoarthritis. In: WORLD CONGRESS ON OSTEOPOROSIS, OSTEOARTHRITIS AND MUSCULOSKELETAL DISEASES 2017, 2017, Florença. Osteoporosis International, 2017.
  5. GONCALVES, G. H.; SELISTRE, L. F. A.; **PETRELLA, M.**; MATTIELLO, S. M. THE STRATEGIES USED BY INDIVIDUALS WITH KNEE OSTEOARTHRITIS DIFFER BETWEEN INDIVIDUALS WITH EARLY DEGREES AND INDIVIDUALS WITH MODERATE DEGREES OF THE DISEASE. In: OARSI 2017 World Congress, 2017
  6. SELISTRE, L. F. A. ; NAKAGAWA, T. H. ; GONCALVES, G. H. ; **PETRELLA, M.** ; MATTIELLO, S. M. ; JONES, R. K. . Relationship between co-contraction ratio and knee adduction moment in knee osteoarthritis subjects. In: Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK), 2016, Chicago. Gait & Posture, 2016.
  7. **PETRELLA, M.**; SERRAO, P. R. M. S. ; SELISTRE, L. F. A. ; GONCALVES, G. H. ; MATTIELLO, S. M. . MUSCLE IMBALANCE AND PHYSICAL FUNCTION IN DIFFERENT RADIOGRAPHIC KNEE OSTEOARTHRITIS DEGREES. In: 2016 World Congress on Osteoarthritis. In: 2016 World Congress on Osteoarthritis, 2016, Amsterdam. Osteoarthritis and Cartilage. v. 24. p. S476-S476.
  8. SELISTRE, L. F. A. ; MATTIELLO, S. M. ; NAKAGAWA, THERESA HELISSA ; GONCALVES, G. H. ; **PETRELLA, M.**; JONES, RICHARD KEITH . COMPARISON OF THE COMPOSITION OF THE KNEE INDEX BETWEEN SUBJECTS WITH MILD AND MODERATE KNEE OSTEOARTHRITIS. In: 2016 World Congress on Osteoarthritis, 2016, Amsterdam. , 2016. v. 24. p., 2016, Amsterdam. Osteoarthritis and Cartilage, 2016. v. 24. p. S123-S123.

9. PEDROSO, M. G. ; AILY, J. B. ; ALMEIDA, A. C. ; GONCALVES, G. H. ; **PETRELLA, M.** ; SELISTRE, L. F. A. ; LIBERATORI JUNIOR, R. M. ; MATTIELLO, S. M. . THE INFLUENCE OF BODY MASS INDEX (BMI) IN THE STAIR CLIMBING FUNCTION IN PATIENTS WITH KNEE OSTEOARTHRITIS (OA) AND HEALTHY PEOPLE. In: 2016 World Congress on Osteoarthritis, 2016, Amsterdam. Osteoarthritis and Cartilage, 2016. v. 24. p. S450-S450.
10. PEDROSO, M. G.; GONCALVES, G. H.; ALMEIDA, A. C.; **PETRELLA, M.**; SELISTRE, L. F. A.; MATTIELLO, S. M Obesity and presence of patellofemoral osteoarthritis influence the stair climbing ability of individuals with tibiofemoral osteoarthritis in early degrees - a pilot study. In: 2016 World Congress on Osteoarthritis, 2016. Osteoarthritis and Cartilage. v. 24. p. S451-S451.
11. GONCALVES, G. H.; CARVALHO, C.; SELISTRE, L. F. A.; **PETRELLA, M.**; SERRAO, P. R. M. S.; MATTIELLO, S. M. Plantar flexion torque can negatively compromise the functional activities such as climbing stairs and walking in patients with knee osteoarthritis?. In: 2016 World Congress on Osteoarthritis, 2016, Amsterdam. Osteoarthritis and Cartilage. v. 24. p. S119-S120.
12. GONCALVES, G. H. ; SELISTRE, L. F. A. ; **PETRELLA, M.** ; LIBERATORI JUNIOR, R. M. ; MATTIELLO, S. M. . A comparison of symptoms and physical function between subjects with coexisting patellofemoral and tibiofemoral osteoarthritis and subjects with isolated tibiofemoral osteoarthritis. In: 16th EULAR Annual European Congress of Rheumatology, 2015, Rome. Ann Rheum Dis, 2015. v. 74. p. 1317-1317.
13. SELISTRE, L. F. A.; GONCALVES, G. H.; **PETRELLA, M.** ; VASILCEAC, F. A. ; SERRAO, P. R. M. S. ; MATTIELLO, S. M. . Association of strengthening, neuromuscular training and trunk stability exercises improves strength, physical function and symptoms in men with mild knee OA. In: OARSI World Congress, 2015, Seattle. Osteoarthritis and Cartilage, 2015. v. 23. p. A369-A369.
14. **PETRELLA, M.**; SERRAO, P. R. M. S. ; GRAMANI-SAY, K. ; LESSI, G. C. ; SELISTRE, L. F. A. ; MATTIELLO, S. M. . Men with knee osteoarthritis grades I and II present impairments in performance and in electrical activity of the quadriceps femoris muscle. In: OARSI World Congress, 2015, Seattle. Osteoarthritis and Cartilage, 2015. v. 23. p. A369-A369.

15. GONCALVES, G. H. ; SELISTRE, L. F. A. ; **PETRELLA, M.** ; LIBERATORI JUNIOR, R. M. ; MATTIELLO, S. M. . Comparison of Symptoms and Physical Function Between Subjects with Coexisting Patellofemoral and Tibiofemoral Osteoarthritis and Subjects with Isolated Tibiofemoral Osteoarthritis.. In: 16th Annual European Congress of Rheumatology, 2015, Roma. Annals of the Rheumatic Diseases: The Eular Journal, 2015. v. 74.
16. CARVALHO, CRISTIANO; GONCALVES, G. H.; SELISTRE, L. F. A.; **PETRELLA, M.**; MATTIELLO, S.M. Relação entre torque muscular dos flexores plantares do tornozelo e capacidade funcional em indivíduos com osteoartrite de joelho nos graus II e III. In: 67ª Reunião Anual da SBPC, 2015, São Carlos. Anais/Resumos da 67ª Reunião Anual da SBPC, 2015.
17. MARTINS, B. P.; **PETRELLA, M.**; GONÇALVES, GLAUCIA HELENA; SELISTRE, L. F. A.; MATTIELLO, S. M.; SERRAO, P. R. M. S. Análise da co-contracção dos músculos da coxa durante a flexão e extensão isocinética do joelho em sujeitos com osteoartrite. In: In: Reunião Anual da SBPC, 2015, São Carlos. Anais/Resumos da 67ª Reunião Anual da SBPC, 2015.

### **Participação em Projetos de Extensão do Departamento de Fisioterapia Dfisio**

1. Atuação da fisioterapia na atenção básica. Profª Drª Larissa Riani Costa Tavares e Profª Drª Cristiane Sinohara Moriguchi e castro. (2016)
2. Atendimento fisioterapêutico nas lesões da mão. Profª Drª Paula Regina Mendes da Silva Serrão (2015)

### **Bancas examinadoras no Departamento de Fisioterapia da UFSCar**

#### **- Monografias de cursos de aperfeiçoamento/especialização**

1. Mônica Akel Daher. Efeito dos exercícios terapêuticos na funcionalidade de indivíduos idosos com Osteoartrite de quadril: uma revisão sistemática. 2015. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Especialização em Fisioterapia Geriátrica) - Universidade Federal de São Carlos.

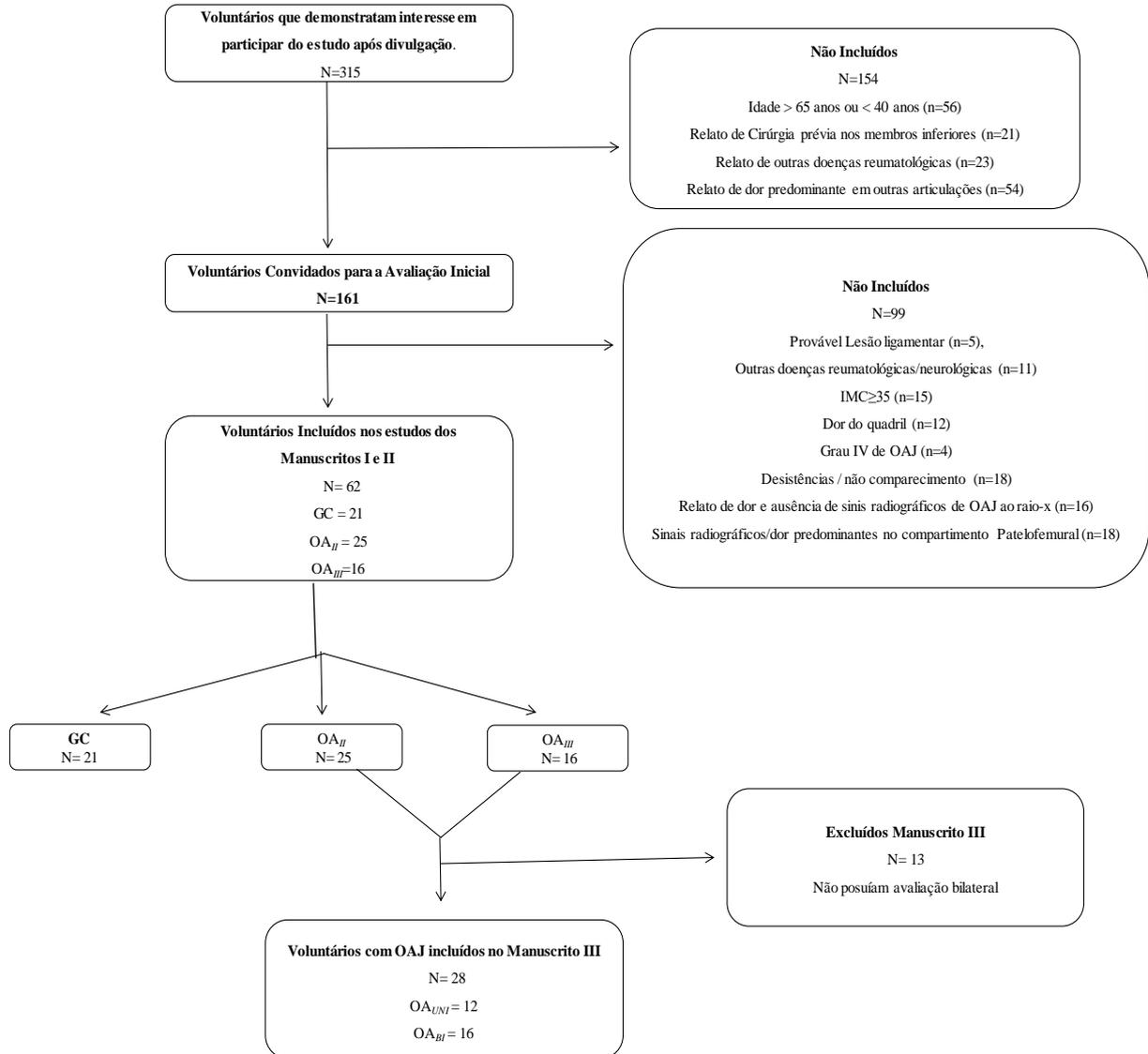
2. Ana Priscila Bertani. Mobilidade Funcional e Qualidade de Vida em Idosos Ativos e Sedentários. 2015. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Especialização em Fisioterapia Geriátrica) - Universidade Federal de São Carlos.
3. Participação em banca de Sergio Lima de Almeida. Laser de Baixa Intensidade na Osteoartrite de Joelho. 2015. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Especialização em Fisioterapia Geriátrica) - Universidade Federal de São Carlos.
4. Participação em banca de Ana de Santis Vital. Treinamento de Força previne a Osteoporose: Acompanhamento Fisioterapêutico de um ano em mulheres pós-menopáusicas. 2014. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Aperfeiçoamento em Fisioterapia Geriátrica) - Universidade Federal de São Carlos.
5. Participação em banca de Mariele Fernanda Pereira. Queda pode estar associada ao tipo de calçado utilizado. 2014. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Especialização em Fisioterapia Geriátrica) - Universidade Federal de São Carlos.

#### **- Trabalhos de conclusão de curso de graduação**

1. Guilherme Gomes. Efeitos de um protocolo de exercício físico associado a educação terapêutica em dor na função, qualidade de vida e na dor em pacientes reumáticos. 2017 - Universidade Federal de São Carlos.
2. Julia Rissi Bergamaschi. Avaliação da sarcopenia em pacientes com osteoartrite de joelho e sua relação com o teste de sentar e levantar da cadeira. 2017 - Universidade Federal de São Carlos.
3. Luiza Souza Seraphim Abrantes. Influência da Osteoartrite de mãos da preensão, na força e na função do membro superior. 2017 - Universidade Federal de São Carlos.
4. Gabriel de Carvalho Silva. Avaliação da sarcopenia em pacientes com osteoartrite de joelho e sua relação com o teste de subir e descer escada. 2017 - Universidade Federal de São Carlos.

# APÊNDICE I

Fluxograma da Tese



## APÊNDICE II.

### Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Nome: \_\_\_\_\_ Registro n.º: \_\_\_\_\_

Data de nascimento: \_\_\_\_\_ R.G: \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

O senhor (a) está sendo convidado a participar do estudo intitulado “*Análise cinemática e do padrão de ativação muscular das tarefas sentar e levantar e mini-agachamento em indivíduos com osteoartrite de joelho*”, que possui o objetivo de avaliar possíveis alterações durante a execução de alguns movimentos que o (a) senhor (a) realiza em seu dia a dia e que também são utilizados pela fisioterapia no tratamento das pessoas que possuem osteoartrite (“desgaste”) nos joelhos.

Inicialmente, o senhor (a) será submetido (a) a uma avaliação do seu peso e altura e responderá a um questionário sobre a dor e a função de seus joelhos.

As outras avaliações serão realizadas em duas etapas, portanto será necessária a sua presença em dois dias. Em uma das etapas serão colocados sobre a pele de suas pernas alguns eletrodos para que seja medida a atividade elétrica de seus músculos. Será realizada limpeza da pele com algodão embebido em álcool para eliminar oleosidade e facilitar a colocação dos eletrodos. Os eletrodos serão colocados em uma de suas pernas, superficialmente sobre a pele, com uma fita adesiva dupla face. Após colocação dos eletrodos, a pesquisadora realizará a avaliação da sua força dos membros inferiores através de um instrumento chamado dinamômetro isocinético, no qual o (a) senhor (a) permanecerá sentado e deverá realizar alguns movimentos como dobrar e esticar joelhos. Na segunda etapa será avaliada a realização de movimentos como levantar-se e sentar-se de uma cadeira e mini-agachamento. Para isso, os eletrodos serão colocados novamente sobre sua perna da mesma forma como foi descrito anteriormente e serão colocados alguns marcadores revestidos por fita reflexiva em pontos específicos no seu corpo. Após a colocação dos eletrodos e marcadores, o senhor (a) será filmado por 6 câmeras de vídeo enquanto executa os movimentos de levantar-se e sentar-se da cadeira e o mini-agachamento.

O tempo de duração desta avaliação será em torno de 2 horas e permitirá que o (a) senhor (a) conheça mais sobre seu desempenho nessas atividades.

Os seus dados pessoais serão mantidos em sigilo. Não há despesas pessoais relacionadas com sua participação na pesquisa e não haverá compensação financeira relacionada com sua participação, nem cobertura de gastos com transporte ao local das avaliações.

É importante que informe a equipe sobre todo e qualquer tipo de procedimento (e/ou tratamento) externo que está sendo ou será realizado no futuro, para não comprometer os dados coletados

durante a pesquisa. Durante ou após as avaliações o (a) senhor (a) poderá sentir uma possível dor muscular proveniente do esforço físico realizado durante as avaliações no dinamômetro isocinético e, nesse caso, o (a) senhor (a) receberá atendimento imediato realizado no local pelos pesquisadores. Os próprios pesquisadores se responsabilizam pelas condutas de primeiros socorros ou atendimento fisioterapêutico, quando necessário. A qualquer momento o (a) senhor (a) poderá desistir de participar e retirar seu consentimento, sem que isso lhe traga prejuízos ou penalizações em sua relação com os pesquisadores ou com a Universidade Federal de São Carlos (UFSCar).

Possivelmente o (a) Sr (a) poderá se sentir cansado (a) por permanecer alguns minutos em pé ou pela repetição de alguns movimentos, e assim sendo o (a) senhor (a) poderá descansar quando quiser. Não haverá nenhuma avaliação invasiva. Antes e durante o curso da pesquisa é garantido a você os esclarecimentos necessários sobre todos os procedimentos do estudo. Haverá sempre um fisioterapeuta ao seu lado a fim de prezar pela sua segurança durante a realização dos testes.

As informações obtidas através dessa pesquisa serão confidenciais e asseguramos o sigilo sobre sua participação. Os dados não serão divulgados de forma a possibilitar sua identificação. O (a) Sr (a) receberá uma cópia deste termo onde consta o telefone e o endereço dos principais pesquisadores, podendo tirar suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento.

---

Marina Petrella

Pesquisadora

Contato: (19) 981898987

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, Rod. Washington Luiz, 235 – CEP 13565-905 – São Carlos, SP.

Telefone: (16) 3351-8031

*Declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa e concordo em participar. O pesquisador me informou que o projeto foi aprovado no Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar que funciona na Pró-reitoria de Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, localizada na Rod. Washington Luiz, 235 – CEP 13565-905 – São Carlos, SP. Fone (16) 3351-8110. Endereço eletrônico: cephumanos@power.ufscar.br.*

São Carlos, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

---

Assinatura do participante

**APÊNDICE III**

**Universidade Federal de São Carlos (UFSCar)**  
**Laboratório de Análise da Função Articular (LAFAR)**  
**Avaliação Fisioterapêutica Inicial**

Examinador(a): \_\_\_\_\_ Data da avaliação: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

**1. Dados pessoais:**

Nome: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_ anos. Data de nascimento: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ Sexo: ( ) M ( ) F

Estado Civil: ( ) Solteiro(a) ( ) Casado(a) ( ) Viúvo(a) ( ) Divorciado(a)

Profissão: \_\_\_\_\_ Tempo de atuação: \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

Telefone para contato: ( ) \_\_\_\_\_ Celular ( ) \_\_\_\_\_

**2. Anamnese:**

Diagnóstico clínico: \_\_\_\_\_

Médico (a): \_\_\_\_\_ Especialidade: \_\_\_\_\_

Cirurgia prévia: \_\_\_\_\_ Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Medicamentos ( ) Não ( ) Sim. Qual(is)? \_\_\_\_\_

Doenças associadas: \_\_\_\_\_

**HMP e HMA**


---



---



---



---



---



---



---

**Estado físico:** ( ) Ativo(a) ( ) Sedentário(a) ( ) Outros: \_\_\_\_\_

**Avaliação antropométrica:**

PA: \_\_\_\_\_ mmHg FC: \_\_\_\_\_ bpm FR: \_\_\_\_\_ rpm

Altura: \_\_\_\_\_ cm Peso: \_\_\_\_\_ Kg IMC: \_\_\_\_\_

**Avaliação da dor:**

Presença de dor no joelho: ( ) Sim ( ) Não.

Lado: ( ) Bilateral ( ) Unilateral ( ) direito ( ) esquerdo



Caracterização da dor: \_\_\_\_\_

**Dor em mais alguma parte do corpo:** ( ) Não ( ) Sim. Qual? \_\_\_\_\_

**Palpação:** \_\_\_\_\_

**ADM:**

<b>Movimento testado</b>	<b>Direito</b>		<b>Esquerdo</b>	
Flexão do joelho	ACM	AIM	ACM	AIM
Extensão do joelho	ACM	AIM	ACM	AIM
Flexão do quadril	ACM	AIM	ACM	AIM
Extensão do quadril	ACM	AIM	ACM	AIM
Abdução do quadril	ACM	AIM	ACM	AIM
Adução do quadril	ACM	AIM	ACM	AIM
Rotação medial do quadril	ACM	AIM	ACM	AIM
Rotação lateral do quadril	ACM	AIM	ACM	AIM
Dorsiflexão do tornozelo	ACM	AIM	ACM	AIM
Flexão Plantar do tornozelo	ACM	AIM	ACM	AIM
Inversão do tornozelo	ACM	AIM	ACM	AIM
Eversão do tornozelo	ACM	AIM	ACM	AIM

**(ACM):** Amplitude Completa de Movimento e **(AIM):** Amplitude Incompleta de Movimento.

### Testes especiais

<b>Teste</b>	<b>Direito</b>	<b>Esquerdo</b>
Gaveta anterior		
Gaveta posterior		
Estresse em valgo		
Estresse em varo		
McMurray		
Appley		
Palpação da linha articular		
Palpação dos bordos patelares		
Compressão de Clark		
Presença de derrame		
Presença de crepitações		

Critérios de inclusão e exclusão:

INCLUSÃO	EXCLUSÃO
( ) Idade acima de 40 anos	( ) Prótese parcial ou total do joelho, quadril ou tornozelo
( ) IMC <40	( ) Fisioterapia nos últimos 6 meses
( ) Caminhar, subir e descer escadas, sentar e levantar-se sem auxílio	( ) Doenças autoimunes
( ) Dor na linha articular ou retropatelar (GOA)	( ) Cirurgia prévia no joelho
( ) Ausência de doenças autoimunes	( ) Fratura nos membros inferiores
( ) Ausência de Infiltração articular, uso de medicamentos a base de corticosteróides ou injeção de viscosuplementação	( ) Uso de condroprotetores
	( ) Dor no joelho de origem tendínea (patelar ou quadriciptal).
	( ) Dor predominante na coluna

## ANEXO I

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
SÃO CARLOS/UFSCAR



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** Análise cinemática e do padrão de ativação muscular das tarefas sentar e levantar e mini agachamento em indivíduos com osteoartrite de joelhos.

**Pesquisador:** Marina Petrella

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 27234514.0.0000.5504

**Instituição Proponente:** Centro de Ciências Biológicas e da Saúde

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 664.715

**Data da Relatoria:** 08/04/2014

**Apresentação do Projeto:**

O projeto está apresentado de acordo com as normas de um projeto de pesquisa e expondo de forma clara a hipótese de trabalho.

**Objetivo da Pesquisa:**

Os objetivos também estão colocados de forma clara e bem delimitados.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Existe o risco do voluntário sentir dor muscular após a avaliação de força, entretanto tratam-se de atividades que provavelmente os voluntários realizam de forma cotidiana e serão apenas de 5 a 10 repetições de cada movimento durante a avaliação, considerando possíveis erros e treino para cada tarefa, além disso eles serão orientados quanto ao uso de medidas analgésicas (uso de gelo ou bolsa com água quente em caso de dor). Este tipo de risco está colocado de forma bem clara no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Os voluntários do estudo serão beneficiados pela realização de exame para diagnóstico da osteoartrite de joelho e poderão saber, em relação as variáveis analisadas, como se encontram se comparados a outros indivíduos diagnosticados com OA de joelhos e àqueles que não possuem a doença. Os participantes também serão orientados a realizar medidas de auto-cuidado que auxiliem no tratamento da doença.

**Endereço:** WASHINGTON LUIZ KM 235

**Bairro:** JARDIM GUANABARA

**UF:** SP

**Município:** SAO CARLOS

**CEP:** 13.565-905

**Telefone:** (16)3351-9683

**E-mail:** cephumanos@ufscar.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
SÃO CARLOS/UFSCAR



Continuação do Parecer: 664.715

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

A osteoartrite (AO) é uma doença reumática de caráter degenerativo, caracterizada por alterações na cartilagem articular, na membrana sinovial e no osso subcondral. A doença possui grande importância, pois além de ser mundialmente frequente, está associada a elevados custos para a saúde e sociedade, provocando assim considerável impacto na qualidade de vida da população. Esta doença representa impacto negativo no trabalho e é responsável por grande parte da incapacidade dos membros inferiores observada nos idosos, população na qual é predominante. Dentro deste contexto, existem poucos estudos investigando a cinemática e a ativação muscular durante a execução destas tarefas nos graus iniciais da doença. Nesse sentido, a presente pesquisa visa investigar a cinemática de tronco e membros inferiores e o padrão de ativação de músculos do membro inferior durante execução de tarefas. Desta forma, os resultados desse estudo serão importantes para auxiliar na elaboração de estratégias de intervenção em uma fase precoce da doença.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

O proponente do projeto apresentou Folha de Rosto preenchida e devidamente assinada. O TCLE foi apresentado apontando os riscos e os benefícios para o objeto da pesquisa e as questões que fazem parte do questionário que será apresentado ao objeto da pesquisa foi apresentado para avaliação desse comitê

**Recomendações:**

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

A pendência indicada no parecer anterior foi sanada.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

**Endereço:** WASHINGTON LUIZ KM 235

**Bairro:** JARDIM GUANABARA

**CEP:** 13.565-905

**UF:** SP

**Município:** SAO CARLOS

**Telefone:** (16)3351-9683

**E-mail:** cephumanos@ufscar.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
SÃO CARLOS/UFSCAR



Continuação do Parecer: 664.715

SAO CARLOS, 28 de Maio de 2014

---

**Assinado por:**  
**Ricardo Carneiro Borra**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** WASHINGTON LUIZ KM 235

**Bairro:** JARDIM GUANABARA

**CEP:** 13.565-905

**UF:** SP

**Município:** SAO CARLOS

**Telefone:** (16)3351-9683

**E-mail:** cephumanos@ufscar.br

## ANEXO II

## ÍNDICE WOMAC PARA OSTEOARTRITE

Voluntário: \_\_\_\_\_ Data: \_\_/\_\_/201\_\_

As perguntas a seguir se referem à INTENSIDADE DA DOR que você está atualmente sentindo devido a artrite de seu joelho. Para cada situação, por favor, coloque a intensidade da dor que sentiu nas últimas 72 horas (3 dias)

**Pergunta: Qual a intensidade da sua dor?**

**1-Caminhando em um lugar plano**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**2- Subindo ou descendo escadas**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**3- A noite deitado na cama**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**4-Sentando-se ou deitando-se**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**5-Ficando em pé**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**TOTAL:** \_\_\_\_\_

As perguntas a seguir se referem a intensidade de RIGIDEZ nas junta (não dor), que você está atualmente sentindo devido a artrite em seu joelho nas últimas 72 horas. Rigidez é uma sensação de restrição ou dificuldade para movimentar suas juntas.

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

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

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

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**TOTAL:** \_\_\_\_\_

As perguntas a seguir se referem a sua ATIVIDADE FÍSICA. Nós chamamos atividade física, sua capacidade de se movimentar e cuidar de você mesmo(a). Para cada uma das atividades a seguir, por favor, indique o grau de dificuldade que você está tendo devido à artrite em seu joelho durante as últimas 72 horas.

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

**1 - Descer escadas**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**2- Subir escadas**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**3- Levantar-se estando sentada**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**4- Ficar em pé**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**5- Abaixar-se para pegar algo**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**6- Andar no plano**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**7- Entrar e sair do carro**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**8- Ir fazer compras**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**9- Colocar meias**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**10- Levantar-se da cama**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**11- Tirar as meias**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**12- Ficar deitado na cama**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**13- Entrar e sair do banho**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**14- Se sentar**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**15- Sentar e levantar do vaso sanitário**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**16- Fazer tarefas domésticas pesadas**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**17- Fazer tarefas domésticas leves**

( )Nenhuma      ( )Pouca      ( )Moderada      ( )Intensa      ( )Muito intensa

**TOTAL:** \_\_\_\_\_

## ANEXO III

13/02/2019 Gmail - Successfully received: submission Individual joint contributions to the total support moment during the sit-to-stand task diffe...



Marina Petrella <ma.petrella@gmail.com>

**Successfully received: submission Individual joint contributions to the total support moment during the sit-to-stand task differentiate mild and moderate knee osteoarthritis. for Clinical Biomechanics**

1 mensagem

**Clinical Biomechanics** <Evisesupport@elsevier.com>  
 Responder a: clinical.biomechanics@elsevier.com  
 Para: ma.petrella@gmail.com

12 de fevereiro de 2019 16:58

*This message was sent automatically.*

Ref: CLBI\_2019\_89

Title: Individual joint contributions to the total support moment during the sit-to-stand task differentiate mild and moderate knee osteoarthritis.

Journal: Clinical Biomechanics

Dear Ms. Petrella,

Thank you for submitting your manuscript for consideration for publication in Clinical Biomechanics. Your submission was received in good order.

To track the status of your manuscript, please log into EVISE® at: [http://www.evise.com/evise/faces/pages/navigation/NavController.jspx?JRNL\\_ACR=CLBI](http://www.evise.com/evise/faces/pages/navigation/NavController.jspx?JRNL_ACR=CLBI) and locate your submission under the header 'My Submissions with Journal' on your 'My Author Tasks' view.

Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,

Clinical Biomechanics

**Have questions or need assistance?**

For further assistance, please visit our [Customer Support](#) site. Here you can search for solutions on a range of topics, find answers to frequently asked questions, and learn more about EVISE® via interactive tutorials. You can also talk 24/5 to our customer support team by phone and 24/7 by live chat and email.

Copyright © 2018 Elsevier B.V. | [Privacy Policy](#)

Elsevier B.V., Radarweg 29, 1043 NX Amsterdam, The Netherlands, Reg. No. 33156677.

