
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E
TECNOLOGIAS**

**PERSPECTIVAS BIOMECÂNICAS DE MULHERES COM OSTEOARTRITE DE
JOELHO E SUA RELAÇÃO COM A FUNCIONALIDADE**

DEBORAH HEBLING SPINOSO

Tese apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Desenvolvimento Humano e Tecnologias.

Agosto - 2017

DEBORAH HEBLING SPINOSO

**PERSPECTIVAS BIOMECÂNICAS DE MULHERES COM
OSTEOARTRITE DE JOELHO E SUA RELAÇÃO COM A
FUNCIONALIDADE**

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega

Tese apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Desenvolvimento Humano e Tecnologias.

Rio Claro

2017

796 Spinoso, Deborah Hebling
S758p Perspectivas biomecânicas de mulheres com osteoartrite
de joelho e sua relação com a funcionalidade / Deborah
Hebling Spinoso. - Rio Claro, 2017
73 f. : il., figs., gráfs., tabs.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista,
Instituto de Biociências de Rio Claro
Orientador: Marcelo Tavella Navega

1. Educação física. 2. Mobilidade funcional. 3.
Eletromiografia. 4. Marcha. 5. Torque. I. Título.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA TESE: PERSPECTIVAS BIOMECÂNICAS DE MULHERES COM OSTEOARTRITE DE JOELHO E SUA RELAÇÃO COM A FUNCIONALIDADE

AUTORA: DEBORAH HEBLING SPINOSO

ORIENTADOR: MARCELO TAVELLA NAVEGA

Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Doutora em DESENVOLVIMENTO HUMANO E TECNOLOGIAS, área: TECNOLOGIAS NAS DINÂMICAS CORPORAIS pela Comissão Examinadora:


Prof. Dr. MARCELO TAVELLA NAVEGA

Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional / UNESP - Faculdade de Filosofia e Ciências de Marília / SP


Profa. Dra. NISE RIBEIRO MARQUES

Departamento de Ciências da Saúde / Universidade do Sagrado Coração


Profa. Dra. PAULA REGINA MENDES DA SILVA SERRÃO

Departamento de Fisioterapia / UFSCAR - Universidade Federal de São Carlos - SP


Prof. Dr. LUCIANO FERNANDES CROZARA

Faculdade de Medicina / Faculdade de Medicina de Marília - SP


Profa. Dra. ANA ELISA ZULIANI STROPPIA MARQUES

Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional / UNESP - Faculdade de Filosofia e Ciências de Marília - SP

Rio Claro, 04 de agosto de 2017

DEDICATÓRIA

“A minha família, que com muito carinho e apoio,
não mediram esforços para que eu
cumprisse essa etapa da minha formação.”

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus pela oportunidade e privilégio de poder realizar o sonho de fazer um doutorado. À Ele que me capacitou e me deu sabedoria, principalmente nos momentos difíceis dessa jornada onde as coisas pareciam não sair como planejado. Obrigada pelo teu cuidado para comigo e por me ensinar que nada, absolutamente nada, acontece se não for da tua vontade.

Aos meus pais, Vito e Márcia, por todo apoio e encorajamento que me deram durante toda minha trajetória, sem os quais não seria possível chegar até aqui. Obrigado por mesmo sem entender exatamente o que era significava passar por exame de qualificação, estudar estatística e escrever artigos conseguiam diminuir meus anseios e preocupações com essas etapas a serem vencidas. Obrigada por fazerem de mim uma pessoa melhor a cada dia, vocês são meus maiores exemplos.

Ao meu irmão Henrique e minha cunhada Amanda, por sempre acreditarem em mim e se fazerem presentes mesmo tão distante fisicamente. Obrigada por cada momento que desfrutamos juntos, pela energia e ânimo recarregados a cada fim de semana que passei ao lado de vocês. E obrigado por me darem o melhor presente que poderia existir, a nossa pequena Heloisa.

Às minhas amigas que foram tão parceiras durante a execução desse doutorado. Obrigada pelo incentivo, por acreditarem em mim e acima de tudo por me mostrarem que mesmo em meio a correria do dia a dia, a falta de tempo devido aos compromissos acadêmicos e de trabalho, vocês estavam ali. A cada encontro, cada conversa, cada abraço, cada lágrima eu compreendia que nada adiantava investir tanto tempo em estudo/trabalho se não tivesse com quem compartilhar essas conquistas e que não somos nada sem nossos amigos.

Ao meu orientador Marcelo Navega, por esses anos de trabalhos juntos, por ter acreditado em mim desde a nossa primeira conversa e compartilhado comigo seus conhecimentos. Tenho uma grande admiração por você, pela sua história e me espelho no grande profissional e pessoa que você é. Obrigada por me orientar na minha vida acadêmica e também por toda ajuda e incentivo na minha jornada como professora. Sou privilegiada por ser sua orientanda no doutorado, assim como fui na graduação com a Flávia, vocês são pessoas incríveis pelas quais tenho um carinho muito grande.

Aos professores participantes dessa banca pela disponibilidade de tempo e pelas contribuições com a elaboração final desse trabalho. A escolha de cada uma de vocês foi

por admiração ao trabalho que vocês desenvolvem. Obrigado por dividir o conhecimento comigo.

Ao Centro de Estudo de Educação e Saúde (CEES) no qual desenvolvi grande parte das minhas coletas, pela oportunidade de utilizar o espaço e em especial agradeço as funcionárias Sheila e Cecília por me auxiliaram de diferentes formas para que a execução desse trabalho ocorresse.

À coordenadoria do Centro de Referência de Assistência Social (CRAS) que permitiu a participação das mulheres envolvidas em atividades sociais nesse projeto, bem como pela disponibilização de espaço físico para a realização das coletas.

À todas as voluntárias participantes dessa pesquisa, por aceitarem o convite e se disponibilizarem a realizar todas as avaliações propostas ao longo desses onze meses. Sem vocês esse trabalho não existiria.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro para o desenvolvimento desse trabalho.

EPÍGRAFE

*“Suba o primeiro degrau com fé.
Não é necessário que você veja toda a escada.*

Apenas dê o primeiro passo”

Martin Luther King

RESUMO

Introdução: A osteoartrite é a doença reumática mais prevalente na população, caracterizada por degeneração progressiva da cartilagem articular que resulta em incapacidade funcional. O joelho é a articulação mais comumente afetada, sendo uma das condições clínicas mais incapacitantes da doença. A osteoartrite de joelho (OAJ) não tem cura e a limitação da mobilidade causada pela doença muitas vezes não condiz com os exames de imagem usados como critério de classificação de severidade. O comprometimento do desempenho biomecânico é a principal repercussão da OAJ. Assim, a identificação de variáveis biomecânicas que discriminem indivíduos acometidos pela doença e que são determinantes para garantir o bom desempenho funcional pode contribuir para o diagnóstico mais preciso e auxiliar no direcionamento do tratamento desses pacientes afim de retardar ou prevenir incapacidades.

Objetivos: identificar a variável biomecânica que discrimine mulheres com OAJ daquelas na mesma faixa etária sem a doença e estabelecer valores de corte para essas variáveis. O segundo objetivo foi identificar a variável preditora de funcionalidade após dez meses de acompanhamento e propor limiares que indiquem declínio físico-funcional nessa população.

Métodos: Participaram do estudo mulheres com idade entre 50-75 anos, com osteoartrite de joelho e mulheres saudáveis, sem histórico de alterações relacionadas a doenças crônico-degenerativas em membros inferiores. Os procedimentos de avaliação foram realizados em dois dias. No primeiro dia foram realizadas as avaliações da mobilidade funcional, aplicação de questionários para verificação do estado de saúde e familiarização com o teste de força. No segundo dia de coleta foi realizada a avaliação do torque isométrico extensor do joelho e avaliação biomecânica da marcha. As avaliações foram repetidas três vezes o grupo com OAJ por um período de dez meses. Para análise dos dados cinemáticos foram calculados: a velocidade, tempo de apoio, tempo de balanço, tempo de passada e tempo de duplo apoio. Os dados eletromiográficos analisados foram: tempo motor, tempo pré-motor, tempo de reação e a co-contração antagonista. Além disso, foi avaliado torque muscular dos extensores de joelho e a taxa de desenvolvimento de torque (TDT). Posteriormente, para análise estatística foi aplicado o teste MANOVA para comparação entre os grupos e ANOVA Medidas Repetidas para comparação das avaliações no grupo OAJ. Para determinação das variáveis preditoras foi feita a Análise da Função Discriminante Step Wise e Área da Curva ROC.

Resultados: Mulheres com OAJ apresentaram comprometimento funcional para todas as variáveis analisadas ($p < 0,05$). Para discriminação entre os grupos, foi encontrado que o torque extensor de joelho, TDT inicial e tardia, velocidade da marcha e pontuação no teste funcional foram as variáveis que melhor diferenciaram os grupos com limiares de $1,2 \text{ Nm Kg}^{-1}$, $2,06 \text{ Nm.s}^{-1} \text{ Kg}^{-1}$, $1,72 \text{ Nm.s}^{-1} \text{ Kg}^{-1}$, $1,07 \text{ ms}$ e $9,8$, respectivamente. Em relação a limitação funcional ao longo dos onze meses de acompanhamento foi encontrado que a TDT e tempo de apoio são as variáveis biomecânicas que melhor predizem o desempenho funcional, sendo o valor de corte dessas variáveis $1,42 \text{ Nm.s}^{-1} \text{ Kg}^{-1}$ e $0,58$ segundos, respectivamente.

Conclusão: Mulheres com OAJ apresentam comprometimento da mobilidade funcional ao longo do período de onze meses. A TDT é a variável que pode discriminar o grupo em relação a indivíduos da mesma idade sem a doença e predizer o nível de funcionalidade, assim como o tempo de apoio da marcha. Além disso, velocidade de marcha e testes funcionais podem auxiliar a discriminar mulheres acometidas pela doença.

Palavras-chave: mobilidade funcional, eletromiografia, marcha, torque.

ABSTRACT

Introduction: Osteoarthritis is the most prevalent rheumatic disease in the population, characterized by progressive degeneration of the articular cartilage resulting in functional disability. The knee (OAJ) is the joint most commonly affected, being one of the most disabling clinical conditions of the disease. The OAJ has no cure and the functional limitation caused by the disease often does not match the imaging tests used as a criterion of severity classification. The impairment of functional performance is the main repercussion of OAJ. Therefore, the identification of biomechanical variables that discriminate individuals affected by the disease and that are determinant to guarantee the good functional performance can contribute to a more precise diagnosis and help in directing the treatment of these patients in order to delay or prevent disabilities.

Objective: to identify the biomechanical variable that discriminates women with OAJ from those in the same age group without the disease and to establish cutoff values for these variables. The second objective was to identify the functional predictor variable after ten months of follow-up and propose thresholds that indicate physical-functional decline in this population.

Methods: The study included women aged 50-75 years with osteoarthritis of the knee and healthy women with no history of changes related to chronic degenerative diseases in the lower limbs. The evaluation procedures were carried out in two days. On the first day, functional mobility assessments were carried out, questionnaires were applied to verify the health status and familiarization with the strength test. On the second day of collection, knee extensor isometric torque was evaluated and gait biomechanical evaluation. The evaluations were repeated three times for the OAJ group for a period of ten months. To analyze the data were calculated: for kinematic data, velocity, support time, swing time, run time and double support time; For electromyographic data, motor time, pre-motor time, reaction time and antagonistic co-contraction. In addition, muscle torque of knee extensors and torque development rate (TDT) were evaluated. Subsequently, for the statistical analysis, the MANOVA test was used for comparison between the groups and ANOVA Repeated Measures for comparison of the evaluations in the OAJ group. Discriminant Function Analysis Step Wise and ROC Curve Area were used to determine the predictive variables.

Results: Women with OAJ presented functional impairment for all variables analyzed ($p < 0.05$). For discrimination between groups, it was found that knee extensor torque, initial and late TDT, gait velocity and functional test scores were the variables that best differentiated the groups with thresholds of 1.2 Nm kg⁻¹, 2.06 Nm.s⁻¹ Kg⁻¹, 1.72 Nm.s⁻¹ Kg⁻¹, 1.07 ms, and 9.8, respectively. Regarding the functional limitation during the eleven months of follow-up, it was found that DTT and support time are the biomechanical variables that best predict functional performance, being the cutoff value of these variables 1.42 Nm.s⁻¹ Kg⁻¹ And 0.58 seconds, respectively.

Conclusion: Women with OAJ present impaired functional mobility over the eleven-month period. DTT is the variable that can discriminate the group in relation to individuals of the same age without the disease and predict the level of functionality, as well as the gait support time. In addition, walking speed and functional tests may help to discriminate against women affected by the disease.

Key-words: functional mobility, electromyography, gait, torque.

SUMÁRIO

APRESENTAÇÃO	11
INTRODUÇÃO	12
REFERENCIAS INTRODUÇÃO.....	16
Artigo 1	19
RESUMO	20
ABSTRACT	21
1. INTRODUÇÃO	22
2. MÉTODOS	24
<i>2.1 Participantes</i>	24
<i>2.2 Avaliação da Funcionalidade</i>	25
<i>2.3 Avaliação do Torque Muscular do Joelho</i>	26
<i>2.4 Avaliação da Marcha</i>	27
<i>2.5 Avaliação do Sinal Eletromiográfico</i>	27
<i>2.6 Análise dos dados</i>	28
<i>2.6.1 Torque Muscular</i>	28
<i>2.6.2 Cinemática</i>	28
<i>2.6.3 Eletromiografia</i>	29
<i>2.7 Análise Estatística</i>	30
3. RESULTADOS	30
<i>3.1 Mobilidade Funcional</i>	30
<i>3.2 Torque, taxa de desenvolvimento de torque e variáveis temporais da ativação muscular</i>	31
<i>3.3 Cinemática</i>	32
4. DISCUSSÃO	34
5. CONCLUSÃO	37
REFERENCIAS	39

Artigo 2	44
RESUMO	45
ABSTRACT	46
1. INTRODUÇÃO	47
2. MÉTODOS	49
<i>2.1 Participantes</i>	49
<i>2.2 Avaliação da Funcionalidade</i>	50
<i>2.3 Avaliação do Torque Muscular do Joelho</i>	51
<i>2.4 Avaliação da Marcha</i>	51
<i>2.5 Avaliação do Sinal Eletromiográfico</i>	52
<i>2.6 Análise dos dados</i>	53
<i>2.6.1 Torque Muscular</i>	53
<i>2.6.2 Cinemática</i>	53
<i>2.6.3 Eletromiografia</i>	54
<i>2.7 Análise Estatística</i>	55
3. RESULTADOS	55
4. DISCUSSÃO	60
5. CONCLUSÃO	63
REFERENCIAS	64
CONSIDERAÇÕES FINAIS	69
ANEXOS	70

APRESENTAÇÃO

O presente trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Avaliação Musculoesquelética localizado no Centro de Estudo do Ensino e da Saúde (CEES) da Universidade Estadual Paulista-Campus de Marília, sob a orientação do Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega, conjuntamente com o Grupo de Pesquisa de Investigações da Atuação Fisioterapêutica Neuromuscular.

A apresentação dar-se-á por uma introdução geral com o objetivo de contextualização do tema principal e posteriormente, apresentação de dois artigos científicos. Os artigos serão submetidos em periódicos internacionais, mas serão apresentados em português e com as tabelas e figuras ao longo do texto. Abaixo estão listados os artigos científicos que serão apresentados.

Artigo 1: Variáveis neuromusculares como discriminatórias de osteoartrite de joelho em mulheres.

Artigo 2: Alterações neuromusculares e cinemática da marcha: qual melhor preditor de funcionalidade em mulheres com osteoartrite de joelho?

INTRODUÇÃO

O processo de envelhecimento tem sido foco de muitos estudos em todo o mundo devido ao aumento progressivo da população de idosos nas últimas décadas (MARENGONI, et al, 2011). No Brasil, a expectativa de vida é de 75,5 anos, com uma perspectiva de chegar aos 81 anos de idade no ano de 2050 (IBGE, 2017). Os avanços na área médica e as melhorias de condições de saúde são os principais responsáveis por esse aumento na expectativa de vida da população. Em contrapartida, o aumento exponencial dessa população tem sido associado a problemas sociais e econômicos devido à deterioração físico-funcional, uso de medicamentos, estilo de vida sedentário e a presença de doenças crônicas que resultam em menor qualidade de vida e aumento dos gastos públicos com serviços assistenciais (ALMEIDA, et al., 2011, OUDEN, et al., 2013).

Entre as principais doenças crônicas que acomete a população, a osteoartrite (OA) é considerada a segunda maior causa de disfunção física e a condição de saúde que avança mais rapidamente. Espera-se que o número de indivíduos com OA dobre no futuro próximo com melhora da expectativa de vida (KOTTI, et al 2014, CALLAHAN, et al. 2015). Aproximadamente 85% da população com idade acima de 65 anos apresenta evidências radiográficas de OA (MASCARI, et al., 2012). No Brasil, cerca de 5% da população com idade entre 30 e 59 anos referem diagnóstico médico de osteoartrite e naqueles com idade entre 60 a 74 anos, a prevalência sobe para 16% (IBGE, 2017).

Historicamente, a OA era vista apenas como uma doença degenerativa da cartilagem e osso subcondral, que causa como principal sintoma a dor decorrente desse processo destrutivo (RUTHERFORD, 2013). Entretanto, numerosos estudos têm demonstrado falta de concordância entre as mensurações radiográficas da degeneração articular e os sintomas do paciente, indicando que alterações neuromusculares podem caracterizar melhor o quadro de osteoartrite, assim como o impacto funcional e status clínicos desses indivíduos (RUTHERFORD, 2013; PREECE 2016).

Entre as articulações acometidas de OA, as articulações do membro inferior são as mais afetadas (LAWRENCE, et al., 2008). Das três articulações, a osteoartrite de joelho (OAJ) apresenta maior prevalência (37%) por estar entre dois grandes braços de alavanca (tíbia e fêmur), possuir pouca congruência articular entre os côndilos femorais e platô tibial e acentuação do desalinhamento articular (valgo/varo) (SENNA, et al., 2004; LIM, et al. 2015; HALL, et al., 2016).

A OAJ acomete mais mulheres em relação a homens, sendo o sexo feminino um fator de risco não modificável. Estudos mostram que mulheres perdem cartilagem mais rápido do que os

homens depois dos 40 anos de idade, sendo a incidência da OAJ três vezes maior no sexo feminino (EDMONDS, et al, 2016). Essa discrepância não se mantém nas articulações do quadril e tornozelo, o que indica que fatores biomecânicos podem ser mais responsáveis pela maior prevalência em mulheres do que fatores hormonais (RO, et al., 2016).

As mulheres apresentam a pelve mais larga e anteriorizada em relação a pelve masculina e maior valgo de joelho, que resulta em maior movimento superior/inferior da pelve durante a caminhada. Além disso, a pelve mais larga aumenta o braço de momento do centro de massa, que faz com que a força de reação do solo passe mais medial do centro de joelho, causando maior carga compressiva no compartimento medial dessa articulação predispondo ao aparecimento da osteoartrite (RO, et al. 2016).

A OAJ é uma das formas clínicas mais incapacitantes da doença, e 43% dos pacientes relatam dificuldade para realização das tarefas diárias e 25% não conseguem executá-las (JORGE, et al., 2014; EDMONDS, et al 2016, MICHEL, et al 2016). As principais consequências da OAJ são dor e fraqueza muscular (KIERKEGAARD, et al, 2015). Além disso, os indivíduos também podem apresentar redução do equilíbrio, déficits de propriocepção, redução da amplitude de movimento articular e instabilidade articular (GUR, et al., 2002).

As alterações proporcionadas pela OAJ vão se agravando com a evolução da doença, resultando na redução da capacidade de realizar as atividades de vida diária, sendo esta uma das principais repercussões da doença (MELLO, et al., 2008). A OAJ não tem cura e apresenta impacto direto na economia devido aos elevados gastos públicos com medicamentos e cuidados hospitalares; perda da produtividade por afastamento do trabalho e elevado índice de cirurgias de artroplastia total do joelho (OLALEKAN et al., 2013).

Atualmente, busca-se compreender as alterações biomecânicas decorrentes da osteoartrite, haja vista que os critérios radiográficos utilizados para classificação da severidade da doença muitas vezes não condizem com a capacidade físico-funcional desses indivíduos (RUTHERFORD, 2013; PREECE, 2016). Análises eletromiográficas, dinamométricas e cinemáticas durante a realização de tarefas diárias tem buscado identificar alterações neuromusculares que estejam correlacionadas com o menor desempenho funcional nessa população.

As avaliações dinamométricas na OAJ são relacionadas as alterações neuromusculares que envolvem principalmente o torque e a potência dos extensores de joelho. De acordo com Park et al (2016), ocorre uma redução de cerca de 20-40% do torque máximo dos extensores de joelho em relação a indivíduos saudáveis, possivelmente resultado do hipotrofismo por desuso,

secundário a dor e inibição artrogênica. A força muscular dos extensores de joelho possui importante papel para manutenção da mobilidade, que reflete a capacidade de o indivíduo realizar atividades de locomoção, tais como: andar, levantar e sentar de uma cadeira e subir e descer escadas (MARQUES, et al., 2013). Atualmente, a potência muscular tem se mostrado melhor preditor da performance nas tarefas diárias pois muitas atividades não requerem o torque máximo para sua execução, mas altas velocidades de contração muscular (BERGUER, et al 2012). Além disso, a potência muscular apresenta um declínio mais significativo com o avanço da idade, em relação a força muscular (REID, et al., 2015, DAVISON; et al, 2017).

A eletromiografia (EMG) é uma ferramenta que permite a análise da atividade muscular em diferentes condições, auxilia na compreensão das estratégias neuromusculares adotadas para execução das tarefas diárias e os ajustes no recrutamento muscular para realização dessas atividades com segurança (LAY, et al., 2006; FRANZ, KRAM, 2012). Estudos tem mostrado aumento da ativação muscular do glúteo médio e bíceps femoral durante a fase de apoio da marcha como mecanismo de proteção sobre a articulação do joelho, a fim de diminuir a exacerbação dos sintomas (DUFFELL, et al., 2014). Além disso, observa-se aumento da coativação antagonista durante a execução de uma determinada tarefa, sendo considerado estratégia compensatória para aumentar a estabilidade articular (HORTOBAGYI, et al., 2009; NAGAI, et al., 2011). Entretanto, a co-contração de forma prolongada aumenta a carga compressiva sobre a superfície articular, acelerando a progressão estrutural da doença (PREECE, et al 2016).

As alterações no padrão de ativação muscular também podem ser relacionadas com mudanças intrínsecas nas propriedades do músculo e na ineficiência na transmissão de impulsos nervosos para periferia, ocasionando uma diminuição na capacidade de ativar rapidamente o sistema musculoesquelético. LaRoche et al (2010) e Morcelli et al (2015) observaram que idosos saudáveis apresentam maior tempo de reação, tempo de latência de ativação muscular e tempo para atingir o pico de torque em relação a jovens e que essas mudanças neuromusculares contribuem para maior instabilidade postural e risco de quedas. Apesar dessas variáveis não terem sido estudadas na população com OAJ, acredita-se que o comprometimento intrínseco da musculatura e conseqüentemente as variáveis temporais de ativação muscular também estejam comprometidas nessa população.

As análises cinemáticas, por sua vez, podem oferecer informações sobre ajustes no padrão de movimento durante a execução das tarefas diárias para realiza-las de maneira mais segura (NAGAI, et al., 2011). A literatura mostra que indivíduos com OAJ tendem a caminhar em

velocidades mais lentas e com maior rigidez articular para evitar elevados momentos articulares externos sobre a articulação, ou seja, a redução da velocidade de marcha é vista como estratégia para diminuir a força de reação do solo imposta a articulação do joelho e conseqüentemente a dor nessa articulação (FUKAYA, et al., 2016, BINDAWAS, et al., 2016). Bennel (2013) e Resende (2011) observaram redução do tempo de balanço do membro não acometido e aumento do tempo de duplo apoio, possivelmente para reduzir a carga imposta ao joelho e conseqüentemente reduzir a dor durante a marcha. Essas alterações cinemáticas em indivíduos com OAJ podem ser associadas à diminuição da capacidade funcional e maior risco de desenvolvimento da doença no lado contralateral (TURCOTT, et al., 2012).

Apesar das alterações biomecânicas que envolvem a OAJ estarem bem descritas na literatura, elas não são usadas para a prescrição do tratamento não farmacológico desses pacientes, uma vez que, não existem valores discriminatórios que diferenciem os indivíduos acometidos pela doença. Nesse sentido, faz-se necessário investigar as diferenças nos parâmetros biomecânicos entre indivíduos com e sem OAJ para que se estabeleça variáveis capazes de elucidar melhor o nível de comprometimento do sistema musculoesquelético, facilitando o reconhecimento da doença e intervenção precoce. Além disso, visto que a OAJ não tem cura e é uma doença progressiva, a análise longitudinal de variáveis eletromiográficas, cinemáticas e dinamométricas poderia auxiliar na identificação da variável preditora de funcionalidade e assim contribuir para elaboração de estratégias mais eficazes de tratamento, com objetivo de retardar a progressão da doença, diminuir os riscos de incapacidade e conseqüentemente reduzir os gastos públicos com essa população.

O primeiro objetivo desse trabalho foi identificar as variáveis biomecânicas que discriminem mulheres com OAJ daquelas na mesma faixa etária sem a doença e estabelecer valores de corte para essas variáveis. O segundo objetivo foi identificar as variáveis preditoras de funcionalidade após dez meses de acompanhamento e propor limiares que indiquem declínio físico-funcional nessa população.

REFERENCIAS INTRODUÇÃO

ALMEIDA, C. W. L.; CASTRO, C. H. M.; PEDREIRA, P. G.; HEYMANN, R. E.; SZEJNFELD, V. L. Percentage height of center of mass is associated with the risk of falls among elderly women: A case–control study. *Gait & Posture*, v. 34, p. 208-12, 2011.

BERGER, M.J.; MCKENZIE, C.A.; CHESS, D.G.; GOELA, A.; DOHERTY, T.J. Quadriceps neuromuscular function and self-reported functional ability in knee osteoarthritis. *Journal of Applied Physiology*, v. 113, p. 255-262, 2012.

BINDAWAS, S.M. Relationship between frequent knee pain, obesity, and gait speed in older adults: data from the Osteoarthritis Initiative. *Journal of Clinical Interventions in Aging*.v. 11, p. 237-244, 2016.

CALLAHAN, D.M.; TOURVILLE, T.W.; SLAUTERBECK, J.R.; ADES, P.A.; STEVENS-LAPSLEY, J.; BEYNNON, B.D.; et al. Reduced rate of knee extensor torque development in older adults with knee osteoarthritis is associated with intrinsic muscle contractile deficits. *Experimental Gerontology*. v. 72, p. 16-21, 2015.

CROZARA, L.F.; MORCELLI, M.H.; MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; SPINOSO, D.H.; NETO, A.A.; CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M. Motor readiness and joint torque production in lower limbs of older women fallers and non-fallers. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 23, p. 1131-1138, 2013.

DAVISON, M.J.; MALY, M.R.; KEIR, P.J.; HAPUHENNEDIGE, S.M.; KRON, A.T.; ADACHI, J.D.; et al. Lean muscle volume of the thigh has a stronger relationship with muscle power than muscle strength in women with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*. v. 41, p. 92-97, 2017.

DUFFELL, L.D.; SOUTHGATE, D.F.L.; GULATI, V.; MCGREGOR, A.H. Balance and gait adaptations in patients with early knee osteoarthritis. *Gait & Posture*, v. 39, p. 1057-1061, 2014.

EDMONDS, D.W. ;MCCONNELL, J.; EBERT, J.R.; ACKLAND, T.R.; DONNELLY, C.J. Biomechanical, neuromuscular and knee pain effects following therapeutic knee taping among patients with knee osteoarthritis during walking gait. *Clinical Biomechanics*, v. 39, p. 28-43, 2016.

FRANZ, J.R.; KRAM, R. The effects of grade and speed on leg muscle activations during walking. *Gait & Posture*, v. 35, p. 143-147, 2012.

FUKAYA, T.; MUTSUZAKI, H.; OKUBO, T.; MORI, K.; WADANO, Y. Relationships between the center of pressure and the movements of the ankle and knee joints during the stance phase in patients with severe medial knee osteoarthritis. *Knee*, v. 23, p. 631-636, 2016.

GUR, H.; CAKIN N.; ANOVA, B.; OKAY, E.; KUÇUKOĞLU, S. Concentric versus combined concentric-eccentric isokinetic training: effects on functional capacity and symptoms in patients with osteoarthrosis of the knee. *Archives of Physical and Medicine Rehabilitation*, v. 83, p. 308-316, 2002.

HALL, S.J. *Biomecânica Básica*. Guanabara Koogan: Rio de Janeiro, 7 ed., 2016.

HORTOBÁGYI, T.; SOLNIK, S.; GRUBER, A.; RIDER, P.; STEINWEG, K.; HELSETH, J.; DEVITA, P. Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. *Gait & Posture*, v. 29, p. 558-564, 2009.

IBGE. Estudos & Pesquisas – Informações demográfica e socioeconômica. Disponível em: www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/2017. Acesso em: 03/02/2017

JORGE, R.T.; SOUZA, M.C.; CHIARI, A.; JONES, A.; FERNANDES, A.D.; JUNIOR, I.L.; NATOUR, J. Progressive resistance exercise in women with osteoarthritis of the knee: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, v. 29, p. 234-243, 2014.

KIERKEGAARD, S.; JORGENSEN, P.B.; DALGAS, U.; SOBALLE, K.; MECHLENBURG, I. Pelvic movement strategies and leg extension power in patients with end-stage medial compartment knee osteoarthritis: a cross-sectional study. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, v. 135, p. 1217-1226, 2015.

KOTTI, M.; DUFFELL, L.D.; FAISAL, A.A.; MCGREGOR, A.H. The complexity of human walking: a knee osteoarthritis study. *PLoS One*, v. 9, 2014.

LaROCHE, D.P.; CREMIN, K.A.; GREENLEAF, B.; CROCE, R.V. Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: a comparison across lower-extremity muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 20, p. 482-488, 2010.

LAY, A.N.; HASS, C.J.; GREGOR, R.J. The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. *Journal of Biomechanics*, v. 39, p. 1621-1628, 2006.

LIM, S.H.; HONG, B.Y.; OH, J.H.; LEE, J.I. Relationship between knee alignment and the electromyographic activity of quadriceps muscles in patients with knee osteoarthritis. *Journal of Physical Therapy Science*, v. 27, p. 1261-1265, 2015.

MARENGONI, A.; ANGLEMAN, S.; MELIS, R., MANGIALASCHE, F.; KARP, A.; GARMEN, A.; MEINOW, B.; FRATIGLIONI, L. Aging with multimorbidity: A systematic review of the literature. *Ageing Research Reviews*, 2011.

MARQUES, N.R.; LaROCHE, D.P.; HALLAL, C.Z.; CROZARA, L.F.; MORCELLI, M.H.; KARUKA, A.H.; NAVEGA, M.T.; GONÇALVES, M. Association between energy cost of walking, muscle activation, and biomechanical parameters in older female fallers and non-fallers. *Clinical Biomechanics*, v. 28, p. 330-336, 2013.

MASCARIN, N.C.; VANCINI, R.L.; ANDRADE, M.S.; MAGALHÃES, E.P.; LIRA, C.A.B.; CIMBRA, I.B. Effects of kinesiotherapy, ultrasound and electrotherapy in management of bilateral knee osteoarthritis: prospective clinical trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, v. 13, 2012.

MELO, S.I.L.; OLIVEIRA, J.; DETÂNICO, R.C.; PALHANO, R.; SCHWINDEN, R.M.; ANDRADE, M.C.; SANTOS, J.O.L. Avaliação da força muscular de flexores e extensores de

joelho em indivíduos com e sem osteoartrose de joelho. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, v. 10, p. 335-340, 2008.

MORCELLI, M.H.; ROSSI, D.M.; KARUKA, A.H.; CROZARA, L.F.; HALLAL, C.Z.; MARQUES, N.R.; GONÇALVES, M., et al. Peak torque, reaction time, and rate of torque development of hip abductors and adductors of older women. *Physiotherapy Theory and Practice*, v. 32, p. 45-52, 2016.

NAGAI, K.; YAMADA, M.; UEMURA, K.; YAMADA, Y.; ICHIHASHI, N.; TSUBOYAMA, T. Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, v. 53, p. 338-343, 2011.

OLALEKAN, A.U.; WINDT, D.A.V.; JORDAN, J.L.; DZIEDZIC, K.S.; HEALEY, E.L.; PEAT, G.M.; FOSTER, N.E. Exercise for lower limb osteoarthritis: systematic review incorporating trial sequential analysis and network meta-analysis. *British medical journal*, v. 20, 2013.

OUDEN, M.E.M.D.; SCHUURMANS, M.J.; MUELLER-SCHOTTE, S.; SCHOUW, Y.T.V. Identification of high-risk individuals for the development of disability in activities of daily living. A ten-year follow-up study. *Experimental Gerontology*, v.48, p. 437-443, 2013.

PARK, S. K.; KOBASAR, D.; FERBER, R. Relationship between lower limb muscle strength, self-reported pain and function, and frontal plane gait kinematics in knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, v. 38, p. 68-74, 2016.

PERRY, C.J.; KIRIELLA, J.B.; HAWKINS, K.M.; SHANAHAN, C.J.; MOORE, A.E.; GAGE, W.H. The effects of anterior load carriage on lower limb gait parameters during obstacle clearance. *Gait & Posture*, v. 32, p. 57-61, 2010.

PREECE, S.J.; JONES, R.K.; BROWN, C.A.; CACCIATORE, T.W.; JONES, A.K. Reductions in co-contraction following neuromuscular re-education in people with knee osteoarthritis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, v. 27, p. 372-378, 2016.

REID, K.F.; PRICE, L.L.; HARVEY, W.F.; DRIBAN, J.B.; HAU, C.; FIELDING, R.A., et al. Muscle power is an independent determinant of pain and quality life in Knee Osteoarthritis. *Arthritis Rheumatology*, v. 67, p. 3166-3173, 2015.

RO, D.H.; LEE, D.Y.; MOON, G.; LEE, S.; SEO, S.G.; KIM, S.H.; et al. Sex differences in knee joint loading: Cross-sectional study in geriatric population. *Journal of Orthopaedic Research*, 2016.

RUTHERFORD, D.J.; HUBLEY-KOZEY, C.L.; STANISH, W.D. Changes in knee joint muscle activation patterns during walking associated with increased structural severity in knee osteoarthritis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 23, p. 704-711, 2013.

SENNA, E.R. Prevalence of rheumatic diseases in Brazil: a study using the COPCORD approach. *The Journal of Rheumatology*, v. 31, p. 594-597, 2004.

TURCOT, K.; ARMAND, S.; FRITSCHY, D.; HOFFMEYER, P.; SUVA, D. Sit-to-stand alterations in advanced knee osteoarthritis. *Gait & Posture*, v. 36, p. 68-72, 2012.

Artigo 1

**VARIÁVEIS NEUROMUSCULARES COMO DISCRIMINATÓRIAS DE
OSTEOARTRITE DE JOELHO EM MULHERES**

Deborah Hebling Spinoso¹, Marcelo Tavella Navega²

¹ Departamento de Educação Física, Universidade estadual Paulista, Rio Claro, SP, Brasil.

² Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Estadual Paulista, Marília, SP, Brasil.

RESUMO

Introdução: A osteoartrite é a doença reumática mais prevalente na população, sendo o acometimento da articulação do joelho a forma clínica mais incapacitante da doença. A classificação da severidade da doença é feita por meio de critérios radiográficos, que não apresenta boa concordância com os sintomas do paciente, o que dificulta a elaboração de estratégias eficazes de tratamento para prevenção de incapacidade funcional. O comprometimento neuromuscular é o sintoma mais predominante da doença e poderia ser usado como novo modelo de diagnóstico a fim de elucidar melhor a condição clínica desses indivíduos.

Objetivo: Identificar as variáveis biomecânicas capaz de discriminar indivíduos com e sem osteoartrite de joelho (OAJ) por meio de análise eletromiográfica, cinemática e dinamométrica e estabelecer limiar de corte para essas variáveis.

Métodos: Participaram do estudo 68 mulheres divididas em grupo com OAJ (n= 36) e grupo controle (n=32). Os procedimentos de avaliação foram realizados em dois dias consecutivos. No primeiro dia foram realizadas as avaliações da mobilidade funcional por meio de teste funcional e aplicação de questionários para verificação do estado de saúde. No segundo dia de coleta foi realizada a avaliação do torque isométrico extensor do joelho e avaliação biomecânica da marcha. Para análise dos dados foram calculados: para os dados cinemáticos, velocidade, tempo de apoio, tempo de balanço, tempo de passada e tempo de duplo apoio; para os dados eletromiográficos, tempo motor, tempo pré-motor, tempo de reação e a co-contração antagonista; para as variáveis dinamométricas, pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque (TDT). Para análise estatística foi aplicado o teste MANCOVA para comparação entre os grupos e para identificação da variável discriminante foi aplicada a análise da função discriminante e área da curva ROC. Para verificar a associação entre as variáveis foi realizado o teste de correlação de Pearson. O nível de significância para todos os testes foi de $p < 0,05$.

Resultados: Mulheres com OAJ apresentaram maior comprometimento neuromuscular para todas as variáveis analisadas ($p < 0,05$). O torque extensor de joelho, TDT inicial e tardia, velocidade da marcha e pontuação no teste funcional foram as variáveis que melhor diferenciaram os grupos com limiares de $1,2 \text{ Nm Kg}^{-1}$, $2,06 \text{ Nm.s}^{-1} \text{ Kg}^{-1}$, $1,72 \text{ Nm.s}^{-1} \text{ Kg}^{-1}$, $1,07 \text{ ms}$, $9,8$, respectivamente.

Conclusão: Mulheres com OAJ apresentam comprometimento neuromuscular observado por análises cinemáticas, eletromiográficas e dinamométricas. Além disso, as variáveis biomecânicas torque, TDT, velocidade de marcha e teste funcional pode discriminar indivíduos acometidos pela doença e apresentam boa correlação com a condição clínica dos indivíduos.

Palavras-chave: taxa de desenvolvimento de torque, quedas, velocidade de marcha.

ABSTRACT

Introduction: Osteoarthritis is the most prevalent rheumatic disease in the population, with involvement of the knee joint being the most disabling clinical form of the disease. The classification of the severity of the disease is done by means of radiographic criteria, which does not show good agreement with the patient's symptoms, which makes difficult the elaboration of effective treatment strategies for the prevention of functional incapacity. Neuromuscular impairment is the most prevalent symptom of the disease and could be used as a new diagnostic model in order to better elucidate the clinical condition of these individuals.

Objective: To perform an electromyography, kinematic and dynamometric evaluation to identify the best biomechanical variable to discriminate individuals with and without knee osteoarthritis (KO) and establish cutoff threshold for these variables.

Methods: Participated in the study 68 women divided into groups with KO (n = 36) and control group (n = 32). The evaluation procedures were carried out on two consecutive days. On the first day, functional mobility assessments were performed through functional test and questionnaires were applied to verify the health status. On the second day of collection, knee extensor isometric torque was evaluated and gait biomechanical evaluation. To analyze the data were calculated: for kinematic data, velocity, support time, swing time, stance time and double support time; for electromyography data, motor time, pre-motor time, reaction time and antagonistic co-contraction; for the dynamometric variables, peak torque and rate of torque development (RTD). For statistical analysis, the MANCOVA test was applied for comparison between the groups and for identification of the discriminant variable it was applied to the analysis of the discriminant function and area of the ROC curve. To verify the association between variables performed in the Pearson correction test. The level of significance for all tests was $p < 0.05$.

Results: Women with KO presented greater neuromuscular impairment for all analyzed variables ($p < 0.05$). The knee extensor torque, early and late RTD, gait velocity, and functional test score were the variables that best discriminated the groups with thresholds of 1.2 Nm Kg⁻¹, 2.06 Nm.s⁻¹ Kg⁻¹, 1.72 Nm.s⁻¹ kg⁻¹, 1.07 ms, 9.8, respectively.

Conclusion: Women with KO present neuromuscular impairment observed by kinematic, electromyography and dynamometric analyzes. In addition, the biomechanical variables torque, RTD, gait speed and functional test can discriminate individuals affected by the disease and have a good correlation with the clinical condition of the individuals.

Key-words: rate of torque development, falls, gait speed.

1. INTRODUÇÃO

A osteoartrite é a segunda doença crônica que mais acomete a população, sendo considerada como maior causa de disfunção e condição de saúde que avança mais rapidamente (KOTTI, et al., 2014). No Brasil, cerca de 5% da população com idade entre 30 e 59 anos referem diagnóstico médico de osteoartrite e naqueles com idade entre 60 a 74 anos, a prevalência sobe para 16% (IBGE, 2017).

Entre as articulações acometidas, o joelho é a mais comumente afetada sendo caracterizada por progressiva degeneração da cartilagem e tecido periarticular, que resulta em estreitamento do espaço articular, formação de osteófitos e esclerose do osso subcondral (CHACUR, et al., 2010). Atualmente, segundo as recomendações do Colégio Americano de Reumatologia, o diagnóstico da doença é feito por meio de critérios clínicos e radiográficos que incluem queixa de dor e presença de osteófitos em exames de imagem somado a rigidez articular, crepitação ou idade superior a 50 anos. Além disso, a classificação da severidade da doença é feita com base nas alterações observadas em exames de imagem, podendo variar de grau I (leve a IV (severo).

Entretanto, apesar da classificação da severidade da doença ser feita por meio de exames de imagens, numerosos estudos têm demonstrado a falta de concordância entre as mensurações radiográficas da degeneração articular e os sintomas do paciente, o que dificulta a elaboração de um tratamento mais eficaz e contribui para maior desenvolvimento de incapacidade funcional nessa população (RUTHERFORD, 2013; PREECE, 2016). De acordo com Baker et al (2004), existe uma variabilidade em relação a força/potência muscular, nível de dor e comprometimento da função entre indivíduos com a mesma classificação radiográfica, indicando a limitação do exame de imagem como preditor de função.

O comprometimento da capacidade de gerar torque e potência muscular tem sido o sintoma mais predominante da osteoartrite de joelho (OAJ), responsável por 25% dos acometidos não poderem executar as principais atividades de vida diária, o que gera implicações econômicas e sociais (JORGE, et al., 2014, EDMONDS, et al., 2016). Estudos buscam compreender a magnitude dessas alterações neuromusculares por meio de análises biomecânicas afim de elucidar melhor a redução da mobilidade funcional decorrente da OAJ (TAS, et al., 2014; HAMACHER, et al., 2016; PARK, et al., 2016).

A redução da capacidade de gerar força em indivíduos com OAJ tem sido bem documentada na literatura. De acordo com Park et al (2016), o déficit de força muscular na OAJ acomete todo membro inferior, sendo mais pronunciado nos extensores de joelho, 40% menor

em relação a indivíduos da mesma faixa etária sem OAJ. Segundo Berger et al (2012), a fraqueza do quadríceps está mais associado a severidade clínica da doença do que os achados radiográficos. A redução de força nesses pacientes está relacionada ao hipotrofismo muscular, devido a inibição artrogênica e dor, como também com os déficits intrínsecos na contratilidade das fibras musculares, o que acarreta menor capacidade de realizar atividades como andar, sentar e levantar da cadeira, subir e descer escadas (CALLAHAN, et al, 2015).

De acordo com Reid et al (2015), a força juntamente com a potência muscular são consideradas um determinante da funcionalidade em pacientes com OAJ, sendo também a variável mais influenciada pela severidade da doença. Além disso, o comprometimento dessas variáveis biomecânicas afeta a capacidade de dissipar forças e gerar estabilidade dinâmica do joelho, o que contribui para danos a cartilagem, piora do quadro doloroso e maior probabilidade de quedas nessa população (CALDER, et al. 2014; REID, et al. 2015).

A fraqueza muscular de membros inferiores na OAJ leva ao aumento da co-contração e maior ativação dos músculos estabilizadores (glúteo médio, multífidos), independente dos achados radiográficos dessa articulação (DUFFELL, et al., 2014; AMIRI, et al. 2015). Essas alterações têm sido vistas com objetivo de reduzir a carga imposta ao joelho e aumentar a estabilidade articular dinâmica (MILLS, et al., 2013). No entanto, o aumento da ativação do músculo bíceps femoral pode resultar em fadiga precoce e prejudica o mecanismo de absorção de impacto no joelho, predispondo essa articulação a uma biomecânica desfavorável e aceleração dos danos articulares (AMIRI, et al. 2015). Preece et al. (2016) afirma que a excessiva co-contração (quadríceps/isquiotibiais) aumenta as chances de o paciente evoluir para artroplastia total de joelho.

As alterações no padrão de ativação muscular na OAJ são vistas em diferentes atividades funcionais. A marcha é considerada a atividade de vida diária mais realizada e, por isso, a tarefa motora mais estudada (ALKEJAER, et al., 2015). Rutherford et al (2013) e Severejns et al (2016) observaram aumento e prolongamento da ativação do bíceps femoral durante a fase de apoio da marcha, que representa um esforço para aumentar a estabilidade articular; e diminuição da ativação do vasto medial na fase de resposta a carga, que implica em maior sobrecarga articular.

As mudanças no padrão de marcha também envolvem alterações cinemáticas do movimento, como por exemplo maior tempo de apoio e duplo apoio, redução do tempo de balanço no membro não acometido e menor comprimento do passo, que sobrepõe aquelas decorrentes do envelhecimento e são vistas como estratégias para minimizar a dor e proteger a articulação do joelho (VASCONCELOS, et al., 2007; TAS, et al., 2014; CLERMONT, et al.,

2016). Haja vista que essas alterações proporcionam diminuição da velocidade de marcha, a estratégia adotada durante a marcha pode afetar negativamente o nível de mobilidade funcional desses indivíduos (LaROCHE, et al., 2011).

As alterações neuromusculares observadas em indivíduos com OAJ podem explicar melhor a condição clínica e nível de funcionalidade desses pacientes em relação aos achados radiográficos dessa articulação. Com base nesse comprometimento do sistema neuromuscular decorrente da doença, o presente estudo busca identificar se alguma variável biomecânica é capaz de discriminar indivíduos acometidos pela OAJ e conseqüentemente, fornecer subsídios para que as intervenções não farmacológicas sejam mais eficazes e proporcionem redução da incapacidade funcional dessa população.

Nesse sentido, o presente estudo procurou comparar variáveis biomecânicas entre indivíduos com e sem OAJ por meio de uma avaliação cinemática, eletromiográfica e dinamométrica e identificar a variável capaz de discriminar os grupos. O segundo objetivo desse estudo foi estabelecer valores de corte para as variáveis discriminantes e verificar sua correlação com a pontuação do questionário de funcionalidade. A primeira hipótese desse estudo é que indivíduos com OAJ apresentarão redução do torque e potência dos extensores de joelho, maior nível de coativação muscular, tempo de apoio, duplo apoio e passada, menor velocidade de marcha e aumento das variáveis temporais da ativação muscular em relação ao grupo controle. A segunda hipótese é que as variáveis biomecânicas relacionadas a força muscular serão melhores discriminantes de indivíduos com e sem OAJ em relação as variáveis cinemáticas e eletromiográficas.

2. MÉTODOS

2.1 Participantes

Participaram desse estudo 71 indivíduos divididos em grupo com Osteoartrite de Joelho (GOAJ) e grupo controle (GC). Para o GOAJ (n= 39; 66,8±7,7 anos) os indivíduos apresentavam diagnóstico radiológico de OA tibiofemoral, confirmado segundo os critérios do Colégio Americano de Reumatologia e pontuação no WOMAC maior que 21 (MURRAY, et al. 2015). Para o GC (n= 32; 64,9±7,1 anos) os indivíduos não apresentavam histórico de alterações relacionadas a doenças crônico-degenerativas em membros inferiores. O tamanho da amostra foi determinado pelo programa G*Power (efeito = 0.85, poder = 0.95, erro α = 0.05, N amostral para

cada grupo = 20, variável de desfecho = taxa de desenvolvimento de torque). A tabela 1 apresenta as características dos participantes do estudo.

Os critérios de elegibilidade desse estudo foram: sexo feminino, idade entre 50-75 anos, capazes de deambular sem auxílio de dispositivos de marcha e não apresentarem outras doenças reumáticas em membros inferiores, artroplastia total ou parcial de joelho e/ou quadril, lesões nos membros inferiores nos últimos seis meses pregressos ao estudo ou outras doenças que impossibilitassem a execução dos testes.

O presente estudo foi aprovado pelo comitê de ética local (1.503.496/2015) e todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Tabela 1: Caracterização da amostra.

	GOAJ (n = 39)	GC (n = 32)	p
Idade (anos)	66,8 ±7,71	64,9 ±7,12	0,36
Massa Corporal (Kg)	76,18 ±15,01	66,42 ±10,54	0,22
Estatura (m)	1,56 ±0,06	1,55 ±0,06	0,88
IMC (kg/m ²)	30,89 ±4,9	27,45 ±4,46	0,96
Número de quedas (12 meses pregressos)	2,70±0,36	1,47±0,5	0,60

Valores de média ± desvio padrão. GOAJ (grupo osteoartrite de joelho), GC (grupo controle).

2.2 Avaliação da Funcionalidade

Para a avaliação do impacto da doença na vida dos voluntários foi aplicado o questionário *Western Ontario and McMaster Universities (WOMAC)* que é composto por 24 questões agrupadas em três dimensões: cinco para avaliar dor, duas para rigidez articular e 17 para capacidade física. O escore do WOMAC pode variar de 0 a 96 e ser dividido em três escores diferentes: dor (0-20), rigidez articular (0-8) e capacidade física (0-68), sendo que quanto maior a pontuação nesse questionário maior é o impacto da doença (Fernandes, et al., 2003).

Além disso foi aplicada a escala de mobilidade funcional *Short Physical Performance Battery (SPPB)* que avalia equilíbrio, velocidade de marcha e indiretamente, a força de membros inferiores por meio do movimento de sentar e levantar da cadeira. Para essa escala, quanto menor a pontuação obtida nos testes menor o desempenho funcional do indivíduo (CESARI, et al., 2006, NAKANO, et al., 2007).

2.3 Avaliação do Torque Articular do Joelho

A avaliação do torque muscular extensor de joelho foi realizada no membro acometido pela OAJ em pacientes com doença unilateral e no membro mais acometido nos casos de comprometimento bilateral. Para as voluntárias do grupo controle a avaliação foi realizada no membro dominante. Antes do início do protocolo de avaliação foi feita uma familiarização com o equipamento composta por 2 contrações submáximas e 2 contrações máximas do grupo muscular a ser avaliado (COSTA et al, 2010). Entre a familiarização e o início dos procedimentos de coleta de dados houve um intervalo de 05 minutos afim de evitar a fadiga do grupo muscular avaliado. Além disso, previamente a avaliação do torque articular, foi aplicada a *Escala Visual Analógica* para o controle da dor na hora do teste.

O protocolo de avaliação consistiu de 3 contrações isométricas voluntárias máximas para o movimento extensão da articulação do joelho, por um período de 5 segundos, com intervalo de 30 segundo entre cada contração (HARTMANN et al., 2009). As voluntárias foram posicionadas sentadas na cadeira extensora com o joelho a 90° de flexão (0° extensão completa). O tronco e o membro inferior contralateral foram estabilizados por cintos. A figura 1 ilustra o posicionamento da voluntária. Uma célula de carga (Noraxon®), com frequência de amostragem de 100 Hz, foi acoplada a alavanca da cadeira extensora para aquisição dos dados de torque articular.

As voluntárias foram instruídas e encorajadas a realizar a força o mais forte e rápido possível em resposta ao estímulo luminoso posicionado a frente das participantes (luz simples acesa/apagada, sincronizada com o eletromiógrafo).



Figura 1: Posicionamento da voluntária para avaliação do torque dos extensores de joelho.

2.4 Avaliação da Marcha

A avaliação da marcha foi realizada em uma passarela de 14 metros de comprimento e 1 metro de largura, sendo que os primeiros 2 metros e os últimos 2 metros de comprimento da passarela foram desconsiderados na análise dos dados para evitar possíveis influências do processo de aceleração e desaceleração da marcha (HOLLMAN et al., 2007; DOI et al., 2010).

Após a familiarização com o teste de marcha, as voluntárias foram orientadas, por meio de estímulo verbal, a andar sobre a passarela na velocidade que realizam suas atividades de vida diária (BERTUCCO, CESARI, 2009; PERRY et al., 2010). Foram realizadas cinco tentativas para a avaliação da marcha.

Para obtenção dos dados cinemáticos foram utilizados sensores de pressão *Foot Switches* (Noraxon®, Phoenix, EUA) posicionados no calcâneo e na base do hálux, bilateralmente.



Figura 2: Posicionamento dos sensores de pressão para determinação das fases da marcha.

2.5 Avaliação do Sinal Eletromiográfico

A avaliação eletromiográfica foi realizada durante o teste de força muscular dos extensores de joelho e na marcha. Para a captação dos sinais eletromiográficos foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos (Noraxon®, Phoenix, EUA), de 4 canais, *software* Myoresearch (Noraxon®, Phoenix, EUA), calibrado com frequência de amostragem de 1000 Hz e ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento).

Foram utilizados eletrodos descartáveis de superfície de Ag/AgCl (Miotec®, Porto Alegre, Brasil), em configuração bipolar, com área de captação de 1cm de diâmetro e distância intereletrodos de 2cm. Previamente a colocação dos eletrodos, foi realizada a tricotomia e limpeza

da pele com álcool, como forma de evitar possíveis interferências no sinal eletromiográfico (GONÇALVES, BARBOSA, 2005). Os eletrodos foram fixados no membro inferior acometido para o grupo com OAJ e no membro inferior dominante para os voluntários do grupo controle, sobre os músculos: bíceps femoral (BF – 50% da distância entre a tuberosidade isquiática e epicôndilo lateral da tíbia), vasto medial (VM – 80% da distância entre a espinha ilíaca antero superior e borda superior da patela) e vasto lateral (VL – 2/3 da distância entre a espinha ilíaca antero superior e borda lateral da patela) (HERMENS et al., 2000).

2.6 Análise dos dados

2.6.1 Torque Articular

Os dados de torque articular foram processados em rotinas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®), utilizando filtro *butterworth* de 4ª ordem com frequência de corte de 3 Hz (CROZARA, et al., 2013). Os dados de torque foram normalizados pela massa corporal das voluntárias. O pico de torque foi determinado pelo maior valor de torque obtido após o início da contração muscular e foi realizada a média dos valores das três contrações realizadas.

A taxa de desenvolvimento de torque foi calculada por meio do *slope* da curva do torque versus tempo, em janelas de 0-30 ms e 0-200 ms, de acordo com a seguinte equação (LaROCHE, et al., 2010):

$$TDT_{(1,50)} = \frac{(Torque_{n=50} - Torque_{n=1})}{(FA/50)}$$

Onde, TDT representa a taxa de desenvolvimento de torque, Torque_{n=50} representa o valor de torque da 50ª amostra, e Torque_{n=1} representa o valor de torque da 1ª amostra, FA representa a frequência de amostragem do equipamento (1000 amostras/segundo) e 50 representa o número de amostras no conjunto.

2.6.2 Cinemática

Para a análise dos dados cinemáticos foram utilizadas 40 passadas (MARQUES, et al., 2017) e foram calculadas as variáveis temporais: velocidade, tempo de apoio, tempo de balanço,

tempo de passada e tempo de duplo apoio por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®).

2.6.3 Eletromiografia

Os dados eletromiográficos foram processados por meio de rotinas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®), utilizando filtro passa banda 20-500 Hz, retificado por onda inteira e filtro *butterworth* de 4ª ordem, com frequência de corte de 10 Hz (MARQUES, et al., 2013).

Para o cálculo do percentual de co-contração entre os músculos VM/BF durante a marcha, foi aplicado a equação proposta por Winter (1990) e Candotti et al. (2009):

$$\%COCON = 2 \times \frac{\text{área comum de A\&B}}{\text{área de A} + \text{área de B}} \times 100\%$$

O *%COCON* é o percentual de co-contração entre dois músculos antagonistas A e B, como por exemplo, VM e BF. A *área A* é a curva suavizada da atividade EMG do músculo A e a *área B* é a curva suavizada da atividade EMG do músculo B; A *área comum A&B* é a curva comum da atividade EMG do músculo A e do músculo B (WINTER, 1990; CANDOTTI et al., 2009). Para essa análise, quanto maior o percentual obtido, maior o nível de coativação entre os músculos BF/VM.

Além disso foram analisados os componentes temporais da ativação muscular durante o teste de força máxima de extensão de joelho, sendo determinado o tempo para atingir o pico de torque, definido como o tempo entre o estímulo luminoso e o pico de torque; tempo de reação, definido como tempo entre o estímulo luminoso e o *onset* do torque; tempo pré-motor, definido como o tempo entre o estímulo luminoso e o *onset* eletromiográfico, e tempo motor, definido como tempo entre o *onset* eletromiográfico e *onset* do torque (LaROCHE, et al., 2010, CROZARA, et al., 2013).

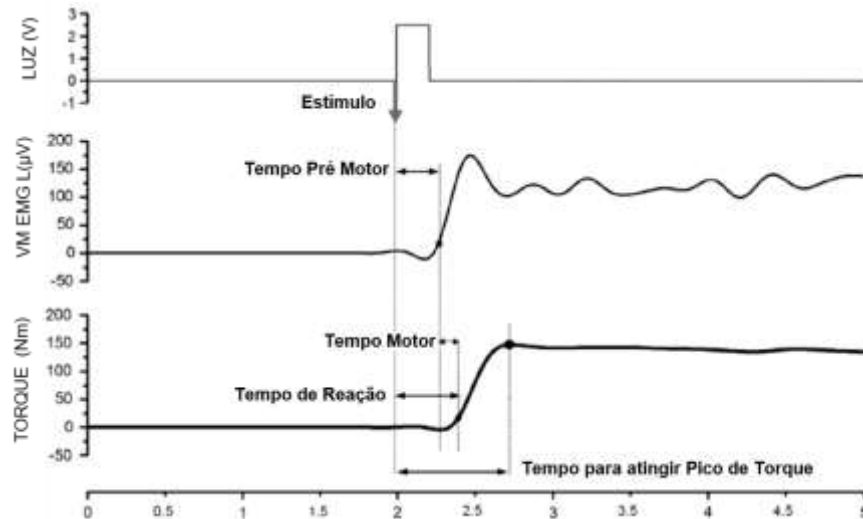


Figura 3: Componentes temporais da ativação muscular. (Adaptado de Crozara, et al., 2013).

2.7 Análise Estatística

A análise estatística foi realizada por meio do software PASW *statistics* 18.0® (SPSS). Após a verificação da normalidade e homogeneidade dos dados pelo teste de *Shapiro-Wilk* e foi aplicado o teste de Análise de Covariância Multivariada (MANCOVA) para comparação entre os grupos, sendo utilizada para os dados cinemáticos a co-variável a velocidade de marcha. A Curva de Característica de Operação do Receptor (Curva ROC) foi utilizada para avaliar a sensibilidade e especificidade das variáveis biomecânicas em discriminar indivíduos com e sem osteoartrite de joelho. Posteriormente, foi realizada a Análise da Função Discriminante por *Step Wise* para estabelecer o valor de corte dessas variáveis. A Correlação de Pearson foi utilizada para verificar a relação das variáveis discriminantes com a funcionalidade dos indivíduos. Em todos os testes estatísticos foi adotado o nível de significância de $p < 0.05$.

3. RESULTADOS

3.1 Mobilidade Funcional

A tabela 2 apresenta os dados referentes ao status funcional avaliado por meio do questionário WOMAC, no qual houve diferença significativa para todos os subitens analisados ($p < 0,001$), com maiores valores para indivíduos com OAJ em relação ao grupo controle. Para a

escala SPPB, o grupo OAJ apresentou tempo 48% superior ($p < 0,001$) para caminhar por quatro metros e 30% superior para sentar e levantar da cadeira por cinco vezes consecutivas ($p < 0,001$). Não houve diferença significativa entre os grupos para os testes de equilíbrio.

Tabela 2: Características da amostra quanto a mobilidade funcional.

	GOAJ	GC	p
WOMAC			
<i>Intensidade da dor (0-20)</i>	8,87±2,93	0,33±0,56	<0,001
<i>Rigidez (0-8)</i>	3,08±1,61	0	<0,001
<i>Capacidade Física (0-68)</i>	30,70±6,06	5,70±2,33	<0,001
<i>Total (0-96)</i>	42,66±8,61	6,04±2,36	<0,001
SPPB			
<i>Equilíbrio (s)</i>	9,32±1,8	9,69±1,3	0,361
<i>Velocidade de marcha (s)</i>	5,55±1,34	3,74±1,04	<0,001
<i>Sentar e Levantar (s)</i>	14,03±4,1	10,78±2,8	<0,001
<i>Total</i>	9,6 ±1,73	11,10 ±1,09	<0,001

Valores de média ± desvio padrão. GOAJ (grupo osteoartrite de joelho), GC (grupo controle). WOMAC: Western Ontario and McMaster Universities, SPPB: Short Physical Performance Battery.

3.2 Torque, taxa de desenvolvimento de torque e variáveis temporais da ativação muscular

A MANCOVA mostrou diferença significativa entre os grupos ($p < 0,001$) e não houve significância para a co-variável peso corporal ($p = 0,108$).

O torque extensor de joelho do grupo com OAJ foi 54% menor em relação ao grupo controle (Tabela 3). Em relação a TDT, encontrou-se menores valores no grupo OAJ tanto na fase inicial como tardia da contração muscular, sendo, respectivamente, 49% e 36% inferior em relação ao controle. O tempo de reação, tempo pré motor do músculo VL e tempo para atingir pico de torque no GOAJ foram 11%, 36% e 24%, respectivamente, maiores em relação ao grupo controle (Tabela 3). O percentual de co-contração foi 14% maior no grupo OAJ ($p = 0,045$).

Tabela 3: Pico de torque, taxa de desenvolvimento de força e componentes temporais da ativação muscular durante a extensão do joelho em mulheres com OAJ e controle.

	GOAJ	GC	P
Torque Extensor do Joelho (Nm.Kg ⁻¹)	0,93±0,33	1,43±0,40	< 0,001
TDT 30ms (Nm.s ⁻¹ .Kg ⁻¹)	1,64±0,53	2,44±0,73	0,001
TDT 200ms (Nm.s ⁻¹ .Kg ⁻¹)	1,45±0,49	1,98±0,52	0,001
Tempo Pico de Torque (s)	3,55±1,3	2,87±1,4	0,033
Tempo Motor VM (s)	0,17±0,08	0,18±0,07	0,888
Tempo Motor VL (s)	0,20±0,09	0,19±0,08	0,668
Tempo Pré Motor VM (s)	0,67±0,10	0,55±0,22	0,055
Tempo Pré Motor VL (s)	0,75±0,20	0,48±0,27	0,008
Tempo de Reação (s)	0,86±0,19	0,77±0,15	0,003
Co-contração VM/BF (%)	56,65±12,28	49,43±17,0	0,045

Valores de média ± desvio padrão. GOAJ (grupo osteoartrite de joelho), GC (grupo controle), VM (vasto medial), BF (bíceps femoral).

3.3 Cinemática

A MANCOVA mostrou diferença significativa entre os grupos ($p < 0,001$) e não houve significância para a co-variável velocidade de marcha ($p = 0,611$). O GOAJ apresentou maior tempo de apoio, passada e duplo apoio sendo, respectivamente, 17%, 8% e 33% superior em relação ao grupo controle (Tabela 4). Além disso, o GOAJ apresentou menor tempo de balanço do membro não acometido e redução de 11% na velocidade de marcha.

Tabela 4: Análise das variáveis cinemáticas da marcha em mulheres com OAJ e controle.

	GOAJ	GC	P
Tempo de Apoio (s)	0,58±0,12	0,48±0,11	< 0,001
Tempo de balanço (s)	0,48±0,11	0,57±0,16	< 0,001
Tempo de Passada (s)	1,11±0,13	1,02±0,13	0,016
Tempo Duplo Apoio (s)	0,15±0,08	0,10±0,04	0,020
Velocidade de Marcha (m/s)	1,01±0,16	1,12±0,17	0,017

Valores de média ± desvio padrão. GOAJ (grupo osteoartrite de joelho), GC (grupo controle).

A análise da função discriminante Step Wise e Curva ROC mostraram que as variáveis que melhor diferenciam quem tem OAJ são torque extensor do joelho ($p < 0,001$), TDT 30ms ($p < 0,001$), TDT 200ms ($p < 0,001$), velocidade de marcha ($p = 0,005$) e pontuação total no SPPB ($p < 0,001$) (Tabela 5). A função discriminante foi utilizada para calcular o valor de corte das variáveis preditivas, conforme mostra a tabela 5.

Tabela 5: Sensibilidade, Especificidade, Área da Curva ROC e valor de corte para as variáveis discriminantes de OAJ.

	Sensibilidade	Especificidade	Área da Curva ROC	Valor de Corte
Torque	77,8%	68,8%	0,847	1,2 Nm.Kg ⁻¹
TDT 30 ms	88,9%	68,9%	0,781	2,06 Nm.s ⁻¹ Kg ⁻¹
TDT 200ms	80,6%	85%	0,771	1,72 Nm.s ⁻¹ Kg ⁻¹
Velocidade	75%	59,4%	0,696	1,07 ms
SPPB total	60,3%	84,4%	0,836	9,8
Tempo de Apoio	66,7%	65,6%	0,673	-
Tempo de Balanço	52,8%	59,4%	0,516	-
Duplo Apoio	58,3%	62,5%	0,328	-
Tempo de Passada	58,3%	59,4%	0,398	-
Tempo de Reação	69,4%	59,3%	0,287	-
Tempo Pré Motor	63,3%	44,4%	0,567	-
Tempo Motor	42,9%	57,1%	0,438	-
Tempo Pico Torque	66,6%	75%	0,334	-
Co-contração	61,1%	46,9%	0,437	-

TDT: Taxa de Desenvolvimento de Torque, SPPB: Short Physical Performance Battery.

A análise de correlação de Pearson mostrou que as variáveis discriminantes de indivíduos com e sem OAJ apresentam correlação negativa com o nível de funcionalidade, conforme mostra a tabela 6.

Tabela 6: Correlação entre as variáveis discriminantes e o nível de funcionalidade dos indivíduos, avaliado por meio do questionário WOMAC.

	Torque	TDT 30ms	TDT 200ms	Velocidade de marcha	SPPB
WOMAC					
R ²	-0,854	-0,456	-0,618	-0,632	-0,653
P	<0,001	0,014	<0,001	<0,001	<0,001

WOMAC: Western Ontario and McMaster Universities, TDT: Taxa de Desenvolvimento de Torque, SPPB: Short Physical Performance Battery.

4. DISCUSSÃO

O presente estudo sustenta a hipótese inicial que indivíduos com OAJ apresentam comprometimento do desempenho funcional em relação ao grupo controle, observado nas análises eletromiográfica, cinemática e dinamométrica. Além disso, o aspecto mais relevante desse estudo é demonstrar que as variáveis biomecânicas torque extensor de joelho, TDT a 30 e 200 ms, velocidade de caminhada e score total na escala de mobilidade SPPB podem ser usadas para discriminar mulheres com OAJ e possuem relação com o status clínico desses indivíduos.

A utilização de variáveis biomecânicas para identificar déficits funcionais pode fornecer informações mais precisas do sistema neuromuscular que podem contribuir para melhor avaliação do status funcional de indivíduos com OAJ em relação aos exames de imagem.

O presente estudo demonstrou que a variável taxa de desenvolvimento de torque no janelamento de 0-30 ms e 0-200 ms apresentou melhor especificidade e sensibilidade para diferenciar indivíduos com e sem OAJ, sendo que dos 36 participantes desse estudo com OAJ, 32 foram classificados corretamente com a doença na TDT inicial e 29 voluntários na TDT tardia. De acordo com Aagaard et al (2002) e Muffiuletti et al (2016), a TDT representa a capacidade de gerar força rapidamente e está relacionada com a capacidade de executar tarefas funcionais, sendo mais sensível para detectar alterações agudas e crônicas na função neuromuscular.

A TDT inicial (0-30ms) tem maior influência de fatores neurais, ou seja, depende da frequência de disparo das unidades motoras no início da contração muscular (AAGAARD, et al., 2003). De acordo com Callahan et al (2015) e Davison et al (2017), a menor TDT inicial em indivíduos com OAJ está relacionada a inibição artrogênica secundária a dor, que resulta na diminuição da ativação voluntária do quadríceps. Nossos achados também mostram comprometimento da ativação neural no grupo com OAJ por meio da variável tempo pré motor do músculo VL que foi 36% maior em relação ao grupo controle. Essa incapacidade de gerar impulsos nervosos rápidos em curto período associado ao maior tempo para atingir o pico de torque pode predispor esses indivíduos a quedas, contribuindo para piora da mobilidade funcional (LaROCHE, et al., 2010, MORCELLI, et al 2015). No presente estudo, o número de quedas nos últimos doze meses foi maior no grupo com OAJ.

Em relação a TDT tardia (0-200ms), ela é mais influenciada pelas características do músculo, como o tipo de fibra, área de secção transversa e *stiffness* da unidade musculotendínea e capacidade de gerar força máxima (AAGAARD, et al. 2002, ANDERSEN, et al., 2009). As fibras do tipo II geram maior TDT por terem maior liberação de cálcio por potencial de ação, bem como a ação da miosina, troponina e tropomiosina três vezes mais rápidas e limiar de recrutamento menor (AAGAARD, et al. 2002; LaROCHE, et al. 2010). De acordo com Calder et al (2014) e Callahan et al (2015), indivíduos com OAJ apresentam menor área de secção transversa do músculo quadríceps e menor quantidade de fibras do tipo II em relação a indivíduos sem a doença. Além disso, a velocidade de contração das fibras do tipo I é menor, o que contribui para redução mais significativa da TDT nessa população. Nós encontramos o valor de corte de $2,06 \text{ Nm}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{Kg}^{-1}$ para TDT inicial e $1,72 \text{ Nm}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{Kg}^{-1}$ para TDT tardia, que pode ser utilizada para identificar indivíduos com OAJ.

O torque extensor isométrico de joelho também foi capaz de diferenciar os grupos. De acordo com Murray et al (2015) e Callahan et al (2015), as alterações nas propriedades intrínsecas do músculo ocorrem de maneira mais acentuada do que a força muscular, o que pode contribuir para menor sensibilidade dessa variável em relação a TDT. Entretanto, o torque muscular é uma variável importante para indivíduos com OAJ, cujo déficit chega a ser 40% maior em relação a indivíduos da mesma faixa etária sem a doença (PARK, et al., 2016), sendo que na amostra estudada essa diferença foi de 54%. A redução da força do quadríceps proporciona menor estabilidade e maior sobrecarga articular durante as atividades funcionais, sendo, portanto, relacionada com a progressão da OAJ (AMIRI, et al 2015; PARK, et al., 2016). De acordo com Kean et al (2017), as altas cargas articulares no joelho durante a marcha ocorrem por fraqueza

muscular, que compromete sua função de desaceleração do membro inferior antes do contato com o solo, para reduzir o impacto.

O pico de torque extensor de joelho também foi correlacionado negativamente com escore de função auto relatada avaliada pelo WOMAC, sendo que quanto maior déficit de força menor desempenho funcional. De acordo com Ploutz-Snyder (2002), valores de torque extensor de joelho inferior a $1,5 \text{ Nm Kg}^{-1}$ são utilizados para identificar limitações de mobilidade e dificuldade em realizar as tarefas cotidianas. No presente estudo o valor de corte de $1,2 \text{ Nm Kg}^{-1}$ foi estabelecido para diagnosticar indivíduos com OAJ, apesar da diferença entre os limiares ser de apenas 20%, demonstra maior comprometimento funcional nessa população.

A redução da força muscular de membros inferiores e os atrasos de ativação neuromuscular tem sido relacionado com a diminuição da velocidade de marcha em idosos e conseqüentemente maior propensão a quedas (HICKS, et al., 2012; LaROCHE, et al., 2011). A literatura estabelece um valor de velocidade de marcha entre $1,2\text{-}1,4 \text{ ms}^{-1}$ como seguro para realização das tarefas diárias, incluindo travessia de rua (MANINI, et al., 2007). As mulheres com OAJ participantes dessa pesquisa apresentaram média de velocidade 16% inferior a esse limiar e um valor de corte de $1,07 \text{ ms}^{-1}$ para discriminação dos grupos. De acordo com Manini et al. (2007), torque extensor de joelho abaixo de $1,34 \text{ Nm Kg}^{-1}$ resulta em baixas velocidades habitual de marcha. No presente estudo, a redução da velocidade de marcha no grupo OAJ pode ser resultado não apenas da redução da força muscular, cuja média foi de $0,93 \text{ Nm Kg}^{-1}$, mas também de alterações nos parâmetros cinemáticos da marcha como maior tempo de apoio e duplo apoio no membro acometido associado com redução do tempo de balanço no membro não acometido. Essas alterações no padrão de marcha podem ser interpretadas como uma estratégia para reduzir a dor e conseqüentemente a sobrecarga imposta ao joelho com OA (BENNEL, et al., 2013).

O comprometimento do desempenho funcional em decorrência da doença pode ser observado também por meio da escala de mobilidade funcional SPPB, na qual houve diferença significativa entre os grupos. Essa escala tem sido considerada um instrumento eficaz para avaliar o desempenho físico dos membros inferiores, sendo um forte preditor de declínio funcional (CESARI, et al., 2006). Apesar desse teste funcional não exigir uso de instrumentação biomecânica, ele apresentou boa especificidade e área de precisão (Curva Roc) na diferenciação dos grupos avaliados. O valor de corte apresentado nesse estudo como discriminatório é de 9,8. A vantagem de se usar um teste funcional para avaliação de indivíduos com algum comprometimento neuromuscular é sua fácil aplicabilidade na clínica e não ter custo.

O aspecto mais importante desse estudo foi identificar variáveis biomecânicas que pudessem discriminar indivíduos com OAJ de voluntários na mesma faixa etária sem a doença, uma vez que as características radiológicas utilizadas atualmente como classificação da severidade da doença na grande maioria das vezes não condizem com os sintomas clínicos do paciente. Nesse sentido identificamos que a TDT inicial e tardia, torque extensor de joelho, velocidade de marcha e a pontuação total da escala SPPB foram classificadas como os melhores discriminantes da OAJ de todas as variáveis cinemáticas, eletromiográficas e dinamométricas analisadas. Essas variáveis apresentaram correlação com o nível de funcionalidade, reafirmando nossa hipótese inicial que o comprometimento neuromuscular pode elucidar melhor a condição clínica desses pacientes. Ressaltamos que na população estudada nenhuma dessas variáveis foi capaz de discriminar os grupos com 100% de especificidade e sensibilidade, assim, os autores recomendam a associação dessas variáveis como estratégia para identificar indivíduos com OAJ.

A limitação desse estudo se refere aos valores de ponto de corte estabelecidos para as variáveis discriminantes que podem ser específicos para essa amostra, sendo que a extrapolação dos dados deve ser feita com cautela. Além disso, estudos futuros devem ser conduzidos para validação dos valores apresentados em amostras maiores e mais diversificadas.

5. CONCLUSÃO

Mulheres com osteoartrite de joelho apresentam comprometimento neuromuscular em relação a mulheres na mesma faixa etária sem a doença. Entre as variáveis cinemáticas, eletromiográficas e dinamométricas analisadas, a TDT, torque extensor de joelho, velocidade de marcha e pontuação total da escala SPPB são as variáveis que podem melhor discriminar indivíduos que tem OAJ. As variáveis velocidade de marcha e pontuação do SPPP podem ser facilmente obtidas na prática clínica, sendo uma importante ferramenta para avaliar a progressão da doença bem como a eficácia dos tratamentos para prevenção de incapacidade funcional nessa população.

Conflito de Interesse

Os autores declaram não haver conflito de interesses que possam enviesar esse estudo.

Agradecimentos

A Coordenadoria de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro a pesquisa.

REFERENCIAS

- AAGAARD, P.; SIMONSEN, E. B.; ANDERSEN, J. L.; MAGNUSSON, P.; DYHRE-POULSEN, P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology*, v. 93, p. 1318–1326, 2002.
- AAGAARD, P. Training-induced changes in neural function. *Exercise Sport Science*, v. 31, p. 61-67, 2003.
- ALKJAER, T.; RAFFALT, P.C.; DALSGAARD, H.; SIMONSEN, E.B.; PETERSEN, N.C.; BLIDDAL, H., et al. Gait variability and motor control in people with knee osteoarthritis. *Gait & Posture*. V. 42, p. 479-84, 2015.
- AMIRI, P.; HUBLEY-KOZEY, C.L.; LANDRY, S.C.; STANISH, W.D.; ASTEPHEN-WILSON, J.L. Obesity is associated with prolonged activity of the quadriceps and gastrocnemii during gait. *Journal of Electromyography Kinesiology*, v. 25, p. 951-958, 2015.
- ANDERSEN, L. L.; ANDERSEN, J. L.; ZEBIS, M.K.; AAGAARD, P. Early and late rate of force development: differential adaptive responses to resistance training? *Journal of Medicine & Science in Sports*, 2009.
- BERGER, M.J.; MCKENZIE, C.A.; CHESS, D.G.; GOELA, A.; DOHERTY, T.J. Quadriceps neuromuscular function and self-reported functional ability in knee osteoarthritis. *Journal of Applied Physiology*, v. 113, p. 255-262, 2012.
- BERTUCCO, M.; CESARI, P. Dimensional analysis and ground reaction forces for stair climbing: Effects of age and task difficulty. *Gait & Posture*, v. 29, p. 326-331, 2009.
- CALDER, K.M., ACKER, S.M., ARORA, N., BEATTIE, K.A., CALLAGHAN, J.P., ADACHI, J.D. et al. Knee power is an important parameter in understanding medial knee joint load in knee osteoarthritis. *Arthritis Care & Research*, v. 66, p. 687-694, 2014.
- CALLAHAN, D.M.; TOURVILLE, T.W.; SLAUTERBECK, J.R.; ADES, P.A.; STEVENS-LAPSLEY, J.; BEYNNON, B.D.; et al. Reduced rate of knee extensor torque development in older adults with knee osteoarthritis is associated with intrinsic muscle contractile deficits. *Experimental Gerontology*. v. 72, p. 16-21, 2015.
- CANDOTTI, C. T; LOSS, J. F; BEGATINI, D; SOARES, D. P; ROCHA, E. K; OLIVEIRA, A. R; GUIMARÃES, A. C. S. Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, p. 915-921, 2009.
- CESARI, M.; ONDER, G.; RUSSO, A.; ZAMBONI, V.; BARILLARO, C.; FERRUCCI, L.; PAHOR, M.; BERNABEI, R.; LANDI, F. Comorbidity and Physical Function: result from the Aging and Longevity Study in the Sirente Geographic Area. *Gerontology*, v. 52, p. 24-32, 2006.

CLERMONT, C.A.; BARDEN, J.M. Accelerometer-based determination of gait variability in older adults with knee osteoarthritis. *Gait & Posture*, v. 50, p. 126-130, 2016.

CHACUR, E.P.; SILVA, L.O.; LUZ, G.C.P.; KAMINICE, F.D.; CHEIK, N.C. Avaliação antropométrica e do ângulo quadricipital na osteoartrite de joelho em mulheres obesas. *Fisioterapia e Pesquisa*, v. 17, p. 220-224, 2010.

COSTA, R. A.; OLIVEIRA, L. M.; WATANABE, S.H.; JONES , A.; NATOUR, J. Isokinetic assessment of the hip muscles in patients with osteoarthritis of the knee. *Clinics*, v. 65, p. 1253-1259, 2010.

CROZARA, L.F.; MORCELLI, M.H.; MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; SPINOSO, D.H.; NETO, A.A.; CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M. Motor readiness and joint torque production in lower limbs of older women fallers and non-fallers. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 23, p. 1131-1138, 2013.

DAVISON, M.J.; MALY, M.R.; KEIR, P.J.; HAPUHENNEDIGE, S.M.; KRON, A.T.; ADACHI, J.D.; et al. Lean muscle volume of the thigh has a stronger relationship with muscle power than muscle strength in women with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, v. 41, p. 92-97, 2017.

DOI, T.; YAMAGUCHI, R.; ASAI, T.; KOMATSU, M.; MAKIURA, D.; SHIMAMURA, M.; HIRATA, S.; ANDO, H.; KUROSAKA, M. The effects of shoe fit on gait in community-dwelling older adults. *Gait & Posture*, v. 32, p. 274-278, 2010.

DUFFELL, L.D.; SOUTHGATE, D.F.L.; GULATI, V.; MCGREGOR, A.H. Balance and gait adaptations in patients with early knee osteoarthritis. *Gait & Posture*, v. 39, p. 1057-1061, 2014.

EDMONDS, D.W. ;MCCONNELL, J.; EBERT, J.R.; ACKLAND, T.R.; DONNELLY, C.J. Biomechanical, neuromuscular and knee pain effects following therapeutic knee taping among patients with knee osteoarthritis during walking gait. *Clinical Biomechanics*, v. 39, p. 28-43, 2016.

GONÇALVES, M; BARBOSA, F. Análise de parâmetros de força e resistência dos músculos eretores da espinha lombar durante a realização de exercício isométrico em diferentes níveis de esforço. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 11, p. 102-114, 2005.

HAMACHER, D.; RUDOLF, M.; LOHMANN, C.; SCHEGA, L. Pain severity reduction in subjects with knee osteoarthritis decreases motor-cognitive dual-task costs. *Clinical Biomechanics*, v. 39, p. 62-64, 2016.

HARTMANN, A.; KNOLS, R.; MURER, K.; BRUIN, E. D. Reproducibility of an Isokinetic Strength-Testing Protocol of the Knee and Ankle in Older Adults. *Gerontology*, v. 55, p. 259–268, 2009.

HERMENS, J.H.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 10, p. 361–374, 2000.

HICKS, G.E.; SHARDELL, M.; ALLEY, D.E.; MILLER, R.R.; BANDINELLI, S.; GURALNIK, J.; LAURENTANI, F.; SIMONSICK, E.M.; FERRUCCI, L. Absolute Strength and Loss of Strength as Predictors of Mobility Decline in Older Adults: The InCHIANTI Study. *Journal of Gerontology*, v. 67, n. 1, p. 66-73, 2012.

HOLLMAN, J.H.; KOVASK, F.M.; KUBIT, J.J.; LINBO, R.A. Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait & Posture*, v. 26, p. 113-117, 2007.

IBGE. Estudos & Pesquisas – Informações demográfica e socioeconômica. Disponível em: www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/2017. Acesso em: 03/02/2017

JORGE, R.T.; SOUZA, M.C.; CHIARI, A.; JONES, A.; FERNANDES, A.D.; JUNIOR, I.L.; NATOUR, J. Progressive resistance exercise in women with osteoarthritis of the knee: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, v. 29, p. 234-243, 2014.

KEAN, C.O.; HINMAN, R.S.; WRIGLEY, T.V.; LIM, B.W.; BENNELL, K.L. Impact loading following quadriceps strength training in individuals with medial knee osteoarthritis and varus alignment. *Clinical Biomechanics*, v. 42, p. 20-24, 2017.

KOTTI, M.; DUFFELL, L.D.; FAISAL, A.A.; MCGREGOR, A.H. The complexity of human walking: a knee osteoarthritis study. *PLoS One*, v. 9, 2014.

LaROCHE, D.P.; MILLETT, E.D.; KRALIAN, R.J. Low strength is related to diminished ground reaction forces and walking performance in older women. *Gait & Posture*, v. 33, p. 668-672, 2011.

LaROCHE, D.P.; CREMIN, K.A.; GREENLEAF, B.; CROCE, R.V. Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: a comparison across lower-extremity muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 20, p. 482-488, 2010.

MAFFIULETTI, N.A.; AAGAARD, P.; BLAZEVIČH, A.J.; FOLLAND, J.; TILLIN, N.; DUCHATEAU, J. Rate of force development: physiological and methodological considerations. *European Journal of Applied Physiology*, v. 116, p. 1091-1116, 2016.

MANINI, T.M.; VISSER, M.; WON-PARK, S.; PATEL, K.V.; STROTMAYER, E.S.; CHEN, H.; GOODPASTER, B.; REKENEIRE, N.; NEWMAN, A.; SIMONSICK, E.M.; KRITCHEVSKY, S.B.; RYDER, K.; SCHWARTZ, A.V.; HARRIS, T.B. Knee Extension Strength Cutpoints for Maintaining Mobility. *The American Geriatrics Society*, v. 55, n. 3, p. 451-457, 2007.

MARQUES, N.R.; LaROCHE, D.P.; HALLAL, C.Z.; CROZARA, L.F.; MORCELLI, M.H.; KARUKA, A.H.; NAVEGA, M.T.; GONÇALVES, M. Association between energy cost of walking, muscle activation, and biomechanical parameters in older female fallers and non-fallers. *Clinical Biomechanics*, v. 28, p. 330-336, 2013.

MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; SPINOSO, D.H.; MORCELLI, M.H.; CROZARA, L.F.; GONÇALVES, M. Applying different mathematical variability methods to identify older fallers and non-fallers using gait variability data. *Aging Clinical and Experimental Research*, 2017.

MARX, F.C.; OLIVEIRA, L.M.; BELLINI, C.G.; RIBEIRO, M.C.C. Tradução e Validação Cultural do Questionário Algodifuncional de Lequesne para Osteoartrite de Joelhos e Quadril para a Língua Portuguesa. *Revista Brasileira Reumatologia*, v. 46, p. 253-260, 2006.

MILLS, K.; HUNT, M.A.; LEIGH, R.; FERBER, R. A systematic review and meta-analysis of lower limb neuromuscular alterations associated with knee osteoarthritis during level walking. *Clinical Biomechanics*, v. 28, p. 713-724, 2013.

MORCELLI, M.H.; ROSSI, D.M.; KARUKA, A.H.; CROZARA, L.F.; HALLAL, C.Z.; MARQUES, N.R.; GONÇALVES, M., et al. Peak torque, reaction time, and rate of torque development of hip abductors and adductors of older women. *Physiotherapy Theory and Practice*, v. 32, p. 45-52, 2016.

MURRAY, A.M.; THOMAS, A.C.; ARMSTRONG, C.W.; PIETROSIMONE, B.G.; TEVALD, M.A. The associations between quadriceps muscle strength, power, and knee joint mechanics in knee osteoarthritis: A cross-sectional study. *Clinical Biomechanics*, v. 30, p. 1140-1145, 2015.

PARK, S. K.; KOBASAR, D.; FERBER, R. Relationship between lower limb muscle strength, self-reported pain and function, and frontal plane gait kinematics in knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, v. 38, p. 68-74, 2016.

PERRY, C.J.; KIRIELLA, J.B.; HAWKINS, K.M.; SHANAHAN, C.J.; MOORE, A.E.; GAGE, W.H. The effects of anterior load carriage on lower limb gait parameters during obstacle clearance. *Gait & Posture*, v. 32, p. 57-61, 2010.

PLOUTZ-SNYDER, L. L.; MANINI, T.; PLOUTZ-SNYDER, R. J.; WOLF, D.A. Functionally Relevant Thresholds of Quadriceps Femoris Strength. *Journal of Gerontology*, v. 57, n. 4, p. 144-152, 2002.

PREECE, S.J.; JONES, R.K.; BROWN, C.A.; CACCIATORE, T.W.; JONES, A.K. Reductions in co-contraction following neuromuscular re-education in people with knee osteoarthritis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, v. 27, p. 372-378, 2016.

REID, K.F.; PRICE, L.L.; HARVEY, W.F.; DRIBAN, J.B.; HAU, C.; FIELDING, R.A., et al. Muscle power is an independent determinant of pain and quality life in Knee Osteoarthritis. *Arthritis Rheumatology*, v. 67, p. 3166-3173, 2015.

RUTHERFORD, D.J.; HUBLEY-KOZEY, C.L.; STANISH, W.D. Changes in knee joint muscle activation patterns during walking associated with increased structural severity in knee osteoarthritis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 23, p. 704-711, 2013.

SEVERIJNS, P.; VANSLEMBROUCK, M.; VERMULST, J.; CALLEWAERT, B.; INNOCENTI, B.; DESLOOVERE, K., et al. High-demand motor tasks are more sensitive to detect persisting alterations in muscle activation following total knee replacement. *Gait & Posture*, v. 50, p. 151-158, 2016.

TAS, S.; GÜNERI, S.; BAKI, A.; YILDIRIM, T.; KAYMAK, B.; ERDEN, Z. Effects of severity of osteoarthritis on the temporospatial gait parameters in patients with knee osteoarthritis. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, v. 48, p. 635-641, 2014.

VASCONCELOS, K.S.S.; DIAS, J.M.D.; DIAS, R.C. Dificuldades funcionais em mulheres obesas com osteoartrite de joelhos: relação entre percepção subjetiva e desempenho motor; *Fisioterapia e Pesquisa*, v. 14, 2007.

WINTER, D.A. *Biomechanics and motor control of human movement*, Wiley-Interscience Publication, 2ed., 1990.

Artigo 2**ALTERAÇÕES NEUROMUSCULARES E CINEMÁTICA DA MARCHA:
QUAL MELHOR PREDITOR DE FUNCIONALIDADE EM MULHERES COM
OSTEOARTRITE DE JOELHO?**

Deborah Hebling Spinoso¹, Marcelo Tavella Navega²

¹ Departamento de Educação Física, Universidade estadual Paulista, Rio Claro, SP, Brasil.

² Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Estadual Paulista, Marília, SP, Brasil.

RESUMO

Introdução: A osteoartrite de joelho (OAJ) é forma clínica mais incapacitante da doença e é responsável por elevados gastos públicos com serviços assistenciais e perda de produtividade por afastamento do trabalho. Dentre as alterações decorrentes da doença, o comprometimento de variáveis neuromusculares e mudanças cinemáticas da marcha parecem elucidar melhor a condição físico-funcional desses indivíduos. A compreensão do comportamento dessas variáveis ao longo do tempo, poderia ajudar na detecção de variáveis que possuem maior relação com a funcionalidade e conseqüentemente na prescrição de exercícios específicos para retardar a progressão da doença e prevenir incapacidade.

Objetivo: Identificar qual parâmetro biomecânico é capaz de prever o nível de funcionalidade em mulheres com OAJ após onze meses de acompanhamento.

Métodos: Participaram desse estudo 40 mulheres ($66,49 \pm 7,64$ anos) com OAJ. Os procedimentos da avaliação foram realizados em dois dias, e repetidos a cada quatro meses totalizando três avaliações. Na primeira visita ao laboratório foi avaliada a mobilidade funcional e aplicação do questionário de funcionalidade. No segundo dia foi avaliado o torque isométrico dos extensores de joelho e avaliação da marcha. Para análise dos dados foram calculados: para os dados cinemáticos, velocidade, tempo de apoio, tempo de balanço, tempo de passada e tempo de duplo apoio; para os dados eletromiográficos, tempo motor, tempo pré-motor, tempo de reação e a co-contracção antagonista; para as variáveis dinâmométricas, pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque (TDT). Para análise estatística foi aplicado o teste Anova Medidas Repetidas para comparação entre as avaliações e para identificação da variável preditora foi aplicada a análise da função discriminante e área da curva ROC.

Resultados: Mulheres com OAJ apresentaram diminuição da TDT, aumento da co-contracção muscular, maior tempo de apoio e duplo apoio e menor tempo de balanço em relação a avaliação inicial. Houve redução do status funcional ($p < 0,05$). A TDT e tempo de apoio são as variáveis biomecânicas que melhor predizem o desempenho funcional, sendo o valor de corte dessas variáveis $1,42 \text{ Nm.s}^{-1} \text{ Kg}^{-1}$ e 0,58 segundos, respectivamente.

Conclusão: A TDT e o tempo de apoio são as variáveis que melhor predizem o desempenho funcional em mulheres com OAJ, podendo indicar quem tem maior propensão a declínio físico-funcional e quedas.

Palavras-chave: taxa de desenvolvimento de torque, diagnostico, eletromiografia.

ABSTRACT

Introduction: Knee osteoarthritis (KO) is the most disabling clinical form of the disease and is responsible for high public expenditures on care services and loss of productivity due to absence from work. Among the changes due to the disease, the impairment of neuromuscular variables and kinematic gait changes seem to elucidate the physical-functional condition of these individuals. Understanding the behavior of these variables over time could help in the detection of variables that have a greater relationship with the functionality and in the prescription of specific exercises to delay the progression of the disease and prevent disability.

Objective: To identify which biomechanical parameter is able to predict the level of functionality in women with KO after eleven months of follow-up.

Methods: Fourteen women (66.49 ± 7.64 years) with KO participated in this study. The evaluation procedures were performed in two days, and repeated every four months totaling three evaluations. At the first visit to the laboratory the functional mobility and application of the functional questionnaire were evaluated. On the second day, the isometric torque of knee extensors and gait assessment were evaluated. To analyze the data were calculated: for kinematic data, velocity, support time, swing time, run time and double support time; For electromyographic data, motor time, pre-motor time, reaction time and antagonistic co-contraction; For torque variables, peak torque, and rate of torque development (RTD). For statistical analysis, the Anova Repeated Measures test was used to compare the evaluations and to identify the predictor variable was applied to the analysis of the discriminant function and area of the ROC curve.

Results: Women with KO had a decrease in RDT, increased muscle contraction, longer support time and double support, and shorter balance time than the initial evaluation. There was a reduction in functional status ($p < 0.05$). RTD and support time are the biomechanical variables that best predict functional performance, with the cutoff value of these variables being $1.42 \text{ Nm}\cdot\text{s}^{-1} \text{ Kg}^{-1}$ and 0.58 seconds, respectively.

Conclusion: RDT and support time are the variables that best predict functional performance in women with KO, and may indicate who has a higher propensity to physical-functional decline and falls.

Key-words: rate of torque development, diagnosis, electromyography.

1. INTRODUÇÃO

A osteoartrite é segunda doença reumática mais prevalente na população, sendo caracterizada por uma progressiva degeneração da cartilagem e tecido periarticular que resulta em incapacidade funcional (LIM, et al., 2010). Entre as articulações acometidas, o joelho é a mais comumente afetada devido as elevadas cargas mecânicas impostas a essa articulação nas atividades ocupacionais e de lazer (GRAHAM, et al., 2002).

A dor, fraqueza muscular, redução do equilíbrio e amplitude de movimento, instabilidade articular, são as principais alterações desses pacientes, os quais ocasionam dificuldades na realização das tarefas diárias (GUR, et al., 2002; KIERKEGAARD, et al., 2015). Com a evolução da doença, essas alterações vão se agravando e resultam na diminuição da capacidade funcional, sendo esta a principal repercussão da osteoartrite de joelho (OAJ) (MELLO, et al., 2008). De acordo com Jorge et al (2014), 25% dos indivíduos com OAJ não podem executar as principais atividades de vida diária.

As variáveis de desempenho neuromuscular determinantes para realização das atividades funcionais são a força e potência (FOLDVARI, et al., 2000; SKELTON, et al., 2002; SAMUEL, ROWE, 2009). Estudos mostram que o envelhecimento proporciona queda da potência e força máxima em membros inferiores de aproximadamente 15-30% por década (SKELTON et al., 1994; IZQUIERDO et al., 1999), e quando esses valores são comparados com indivíduos com OAJ essa redução é ainda maior, chegando a uma média de 40%, sendo mais pronunciada nos extensores de joelho (CALLAHAN, et al., 2015; PARK, et al., 2016, DAVISON, et al., 2017).

A força muscular do quadríceps possui importante papel para manutenção da mobilidade, que reflete a capacidade de realizar atividades de locomoção, tais como: andar, levantar e sentar de uma cadeira e subir e descer escadas, sendo que indivíduos com valores de torque extensor de joelho abaixo de 1,5 Nm/kg são classificados como tendo limitação de mobilidade (MANINI, et al., 2007). A fraqueza acentuada do quadríceps na OAJ está relacionada com a diminuição na ativação desse músculo que ocorre como mecanismo agudo de proteção articular (RICE, et al., 2014). A diminuição de 1% na ativação do quadríceps reduz em 1,7% a força desse músculo, afetando negativamente a função física (PIETROSIMONE, et al., 2014).

A redução da potência de extensão da perna assim como a taxa de desenvolvimento de torque (TDT), prejudicam a capacidade de dissipar forças e gerar estabilidade dinâmica no joelho, contribuindo para danos articulares e maior probabilidade de quedas nessa população (CALDER, et al., 2014; REID, et al., 2015). Murray et al (2015) demonstraram que a capacidade de gerar

força rapidamente pode ser mais representativo do desempenho em tarefas diárias em relação a força e apresenta boa correlação com a pontuação dos questionários de funcionalidade.

As alterações neuromusculares decorrentes da osteoartrite comprometem a biomecânica da marcha e estão associadas a um padrão de movimento ineficiente, responsável pelo aumento do gasto metabólico durante as atividades diárias que podem resultar em limitação da intensidade e duração dessas tarefas (KEAN, et al., 2017). Entre as modificações no padrão de marcha, a redução da velocidade tem sido bem documentada e estudos apontam que indivíduos com OAJ caminham com média de velocidade entre 0,8-1,2 ms, 30% abaixo do limite considerado seguro para realização de atividades funcionais (MANINI, et al., 2007; GILL, et al., 2016).

As mudanças nos parâmetros temporais da marcha com a progressão da osteoartrite estão relacionadas com menor capacidade de estabilização articular e padrão de movimento inadequado (KAUFMANN et al., 2001; VASCONCELOS, et al., 2007; TAS et al., 2014, CLERMONT, et al., 2016). O tempo de duplo apoio e balanço são 17% superior e 38% inferior, respectivamente, ao da população com mesma idade sem a doença, e ocorrem como tentativa de distribuir melhor a carga para ambos os membros inferiores e assim reduzir a dor (BENNELL, et al., 2013; TAS, et al., 2014). As alterações cinemáticas e a maior co-contração dos músculos do joelho ocorrem como estratégia para melhorar a estabilidade articular dinâmica (MILLS, et al., 2013; AMIRI, et al., 2015; HODGES, et al., 2016). Essas modificações cinemáticas e eletromiográficas apresentam um impacto negativo sobre o nível de independência para realização das tarefas diárias (CLERMONT, et al., 2016).

Apesar de estar estabelecido na literatura as principais alterações neuromusculares e cinemáticas em indivíduos com OAJ, ainda não se sabe quais dessas variáveis apresentam maior correlação com déficits funcionais e se as mudanças nessas variáveis ocorrem na mesma magnitude com o decorrer do tempo, uma vez que a maioria dos estudos apresentam um aspecto transversal da doença. Somando-se ao fato que a osteoartrite é uma doença que não tem cura e apresenta impacto direto na economia devido aos elevados gastos públicos com serviços assistenciais a essa população (OLALEKAN, et al., 2013), compreender melhor as principais alterações neuromusculares e cinemáticas decorrentes da doença, poderá ajudar na identificação das variáveis que possuem maior relação com a funcionalidade e posteriormente na prescrição de exercícios específicos para melhorar a funcionalidade. Com isso, o objetivo do presente estudo foi identificar a habilidade preditiva de funcionalidade de parâmetros biomecânicos em mulheres com OAJ e acompanhar o comportamento das variáveis biomecânicas ao longo do tempo. E teve

como hipótese que o torque isométrico dos extensores do joelho, a TDT e velocidade de marcha serão melhores preditores do status físico-funcional desses indivíduos.

2. MÉTODOS

2.1 Participantes

Participaram desse estudo 40 indivíduos ($66,49 \pm 7,64$ anos) com diagnóstico radiológico de OA tibiofemoral, confirmado segundo os critérios do Colégio Americano de Reumatologia e e pontuação no WOMAC maior que 21 (MURRAY, et al. 2015). Os critérios de elegibilidade desse estudo foram: sexo feminino, idade entre 50-75 anos, capazes de deambular sem auxílio de dispositivos de marcha e não apresentarem outras doenças reumáticas em membros inferiores, artroplastia total ou parcial de joelho e/ou quadril, lesões nos membros inferiores nos últimos seis meses pregressos ao estudo ou outras doenças que impossibilitassem a execução dos testes, bem como presença de dor durante a realização das avaliações.

O presente estudo foi aprovado pelo comitê de ética local (1.503.496/2015) e todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Os procedimentos para coleta de dados foram realizados em dois dias, com intervalo de dois a sete dias entre eles (LaROCHE, et al., 2011). Na primeira visita ao laboratório foi realizada anamnese para caracterização da amostra por meio da obtenção dos dados antropométricos, aplicação do questionário WOMAC, e avaliação do nível de mobilidade funcional por meio da escala SPPB. Posteriormente a realização desses testes, os indivíduos foram familiarizados com a avaliação do torque isométrico de joelho. No segundo dia foi realizada a avaliação da força muscular isométrica do joelho e avaliação da marcha.

O protocolo de avaliação foi realizado três vezes com intervalo de cinco meses entre as coletas, totalizando um período de acompanhamento de dez meses, conforme ilustra o fluxograma.

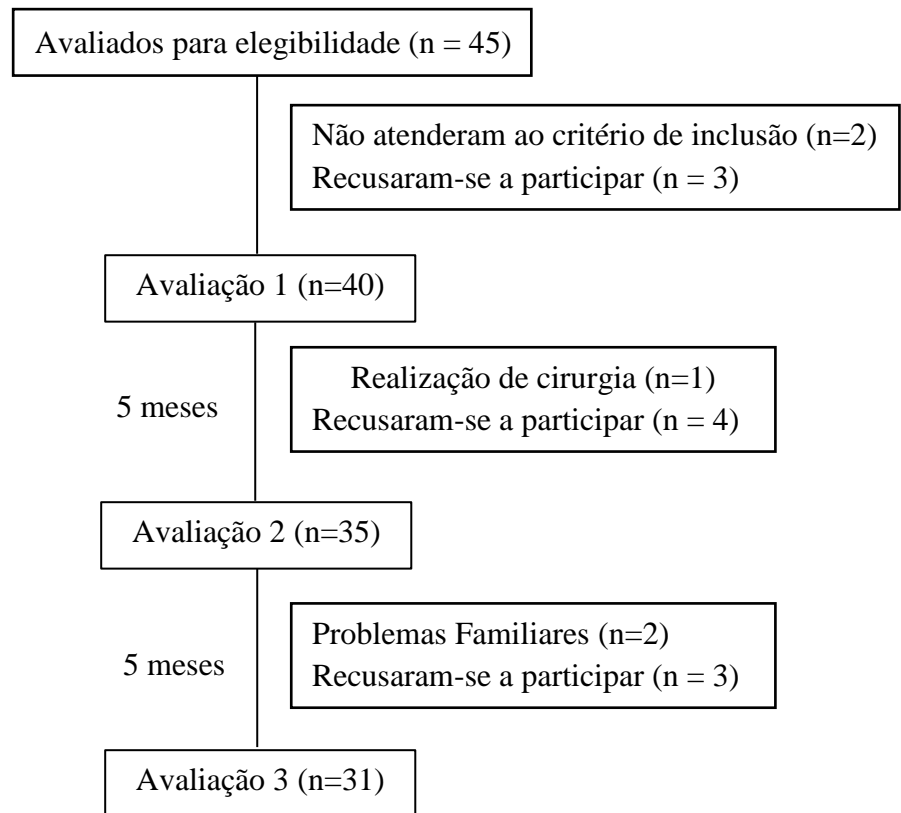


Figura 1: Fluxograma das coletas de dados.

2.2 Avaliação da Funcionalidade

Para a avaliação da funcionalidade foi aplicado o questionário *Western Ontario and McMaster Universities (WOMAC)* que é composto por 24 questões agrupadas em três dimensões: cinco para avaliar dor, duas para rigidez articular e 17 para capacidade física. O escore do WOMAC pode variar de 0 a 96 e ser dividido em três escores diferentes: dor (0-20), rigidez articular (0-8) e capacidade física (0-68), sendo que quanto maior a pontuação nesse questionário maior é o impacto da doença na vida do indivíduo (MARX, et al., 2006).

Além disso foi aplicada a escala *Short Physical Performance Battery (SPPB)* que avalia equilíbrio, velocidade de marcha e indiretamente, a força de membros inferiores. Para essa escala, quanto menor a pontuação obtida nos testes menor o desempenho funcional do indivíduo (CESARI, et al., 2006).

2.3 Avaliação do Torque Muscular do Joelho

A avaliação do torque muscular dos extensores de joelho foi realizada no membro acometido pela OA. Antes do início do protocolo de avaliação foi feita uma familiarização com o equipamento composta por 2 contrações submáximas e 2 contrações máximas do grupo muscular a ser avaliado (COSTA et al., 2010). Entre a familiarização e o início dos procedimentos de coleta de dados houve um intervalo de 05 minutos afim de evitar a fadiga do grupo muscular avaliado.

O protocolo de avaliação consistiu de 3 contrações isométricas voluntárias máximas para o movimento extensão da articulação do joelho, por um período de 5 segundos, com intervalo de 30 segundo entre cada contração (HARTMANN et al., 2009). As voluntárias foram posicionadas sentadas na cadeira extensora com o joelho a 90° de flexão (0° extensão completa). O tronco e o membro inferior contralateral foram estabilizados por cintos. Uma célula de carga (Noraxon®), com frequência de amostragem de 100 Hz, foi acoplada a alavanca da cadeira extensora para aquisição dos dados de torque articular.

As voluntárias foram instruídas e encorajadas a realizar o movimento o mais forte e rápido possível em resposta ao estímulo luminoso (luz simples acesa/apagada, sincronizada com o eletromiógrafo).

2.4 Avaliação da Marcha

A avaliação da marcha foi realizada em uma passarela de 14 metros de comprimento e 1 metro de largura, sendo que os primeiros 2 metros e os últimos 2 metros de comprimento da passarela foram desconsiderados na análise dos dados para evitar possíveis influências do processo de aceleração e desaceleração da marcha (HOLLMAN et al., 2007; DOI et al., 2010). Após a familiarização com o teste de marcha, as voluntárias foram orientadas, por meio de estímulo verbal, a andar sobre a passarela na velocidade que realizam suas atividades de vida diária (BERTUCCO, CESARI, 2009; PERRY et al., 2010). Foram realizadas cinco tentativas para a avaliação da marcha.

Para obtenção dos dados cinemáticos foram utilizados sensores de pressão *FootSwitches* (Noraxon®, Phoenix, EUA) posicionados no calcâneo e na base do hálux, bilateralmente.

2.5 Avaliação do Sinal Eletromiográfico

A avaliação eletromiográfica foi realizada durante o teste de força muscular dos extensores de joelho e na marcha. Para a captação dos sinais eletromiográficos foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos (Noraxon®, Phoenix, EUA), de 4 canais, *software* Myoresearch (Noraxon®, Phoenix, EUA), calibrado com frequência de amostragem de 1000 Hz e ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento).

Foram utilizados eletrodos descartáveis de superfície de Ag/AgCl (Miotec®, Porto Alegre, Brasil), em configuração bipolar, com área de captação de 1cm de diâmetro e distância intereletrodos de 2cm. Previamente a colocação dos eletrodos, foi realizada a tricotomia e limpeza da pele com álcool, como forma de evitar possíveis interferências no sinal eletromiográfico (GONÇALVES, BARBOSA, 2005). Os eletrodos foram fixados no membro inferior acometido pela OAJ, sobre os músculos: bíceps femoral (BF – 50% da distância entre a tuberosidade isquiática e epicôndilo lateral da tíbia), vasto medial (VM – 80% da distância entre a espinha ilíaca antero superior e borda superior da patela) e vasto lateral (VL – 2/3 da distância entre a espinha ilíaca antero superior e borda lateral da patela) (HERMENS et al., 2000).



Figura 2: Posicionamento do eletromiógrafo e dos eletrodos durante a avaliação da marcha.

2.6 Análise dos dados

2.6.1 Torque Muscular

Os dados de torque muscular foram processados em rotinas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®), utilizando filtro *butterworth* de 4ª ordem com frequência de corte de 3 Hz (CROZARA, et al., 2013). Os dados de torque foram normalizados pela massa corporal dos voluntários. O pico de torque foi determinado pelo maior valor de torque obtido após o início da contração muscular e foi realizada a média dos valores das três contrações realizadas.

A taxa de desenvolvimento de torque foi calculada por meio do *slope* da curva do torque *versus* tempo, em janelas de 0-30 ms e 0-200 ms, de acordo com a seguinte equação (LaROCHE, et al., 2010):

$$TDT_{(1,50)} = \frac{(Torque_{n=50} - Torque_{n=1})}{(FA/50)}$$

Onde, TDT representa a taxa de desenvolvimento de torque, Torque_{n=50} representa o valor de torque da 50ª amostra, e Torque_{n=1} representa o valor de torque da 1ª amostra, FA representa a frequência de amostragem do equipamento (1000 amostras/segundo) e 50 representa o número de amostras no conjunto.

2.6.2 Cinemática

Para a análise dos dados cinemáticos foram utilizadas 40 passadas (MARQUES, et al., 2017) e foram calculadas as variáveis temporais: velocidade, tempo de apoio, tempo de balanço, tempo de passada e tempo de duplo apoio por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®).

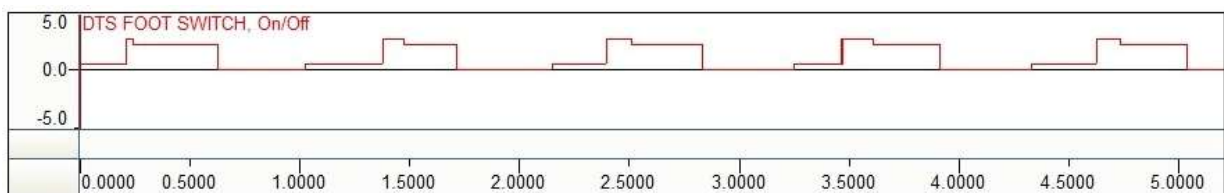


Figura 3: Sinal dos sensores de pressão utilizados para cálculo das variáveis temporais da marcha.

2.6.3 Eletromiografia

Os dados eletromiográficos foram processados por meio de rotinas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®), utilizando filtro passa banda 20-500 Hz, retificado por onda inteira e filtro *butterworth* de 4ª ordem, com frequência de corte de 10 Hz (MARQUES, et al., 2013).

Para o cálculo do percentual de co-contração entre os músculos VM/BF durante a marcha, foi aplicado a equação proposta por Winter (1990) e Candotti et al. (2009):

$$\%COCON = 2 \times \frac{\text{área comum de A\&B}}{\text{área de A} + \text{área de B}} \times 100\%$$

O *%COCON* é o percentual de co-contração entre dois músculos antagonistas A e B, como por exemplo, VM e BF. A *área A* é a curva suavizada da atividade EMG do músculo A e a *área B* é a curva suavizada da atividade EMG do músculo B; A *área comum A&B* é a curva comum da atividade EMG do músculo A e do músculo B (WINTER, 1990; CANDOTTI et al., 2009).

Além disso foram analisados os componentes temporais da ativação muscular durante o teste de força máxima de extensão de joelho, sendo determinado o tempo para atingir o pico de torque, definido como o tempo entre o estímulo luminoso e o pico de torque; tempo de reação, definido como tempo entre o estímulo luminoso e o *onset* do torque; tempo pré-motor, definido como o tempo entre o estímulo luminoso e o *onset* eletromiográfico, e tempo motor, definido como tempo entre o *onset* eletromiográfico e *onset* do torque (LaROCHE, et al., 2010, CROZARA, et al., 2013).

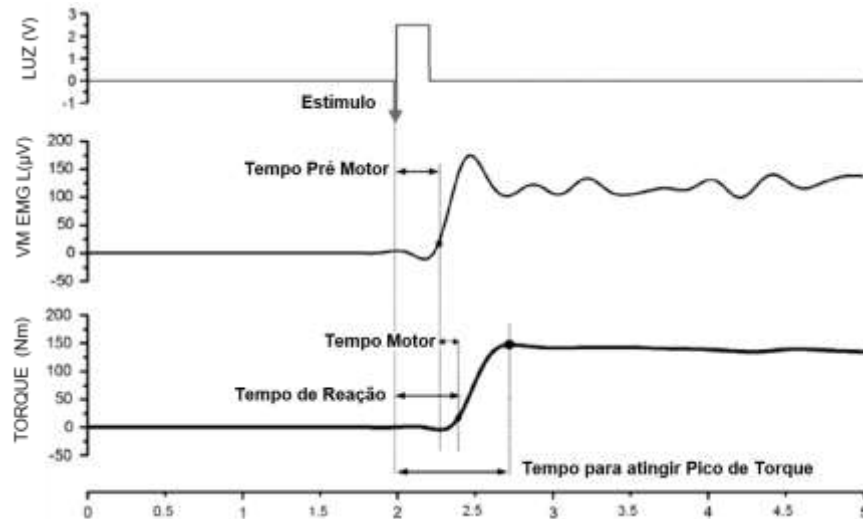


Figura 4: Componentes temporais da ativação muscular. (Adaptado de Crozara, et al., 2013).

2.7 Análise Estatística

A análise estatística foi realizada por meio do software PASW *statistics* 18.0® (SPSS). Após a verificação da normalidade dos dados pelo teste de *Shapiro-Wilk* e foi aplicado o teste de Anova Medidas Repetidas para comparação das variáveis entre as três avaliações realizadas. A Curva de Característica de Operação do Receptor (Curva ROC) foi utilizada para avaliar a sensibilidade e especificidade das variáveis biomecânicas como preditoras do nível de funcionalidade em indivíduos com osteoartrite de joelho. Posteriormente, foi realizada a Análise da Função Discriminante por *Step Wise* para estabelecer o valor de corte dessas variáveis. A Correlação de Pearson foi utilizada para verificar a relação das variáveis preditoras com a pontuação no questionário WOMAC e número de quedas dos indivíduos nos últimos 12 meses. Em todos os testes estatísticos foi adotado o nível de significância de $p < 0,05$.

3. RESULTADOS

A tabela 1 mostra os dados referentes as características da amostra no período de onze meses de acompanhamento. Não houve diferença significativa nas variáveis antropométricas massa corporal ($p = 0,993$, $F = 0,007$), estatura ($p = 0,271$, $F = 1,325$), IMC ($p = 0,700$, $F = 0,359$), número de quedas ($p = 0,871$, $F = 1,118$) e escore da escala SPPB ($p = 0,268$, $F = 1,339$). Houve diferença significativa entre as avaliações para o nível de disfunção dos indivíduos

analisado por meio da pontuação no questionário WOMAC ($p < 0,001$, $F = 9,558$), sendo que após 5 e 10 meses da avaliação inicial o escore aumentou 12% ($p = 0,021$) e 20% ($p < 0,001$), respectivamente.

Tabela 1 Características antropométricas, mobilidade funcional e nível de disfunção em mulheres com OAJ.

	Avaliação 1	Avaliação 2	Avaliação 3
Massa Corporal (Kg)	76,51 ±14,77	76,10 ±14,88	75,69 ±16,40
Estatura (m)	1,56 ±0,06	1,54 ±0,06	1,54 ±0,07
IMC (kg/m ²)	31,01 ±4,86	31,85 ±4,69	31,51 ±4,74
Número de quedas	2,76±0,36	2,59±0,73	2,95±0,97
SPPB	9,6±1,73	9,8±1,13	10,4±1,29
WOMAC	42,66±8,61	47,58±8,20*	51,25±6,74*

Valores de média ± desvio padrão. SPPB: Short Physical Performance Battery, WOMAC: Western Ontario and McMaster Universities. * diferença em relação a avaliação 1.

Em relação a análise cinemática, o teste ANOVA One Way mostrou diferença para as variáveis tempo de apoio ($p < 0,001$, $F = 16,684$), tempo de balanço ($p < 0,001$, $F = 17,389$) e tempo de duplo apoio ($p = 0,018$, $F = 4,253$). Não houve diferença significativa para as variáveis velocidade de marcha ($p = 0,360$, $F = 1,034$) e tempo de passada ($p = 0,641$, $F = 0,448$).

O teste *Post-hoc de Bonferroni* mostrou que o tempo de apoio na segunda e terceira avaliações foram, respectivamente, 43% e 52% ($p < 0,001$) maior em relação a primeira avaliação. O tempo de balanço foi 32% e 33% ($p < 0,001$), respectivamente, inferior a avaliação inicial. Para a variável duplo apoio, houve diferença apenas entre a avaliação inicial e final sendo 47% maior ($p = 0,014$). A figura 5 apresenta os valores de média das variáveis cinemáticas nas três avaliações.

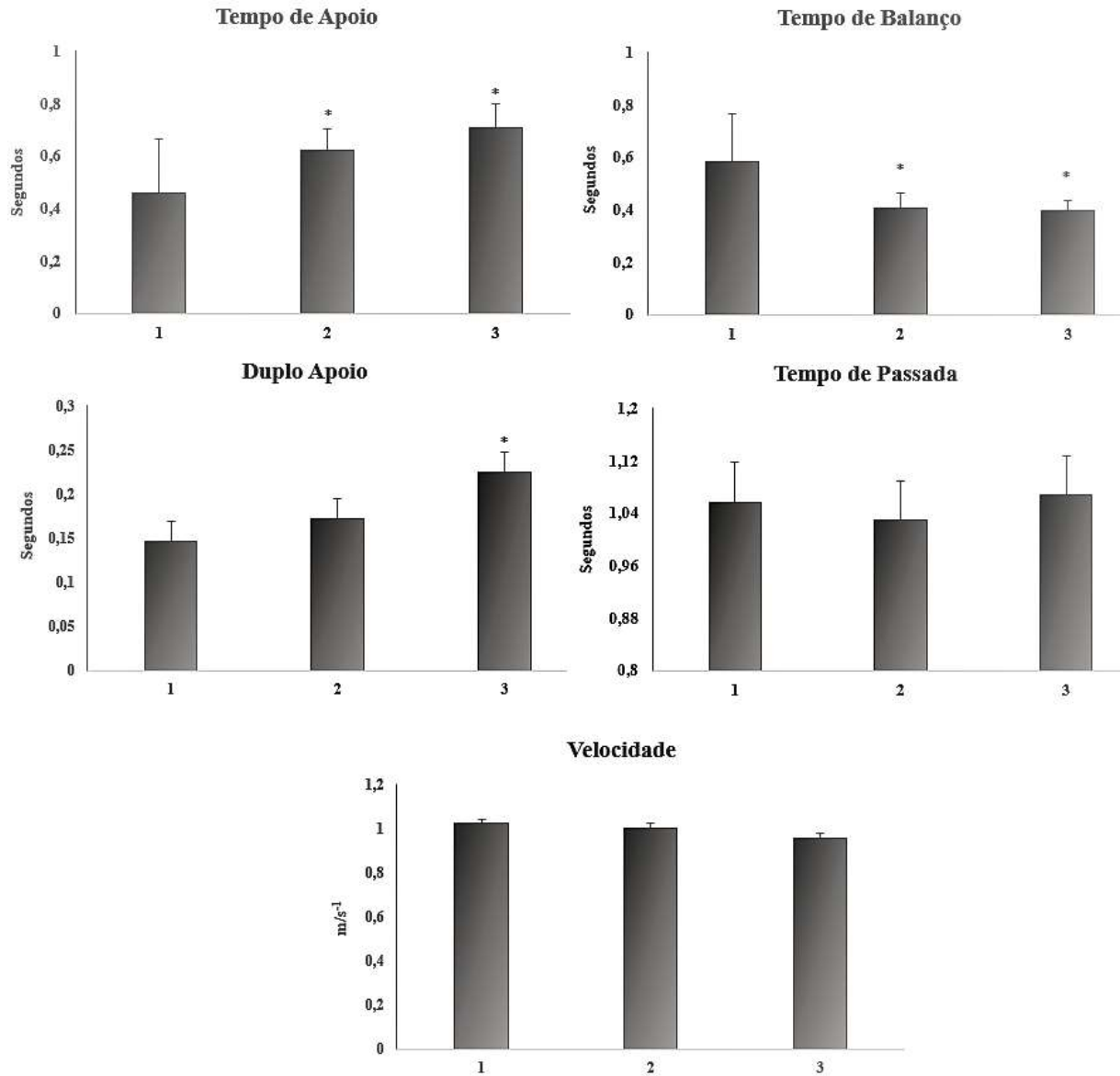


Figura 5: Valores de Média \pm desvio padrão das variáveis cinemáticas da marcha em mulheres com osteoartrite de joelho. *diferença significativa em relação a primeira avaliação.

Para as variáveis neuromusculares, o teste Anova One Way mostrou diferença entre as avaliações para TDT a 30 ms ($p < 0,001$, $F = 8,453$), TDT a 200ms ($p = 0,007$, $F = 5,286$), tempo de reação ($p < 0,001$, $F = 21,285$) e para co-contração VM/BF ($p = 0,001$, $F = 9,039$). A tabela 2 apresenta o comportamento das variáveis neuromusculares nas três avaliações realizadas.

O teste *Post-Hoc de Bonferroni* mostrou que a TDT a 30 e 200ms foram, respectivamente, 27% ($p < 0,001$) e 17% ($p = 0,008$) inferior a primeira avaliação. O tempo de reação na segunda e terceira avaliação foram, respectivamente, 7% e 39% ($p < 0,001$) maiores em relação a primeira

coleta de dados. O percentual de co-contracção entre os músculos VM e BF aumentou ao longo do período de avaliação sendo 17% ($p < 0,001$) superior a primeira avaliação.

Tabela 2: Comportamento de variáveis neuromusculares em mulheres com osteoartrite de joelho no período de dez meses.

	Avaliação 1	Avaliação 2	Avaliação 3
Torque Extensor do Joelho (Nm.Kg ⁻¹)	0,93±0,33	0,88±0,27	0,83±0,20
TDT 30ms (Nm.s ⁻¹ .Kg ⁻¹)	1,03±0,15	1,01±0,19	0,75±0,17*
TDT 200ms (Nm.s ⁻¹ .Kg ⁻¹)	1,81±0,41	1,64±0,47	1,51±0,45*
Tempo Pico de Torque (s)	3,55±1,3	3,61±1,1	3,80±0,7
Tempo Motor VM (s)	0,17±0,08	0,23±0,07	0,23±0,11
Tempo Motor VL (s)	0,20±0,09	0,24±0,09	0,26±0,10
Tempo Pré Motor VM (s)	0,67±0,10	0,70±0,18	0,78±0,16
Tempo Pré Motor VL (s)	0,75±0,20	0,90±0,11	0,92±0,12
Tempo de Reacção (s)	0,86±0,19	0,92±0,11*	1,20±0,23*
Co-contracção VM/BF (%)	56,65±12,28	60,66±5,22	66,42±7,61*

Valores de média ± desvio padrão. *Diferença em relação a avaliação 1. TDT (taxa de desenvolvimento de torque), VM (vasto medial), BF (bíceps femoral).

A análise Curva ROC mostrou que as variáveis com maior especificidade e sensibilidade para prever o desempenho funcional em mulheres com osteoartrite de joelho são tempo de apoio ($p < 0,001$), tempo de balanço ($p < 0,001$), tempo de duplo apoio ($p = 0,001$) e TDT a 30 ms ($p < 0,001$). A análise da função discriminante determinou os limiares de corte das variáveis preditivas, conforme mostra a tabela 3.

Tabela 3: Sensibilidade, Especificidade, Área da Curva ROC e valor de corte para as variáveis preditoras longitudinais do desempenho funcional na osteoartrite de joelho.

	Sensibilidade	Especificidade	Área da Curva ROC	Limiar
TDT 30 ms	85,7%	95%	0,950	1,42 Nm.s ⁻¹ Kg ⁻¹
Tempo de Apoio	83%	93,8%	0,695	0,58 s
Tempo de Balanço	63%	94%	0,843	0,47 s
Duplo Apoio	77%	45%	0,398	0,18 s
Velocidade	46%	54%	0,579	-
Torque extensor	57%	43%	0,613	-
TDT 200 ms	43%	57%	0,529	-
Tempo pico de torque	46%	54%	0,405	-
Tempo pré motor	47%	51%	0,482	-
Tempo motor	49%	46%	0,498	-
Tempo reação	74%	25%	0,171	-
Co-contração	63%	37%	0,263	-
SPPB total	60%	40%	0,321	-

TDT (taxa de desenvolvimento de torque).

A análise de correlação de Pearson mostrou que as variáveis TDT a 30 ms e tempo de apoio apresentam correlação com a pontuação no questionário WOMAC, sendo respectivamente $r = -0,607$ ($p < 0,001$) e $r = 0,621$ ($p = 0,003$). Além disso a TDT também apresentou boa com o número de quedas ($r = -0,515$, $p = 0,001$), conforme mostra a tabela 4.

Tabela 4: Correlação entre as variáveis preditoras de funcionalidade dos indivíduos e a pontuação do questionário WOMAC.

	TDT 30ms	TDT 200ms	Tempo de Apoio
WOMAC			
R ²	-0,607	-0,618	0,621
P	<0,001	0,076	0,003

WOMAC: Western Ontario and McMaster Universities, TDT: Taxa de Desenvolvimento de Torque.

4. DISCUSSÃO

O presente estudo mostrou que ao longo de um período de onze meses as mulheres com OAJ apresentaram redução do desempenho funcional, observado por meio da pontuação no questionário WOMAC e das variáveis biomecânicas TDT, tempo de apoio, tempo de balanço, tempo de duplo apoio e co-contração muscular. A hipótese desse estudo foi parcialmente sustentada, visto que os parâmetros biomecânicos que melhor predizem a funcionalidade são TDT e tempo de apoio da marcha.

A redução da mobilidade funcional é a principal repercussão da OAJ e se refere a dificuldade de realizar uma variedade de tarefas, as quais são importantes para a manutenção da independência, como por exemplo, caminhar, sentar e levantar da cadeira, atravessar a rua (MONTERO-ODASSO, et al., 2009; MELLO, et al., 2008). Nesse sentido o presente estudo buscou encontrar a variável biomecânica que poderia melhor predizer o nível de funcionalidade desses indivíduos afim de propor estratégias de intervenção mais eficazes para essa população. Entre as variáveis eletromiográficas, cinemáticas e dinamométricas analisadas, a TDT a 30 ms e o tempo de apoio apresentaram melhor sensibilidade/especificidade, assim como, boa correlação com a pontuação total do questionário WOMAC.

A TDT pode ser definida como a capacidade de gerar força rapidamente (AAGARD, et al., 2002). De acordo com a fase da contração muscular analisada, a TDT sofre influência de diferentes fatores fisiológicos, sendo que no período inicial (0-30ms), onde foi capaz de predizer o nível de funcionalidade de mulheres com OAJ, ela é mais correlacionado com o número de unidades motoras ativas e taxa de disparo dos potenciais de ação para o músculo (AAGAARD, et al. 2002, MAFFIULETTI, et al., 2016). Os resultados desse estudo mostraram queda da TDT inicial de 27% ao longo do período de onze meses e que esta foi capaz de predizer o desempenho funcional com 85,6% de sensibilidade e 95% de especificidade.

Diferente da nossa hipótese inicial, a TDT tardia (0-200ms) e o torque extensor de joelho não foram capazes de predizer a funcionalidade desses indivíduos. Isso pode estar relacionado com o fato da diminuição da capacidade de gerar força rapidamente ocorrer de maneira mais acentuada do que a força muscular (BERGUER, et al., 2012). Além disso, diferente da TDT inicial, a TDT acima de 90ms do início da contração muscular está mais fortemente associada com a força máxima, que não apresentou alteração significativa ao longo dez meses (ANDERESSEN, et al., 2003). Nossos achados corroboram com Callahan et al. (2015) e Murray

et al. (2015), que afirmar que a habilidade de aumentar o torque o mais rápido possível durante a contração muscular é mais representativo do desempenho das tarefas funcionais em relação ao pico de torque, pois as atividades diárias exigem uma combinação adequada de torque muscular e velocidade para sua execução, ao invés de força máxima, como por exemplo, para atravessar a rua. Nesse sentido os autores desse estudo reforçam que a TDT adequada é fundamental para prevenir declínio físico-funcional em mulheres com OAJ e estabelecem o limiar de $1,42 \text{ Nm}\cdot\text{s}^{-1} \text{ Kg}^{-1}$ como preditor de funcionalidade nessa população.

A TDT inicial também apresentou correlação negativa com o número de quedas dos indivíduos. As quedas ocasionam danos significativos, contribuindo negativamente para a prevalência de problemas de saúde e diminuição da qualidade de vida, sendo considerada uma das principais causas de lesões e morte em idosos (VAN DIEEN e PIJNAPPELS, 2008; ZENEWTON e CONESA, 2008). LaRoche et al. (2010) afirmam que TDT é importante para prevenção de quedas pois após a perda de equilíbrio devido ao escorregão ou tropeço, o indivíduo precisa de uma rápida condução de impulsos nervosos para periferia ($<100\text{ms}$) para manutenção ou reposicionamento do centro de massa na base de suporte, ou seja, uma TDT adequada diminui o tempo necessário para reestabelecer o equilíbrio. Nossos achados estão de acordo com Bento et al. (2010) que compararam a TDT e o pico de torque das articulações dos membros inferiores de idosos e identificaram a TDT como o fator mais determinante para a ocorrência de quedas.

Em relação ao padrão de marcha de mulheres com OAJ, a análise cinemática mostrou maior tempo de apoio e duplo apoio e redução do tempo de balanço dentro do período de dez meses. De acordo com Clermont et al. (2016) a fraqueza muscular é o principal sintoma da osteoartrite associados com alterações nos parâmetros espaçotemporais da marcha, que tem objetivo de proteger a articulação do joelho. Apesar desse estudo não ter encontrado diferença significativa entre as avaliações, houve uma diminuição o torque dos extensores de joelho.

O aumento do tempo de apoio e duplo apoio durante a marcha tem objetivo de diminuir a dor durante a caminhada e conseqüentemente reduz a sobrecarga articular no membro acometido pela doença, distribuindo o peso corporal para ambas as extremidades inferiores (TAS, et al., 2014). Com esse mesmo desígnio, ocorre redução do tempo de balanço, pois durante essa fase de apoio unipodal da marcha toda a carga corporal é imposta ao um único membro, podendo exacerbar a dor (VASCONCELOS, et al., 2007). Bennel e Mikesky (2013) afirmam que o menor tempo de balanço está associado com a fraqueza do quadríceps, uma vez que esse músculo é responsável pela estabilidade dinâmica dessa articulação, que é exigida em maior proporção durante o apoio unipodal.

As alterações cinemáticas da marcha citadas podem estar associadas ao maior percentual de co-contracção dos músculos VM/BF observadas nesse estudo. Mills et al. (2013) e Montecinos et al. (2016) mostraram que a maior co-contracção em indivíduos com OAJ pode ser interpretado como estratégia para aumentar a estabilidade articular durante a marcha. Entretanto, essa resposta neuromuscular a longo prazo pode ter impacto negativo na degeneração da cartilagem por aproximar as superfícies articulares (HODGES, et al., 2016). Ao relacionarmos a co-contracção com maior tempo de apoio/duplo apoio, é possível que o efeito prolongado de uma sobrecarga menor seja próximo ao efeito curto de um estresse articular intenso, ou seja, essa resposta neuromuscular protetora pode ocasionar dor e danos articulares (RESENDE, et al., 2011, MILLS, et al., 2013).

Dentre as variáveis cinemáticas analisadas, o tempo de apoio apresentou melhor sensibilidade (83%) e especificidade (93,8%) para discriminar o nível de mobilidade funcional dos indivíduos. A fase de apoio é o período da marcha que requer maior força, equilíbrio e controle motor e constitui 60% do ciclo da marcha (HALL, et al 2016; MARQUES, et al., 2017). Durante o apoio inicial os músculos são ativados para estabilizar as articulações do membro inferior e absorver a força de reação do solo, com grande participação do músculo quadríceps; e no apoio final, os músculos flexores plantares são recrutados para impulsionar o corpo para frente e realizar o próximo passo, enquanto os músculos do tronco e quadril são ativados com função estabilizadora (VAUGHAN, et al., 1999; LaROCHE, et al., 2011).

As alterações neuromusculares vistas na OAJ (redução da força dos extensores de joelho e inibição artrogênica do quadríceps) podem justificar o crescente aumento do tempo de apoio nesses indivíduos como estratégia para diminuir a instabilidade durante essa fase da marcha. Haja vista que o torque máximo extensor do joelho é 40% inferior em relação a indivíduos na mesma faixa etária sem a doença (PARK, et al., 2016) e sua contribuição ocorre em maiores proporções na fase de apoio da marcha, o déficit de força e ativação desse músculo pode levar ao aumento do tempo de apoio como resposta compensatória. A análise discriminante identificou um valor de corte de 0,58 segundos de tempo de apoio, que pode ser útil para prever o status funcional de mulheres com OAJ.

O importante aspecto desse estudo foi identificar a TDT (0-30ms) e o tempo de apoio durante a marcha como melhores variáveis preditoras do desempenho funcional de mulheres com OAJ em relação as demais variáveis eletromiográficas, cinemáticas e dinamométricas. Apesar da TDT ter apresentado maior sensibilidade, especificidade e área da curva ROC, o cálculo do tempo de apoio pode ter maior aplicabilidade na prática clínica por não exigir dispositivos de alto custo

e nem grandes habilidades para sua análise. Ressaltamos que a extrapolação desses dados para amostra com diferentes características deve ser realizado com cautela e futuros estudos devem ser feitos para validação dos limiares apresentados.

Por fim, os autores recomendam a inclusão de exercícios específicos de potência associado ao treinamento resistido dos músculos extensores de joelho para melhora da TDT, assim como visto no estudo de Sayers et al (2012) e Pelletier et al (2013), que observaram que o treino resistido em altas velocidades proporciona ganhos significativos na TDT, torque articular e função de indivíduos com OAJ. Além disso, o treino de marcha também deve fazer parte do tratamento de pacientes com OAJ visando a melhora do padrão de movimento. Recomenda-se que novos estudos sejam feitos afim de verificar a eficácia do treinamento no comprometimento funcional de mulheres com OAJ.

5. CONCLUSÃO

Mulheres com OAJ apresentam diminuição do desempenho funcional ao decorrer de dez meses, que pode ser observado pela redução da TDT e tempo de balanço, maior tempo apoio, tempo duplo apoio e co-contração muscular. Além disso, também houve aumento na pontuação do questionário WOMAC indicando maior impacto da doença na vida dos indivíduos. A TDT inicial e o tempo de apoio foram classificados com bons preditores de funcionalidade, sendo que mulheres com OAJ que apresentarem TDT menor que $1,42 \text{ Nm.s}^{-1} \text{ Kg}^{-1}$ ou tempo de apoio superior a 0,58 segundos têm maior propensão a declínio físico-funcional e quedas.

Conflito de Interesse

Os autores declaram não haver conflito de interesses que possam enviesar esse estudo.

Agradecimentos

A Coordenadoria de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro a pesquisa.

REFERENCIAS

- AAGAARD, P.; SIMONSEN, E. B.; ANDERSEN, J. L.; MAGNUSSON, P.; DYHRE-POULSEN, P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology*, v. 93, p. 1318–1326, 2002.
- AMIRI, P.; HUBLEY-KOZEY, C.L.; LANDRY, S.C.; STANISH, W.D.; ASTEPHEN-WILSON, J.L. Obesity is associated with prolonged activity of the quadriceps and gastrocnemii during gait. *Journal of Electromyography Kinesiology*. V. 25, p. 951-958, 2015.
- ANDERSEN, L. L.; ANDERSEN, J. L.; ZEBIS, M.K.; AAGAARD, P. Early and late rate of force development: differential adaptive responses to resistance training? *Journal of Medicine & Science in Sports*, 2009.
- BENTO, P.C.B; PEREIRA, G.; UGRINOWITSCH, C.; RODACKI, A.L.F. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. *Clinical Biomechanics*, v. 25, p. 450-454, 2010.
- BERGER, M.J.; MCKENZIE, C.A.; CHESS, D.G.; GOELA, A.; DOHERTY, T.J. Quadriceps neuromuscular function and self-reported functional ability in knee osteoarthritis. *Journal of Applied Physiology*, v. 113, p. 255-262, 2012.
- BERTUCCO, M.; CESARI, P. Dimensional analysis and ground reaction forces for stair climbing: Effects of age and task difficulty. *Gait & Posture*, v. 29, p. 326-331, 2009.
- CALDER, K.M., ACKER, S.M., ARORA, N., BEATTIE, K.A., CALLAGHAN, J.P., ADACHI, J.D. et al. Knee power is an important parameter in understanding medial knee joint load in knee osteoarthritis. *Arthritis Care & Research*, v. 66, p. 687-694, 2014.
- CALLAHAN, D.M.; TOURVILLE, T.W.; SLAUTERBECK, J.R.; ADES, P.A.; STEVENS-LAPSLEY, J.; BEYNNON, B.D.; et al. Reduced rate of knee extensor torque development in older adults with knee osteoarthritis is associated with intrinsic muscle contractile deficits. *Experimental Gerontology*. v. 72, p. 16-21, 2015.
- CANDOTTI, C. T; LOSS, J. F; BEGATINI, D; SOARES, D. P; ROCHA, E. K; OLIVEIRA, A. R; GUIMARÃES, A. C. S. Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, p. 915-921, 2009.
- CESARI, M.; ONDER, G.; RUSSO, A.; ZAMBONI, V.; BARILLARO, C.; FERRUCCI, L.; PAHOR, M.; BERNABEI, R.; LANDI, F. Comorbidity and Physical Function: result from the Aging and Longevity Study in the Sirente Geographic Area. *Gerontology*, v. 52, p. 24-32, 2006.
- CASEROTTI, P.; AAGAARD, P.; LARSEN, J.B.; PUGGAARD, L. Explosive heavy-resistance training in old and very old adults changes in rapid muscle force, strength and power. *Scandinavian Journal of Medicine and Sports Science*, v. 18, p. 773-782, 2008.

CLERMONT, C.A.; BARDEN, J.M. Accelerometer-based determination of gait variability in older adults with knee osteoarthritis. *Gait & Posture*, v. 50, p. 126-130, 2016.

COSTA, R. A.; OLIVEIRA, L. M.; WATANABE, S.H.; JONES, A.; NATOUR, J. Isokinetic assessment of the hip muscles in patients with osteoarthritis of the knee. *Clinics*, v. 65, p. 1253-1259, 2010.

CROZARA, L.F.; MORCELLI, M.H.; MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; SPINOSO, D.H.; NETO, A.A.; CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M. Motor readiness and joint torque production in lower limbs of older women fallers and non-fallers. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 23, p. 1131-1138, 2013.

DAVISON, M.J.; MALY, M.R.; KEIR, P.J.; HAPUHENNEDIGE, S.M.; KRON, A.T.; ADACHI, J.D.; et al. Lean muscle volume of the thigh has a stronger relationship with muscle power than muscle strength in women with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, v. 41, p. 92-97, 2017.

DOI, T.; YAMAGUCHI, R.; ASAI, T.; KOMATSU, M.; MAKIURA, D.; SHIMAMURA, M.; HIRATA, S.; ANDO, H.; KUROSAKA, M. The effects of shoe fit on gait in community-dwelling older adults. *Gait & Posture*, v. 32, p. 274-278, 2010.

FOLDVARI, M.; CLARCK, M.; LAVIOLETTE, L.C.; BERNSTEIN, M.A.; KALITON, D.; CASTANEDA, C., et al. Association of muscle power with functional status in community-dwelling elderly women. *Journal Gerontology*, v. 55, n. 4, p. 192-199, 2000.

GILL, S.V.; HICKS, G.E.; ZHANG, Y.; NIU, J.; APOVIAN, C.M.; WHITE, D.K. The association of waist circumference with walking difficulty among adults with or at risk of knee osteoarthritis: the Osteoarthritis Initiative. *Osteoarthritis and Cartilage*, v. 25, p. 60-66, 2017.

GONÇALVES, M; BARBOSA, F. Análise de parâmetros de força e resistência dos músculos eretores da espinha lombar durante a realização de exercício isométrico em diferentes níveis de esforço. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 11, p. 102-114, 2005.

GRAHAM AA. *Ortopedia e fraturas em medicina e reabilitação*. 6 ed. São Paulo: Atheneu, 2002.

GUR, H.; CAKIN N.; ANOVA, B.; OKAY, E.; KUÇUKOĞLU, S. Concentric versus combined concentric-eccentric isokinetic training: effects on functional capacity and symptoms in patients with osteoarthrosis of the knee. *Archives of Physical and Medicine Rehabilitation*, v. 83, p. 308-316, 2002.

HALL. S.J. *Biomecânica Básica*. Guanabara Koogan: Rio de Janeiro, 7 ed., 2016.

HARTMANN, A.; KNOLS, R.; MURER, K.; BRUIN, E. D. Reproducibility of an Isokinetic Strength-Testing Protocol of the Knee and Ankle in Older Adults. *Gerontology*, v. 55, p. 259-268, 2009.

HERMENS, J.H.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 10, p. 361-374, 2000.

HODGES, P.W.; VAN DEN HOORN, W.; WRIGLEY, T.V.; HINMAN, R.S.; BOWLES, K.A.; CICUTTINI, F.; et al. Increased duration of co-contraction of medial knee muscles is associated with greater progression of knee osteoarthritis. *Manual Therapy*, v. 21, p. 151-158, 2016.

HOLLMAN, J.H.; KOVASK, F.M.; KUBIT, J.J.; LINBO, R.A. Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait & Posture*, v. 26, p. 113-117, 2007.

IZQUIERDO, M.; IBANEZ, J.; GOROSTIAGA, E.; GARRUES, M.; ZUNIGA, A.; ANTON, A. et al. Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle age and older men. *Acta Physiology Scand*, v. 167, n. 1, p. 57-68, 1999.

JORGE, R.T.; SOUZA, M.C.; CHIARI, A.; JONES, A.; FERNANDES, A.D.; JUNIOR, I.L.; NATOUR, J. Progressive resistance exercise in women with osteoarthritis of the knee: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, v. 29, p. 234-243, 2014.

KAUFMAN, K.R.; HUGHES, C.; MORREY, B.F.; MORREY, M.; AN, K. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *Journal of Biomechanics*, v. 34, p. 907-9015, 2001.

KEAN, C.O.; HINMAN, R.S.; WRIGLEY, T.V.; LIM, B.W.; BENNELL, K.L. Impact loading following quadriceps strength training in individuals with medial knee osteoarthritis and varus alignment. *Clinical Biomechanics*, v. 42, p. 20-24, 2017.

KIERKEGAARD, S.; JORGENSEN, P.B.; DALGAS, U.; SOBALLE, K.; MECHLENBURG, I. Pelvic movement strategies and leg extension power in patients with end-stage medial compartment knee osteoarthritis: a cross-sectional study. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, v. 135, p. 1217-1226, 2015.

LaROCHE, D.P.; MILLETT, E.D.; KRALIAN, R.J. Low strength is related to diminished ground reaction forces and walking performance in older women. *Gait & Posture*, v. 33, p. 668-672, 2011.

LaROCHE, D.P.; CREMIN, K.A.; GREENLEAF, B.; CROCE, R.V. Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: a comparison across lower-extremity muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 20, p. 482-488, 2010.

LIM, J.; TCHAI, E.; JANG, S. Effectiveness of Aquatic Exercise for Obese Patients with Knee Osteoarthritis: A Randomized Controlled Trial. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 2, p. 723-731, 2010.

MAFFIULETTI, N.A.; AAGAARD, P.; BLAZEVICH, A.J.; FOLLAND, J.; TILLIN, N.; DUCHATEAU, J. Rate of force development: physiological and methodological considerations. *European Journal of Applied Physiology*, v. 116, p. 1091-1116, 2016.

MANINI, T.M.; VISSER, M.; WON-PARK, S.; PATEL, K.V.; STROTMAYER, E.S.; CHEN, H.; GOODPASTER, B.; REKENEIRE, N.; NEWMAN, A.; SIMONSICK, E.M.; KRITCHEVSKY, S.B.; RYDER, K.; SCHWARTZ, A.V.; HARRIS, T.B. Knee Extension

Strength Cutpoints for Maintaining Mobility. *The American Geriatrics Society*, v. 55, n. 3, p. 451-457, 2007.

MARQUES, N.R.; LaROCHE, D.P.; HALLAL, C.Z.; CROZARA, L.F.; MORCELLI, M.H.; KARUKA, A.H.; NAVEGA, M.T.; GONÇALVES, M. Association between energy cost of walking, muscle activation, and biomechanical parameters in older female fallers and non-fallers. *Clinical Biomechanics*, v. 28, p. 330-336, 2013.

MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; SPINOSO, D.H.; MORCELLI, M.H.; CROZARA, L.F.; GONÇALVES, M. Applying different mathematical variability methods to identify older fallers and non-fallers using gait variability data. *Aging Clinical and Experimental Research*, 2017.

MARX, F.C.; OLIVEIRA, L.M.; BELLINI, C.G.; RIBEIRO, M.C.C. Tradução e Validação Cultural do Questionário Algorfuncional de Lequesne para Osteoartrite de Joelhos e Quadris para a Língua Portuguesa. *Revista Brasileira Reumatologia*, v. 46, p. 253-260, 2006.

MELO, S.I.L.; OLIVEIRA, J.; DETÂNICO, R.C.; PALHANO, R.; SCHWINDEN, R.M.; ANDRADE, M.C.; SANTOS, J.O.L. Avaliação da força muscular de flexores e extensores de joelho em indivíduos com e sem osteoartrose de joelho. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, v. 10, p. 335-340, 2008.

MILLS, K.; HUNT, M.A.; LEIGH, R.; FERBER, R. A systematic review and meta-analysis of lower limb neuromuscular alterations associated with knee osteoarthritis during level walking. *Clinical Biomechanics*, v. 28, p. 713-724, 2013.

MONTERO-ODASSO, M.; BERGMAN, H.; BELAND, F.; SOURIAL, N.; FLETCHER, J.D.; DALLAIRE, L. Identifying mobility heterogeneity in very frail older adults. Are frail people all the same? *Archives of Gerontology and Geriatrics*, v. 49, p. 272-277, 2009.

MURRAY, A.M.; THOMAS, A.C.; ARMSTRONG, C.W.; PIETROSIMONE, B.G.; TEVALD, M.A. The associations between quadriceps muscle strength, power, and knee joint mechanics in knee osteoarthritis: A cross-sectional study. *Clinical Biomechanics*, v. 30, p. 1140-1145, 2015.

OLALEKAN, A.U.; WINDT, D.A.V.; JORDAN, J.L.; DZIEDZIC, K.S.; HEALEY, E.L.; PEAT, G.M.; FOSTER, N.E. Exercise for lower limb osteoarthritis: systematic review incorporating trial sequential analysis and network meta-analysis. *British medical journal*, v. 20, 2013.

PARK, S. K.; KOBASAR, D.; FERBER, R. Relationship between lower limb muscle strength, self-reported pain and function, and frontal plane gait kinematics in knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, v. 38, p. 68-74, 2016.

PERRY, C.J.; KIRIELLA, J.B.; HAWKINS, K.M.; SHANAHAN, C.J.; MOORE, A.E.; GAGE, W.H. The effects of anterior load carriage on lower limb gait parameters during obstacle clearance. *Gait & Posture*, v. 32, p. 57-61, 2010.

PIETROSIMONE, B., LEPLEY, A.S., MURRAY, A.M., THOMAS, A.C., BAHUR, N.O., SCHWARTZ, T.A. Changes in voluntary quadriceps activation predict changes in muscle strength and gait biomechanics following knee joint effusion. *Clinical Biomechanics*, v. 29, p. 923-929, 2014.

REID, K.F.; PRICE, L.L.; HARVEY, W.F.; DRIBAN, J.B.; HAU, C.; FIELDING, R.A., et al. Muscle power is an independent determinant of pain and quality life in Knee Osteoarthritis. *Arthritis Rheumatology*, v. 67, p. 3166-3173, 2015.

RICE, D.A.; MCNAIR, P.J.; LEWIS, G.N.; DALBETH, N. Quadriceps arthrogenic muscle inhibition: the effects of experimental knee joint effusion on motor cortex excitability. *Arthritis research & therapy*, v. 16, p. 502-507, 2014.

SAMUEL, D.; ROWE, P.J. Effect of ageing on isometric strength through joint range at knee and hip joints in three age groups of older adults. *Gerontology*, v. 55, p. 621-629, 2009.

SKELTON, D.A.; GREIG, C.A.; DAVIES, J.M.; YOUNG, A. Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65-89 years. *Age Ageing*, v. 23, n. 3, p. 371-377, 1994.

SKELTON, D.A.; KENNEDY, J.; RUTHERFORD OM. Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. *Age Ageing*, v. 31, n. 2, p. 119-125, 2002.

TAS, S.; GÜNERI, S.; BAKI, A.; YILDIRIM, T.; KAYMAK, B.; ERDEN, Z. Effects of severity of osteoarthritis on the temporospatial gait parameters in patients with knee osteoarthritis. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, v. 48, p. 635-641, 2014.

VAN DIEEN, J. H; PIJNAPPELS, M. Falls in older people. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, p. 169-171, 2008.

VAUGHAN, C.L.; DAVIS, B.L.; O'CONNOR, J.C. *Dynamics of Human Gait*. Kiboho Publishers, 2 ed, 1999.

VASCONCELOS, K.S.S.; DIAS, J.M.D.; DIAS, R.C. Dificuldades funcionais em mulheres obesas com osteoartrite de joelhos: relação entre percepção subjetiva e desempenho motor; *Fisioterapia e Pesquisa*, v. 14, 2007.

WINTER, D.A. *Biomechanics and motor control of human movement*, Wiley-Interscience Publication, 2ed., 1990.

ZENEWTON, A. S. G; CONESA, A. G. Factores de riesgo de caídas em ancianos: revisión sistemática. *Revista de Saúde Pública*, v. 42, p. 946-956, 2008.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Esse estudo procurou analisar de maneira aprofundada as implicações da osteoartrite de joelho no sistema neuromuscular e na cinemática da marcha de mulheres. Identificamos que o torque extensor de joelho, TDT inicial e tardia, velocidade da marcha e pontuação na escala de funcionalidade SPPB foram as variáveis que melhor discriminam indivíduos com e sem OAJ, sendo os valores de corte de $1,2 \text{ Nm Kg}^{-1}$, $2,06 \text{ Nm.s}^{-1} \text{ Kg}^{-1}$, $1,72 \text{ Nm.s}^{-1} \text{ Kg}^{-1}$, $1,07 \text{ ms}$, $9,8$, respectivamente. Esses achados podem contribuir para uma avaliação mais precisa quanto ao acometimento do sistema musculoesquelético nessa população. Posteriormente, ao acompanhar essas mulheres por onze meses, observamos que a piora da mobilidade funcional está relacionada principalmente com a diminuição da TDT e o maior tempo de apoio da marcha, sendo que os limiares preditivos de funcionalidade são, respectivamente, $1,42 \text{ Nm.s}^{-1} \text{ Kg}^{-1}$ e $0,58$ segundos.

Dessa maneira, esperamos contribuir para elaboração de estratégias de intervenção mais específicas que visem não apenas o treino resistido de membros inferiores, mas também a melhora da capacidade de gerar força rapidamente e do padrão de movimento da marcha, afim de diminuir os riscos de incapacidade e conseqüentemente os gastos públicos com essa população.

ANEXO 1 - ÍNDICE WOMAC PARA OSTEOARTROSE

Nome: _____ Data avaliação: ____/____/____

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	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
2- Subindo ou descendo escadas.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
3- A noite deitado na cama.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
4-Sentando-se ou deitando-se.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
5. Ficando em pé.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>

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	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
2- Qual é a intensidade de sua rigidez após se sentar, se deitar ou repousar no decorrer do dia?									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>

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	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
2- Subir escadas.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
3- Levantar-se estando sentada.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>

4- Ficar em pé.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
5- Abaixar-se para pegar algo.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
6- Andar no plano.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
7- Entrar e sair do carro.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
8- Ir fazer compras.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
9- Colocar meias.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
10- Levantar-se da cama.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
11- Tirar as meias.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
12- Ficar deitado na cama.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
13- Entrar e sair do banho.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
14 - Se sentar.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
15- Sentar e levantar do vaso sanitário.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
16- Fazer tarefas domésticas pesadas.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>
17- Fazer tarefas domésticas leves.									
Nenhuma	<input type="checkbox"/>	Pouca	<input type="checkbox"/>	Moderada	<input type="checkbox"/>	Intensa	<input type="checkbox"/>	Muito intensa	<input type="checkbox"/>

TOTAL: _____

ANEXO II – SHORT PHYSICAL PERFORMANCE BATTERY (SPPB)

Identificação do participante:	Data: / /	Iniciais do examinador
--------------------------------	--------------	------------------------

VERSÃO BRASILEIRA DA SHORT PHYSICAL PERFORMANCE BATTERY SPPB

Todos os testes devem ser realizados na ordem em que são apresentados neste protocolo. As instruções para o avaliador e para o paciente estão separadas nos quadros abaixo. As instruções aos pacientes devem ser dadas exatamente como estão descritas neste protocolo.

1. TESTES DE EQUILÍBRIO

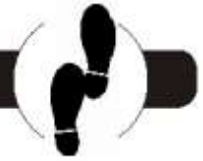
A. POSIÇÃO EM PÉ COM OS PÉS JUNTOS



Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
O paciente deve conseguir ficar em pé sem utilizar bengala ou andador. Ele pode ser ajudado a levantar-se para ficar na posição.	<p>a) Agora vamos começar a avaliação.</p> <p>b) Eu gostaria que o(a) Sr(a), tentasse realizar vários movimentos com o corpo.</p> <p>c) Primeiro eu demonstro e explico como fazer cada movimento.</p> <p>d) Depois o(a) Sr(a), tenta fazer o mesmo.</p> <p>e) Se o(a) Sr(a), não puder fazer algum movimento, ou sentir-se inseguro para realizá-lo, avise-me e passaremos para o próximo teste.</p> <p>f) Vamos deixar bem claro que o(a) Sr(a), não tentará fazer qualquer movimento se não se sentir seguro.</p> <p>g) O(a) Sr(a), tem alguma pergunta antes de começarmos?</p>
	Agora eu vou mostrar o 1º movimento. Depois o(a) Sr(a), fará o mesmo.
1. Demonstre.	<p>a) Agora, fique em pé, com os pés juntos, um encostado no outro, por 10 segundos.</p> <p>b) Pode usar os braços, dobrar os joelhos ou balançar o corpo para manter o equilíbrio, mas procure não mexer os pés.</p> <p>c) Tente ficar nesta posição até eu falar "pronto".</p>

pés juntos.	
3. Caso seja necessário, segure o braço do paciente para ficar na posição e evitar que ele perca o equilíbrio.	
4. Assim que o paciente estiver com os pés juntos, pergunte:	"O(a) Sr(a), está pronto(a)?"
5. Retire o apoio, se foi necessário ajudar o paciente a ficar em pé na posição, e diga:	"Preparar, já!" (disparando o cronômetro).
6. Pare o cronômetro depois de 10 segundos, ou quando o paciente sair da posição ou segurar o seu braço, dizendo:	"Pronto, acabou"
7. Se o paciente não conseguir se manter na posição por 10 segundos, marque o resultado e prossiga para o teste de velocidade de marcha.	
A. PONTUAÇÃO	<p>Manteve por 10 segundos <input type="checkbox"/> 1 ponto</p> <p>Não manteve por 10 segundos <input type="checkbox"/> 0 ponto</p> <p>Não tentou <input type="checkbox"/> 0 ponto</p> <p>Se pontuar 0, encerre os Testes de Equilíbrio e marque o motivo no Quadro 1</p> <p>Tempo de execução quando for menor que 10 seg: _____ segundos.</p>

B. POSIÇÃO EM PÉ COM UM PÉ PARCIALMENTE À FRENTE



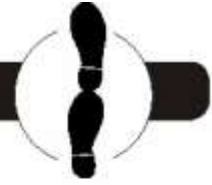
Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
	Agora eu vou mostrar o 2º movimento. Depois o(a) Sr(a). Fará o mesmo.
1. Demonstre.	<p>a) Eu gostaria que o(a) Sr(a). colocasse um dos pés um pouco mais à frente do outro pé, até ficar com o calcanhar de um pé encostado ao lado do dedo do outro pé.</p> <p>b) Fique nesta posição por 10 segundos.</p> <p>c) O(a) Sr(a). pode colocar tanto um pé quanto o outro na frente, o que for mais confortável.</p> <p>d) O(a) Sr(a). pode usar os braços, dobrar os joelhos ou o corpo para manter o equilíbrio, mas procure não mexer os pés.</p> <p>e) Tente ficar nesta posição até eu falar "pronto".</p>
2. Fique perto do paciente para ajudá-lo(a) a ficar em pé com um pé parcialmente à frente.	
3. Caso seja necessário, segure o braço do paciente para ficar na posição e evitar que ele perca o equilíbrio.	
4. Assim que o paciente estiver na posição, com o pé parcialmente à frente, pergunte:	"O(a) Sr(a). está pronto(a) ?"
5. Retire o apoio, caso tenha sido necessário ajudar o paciente a ficar em pé na posição, e diga:	"Preparar, já!" (disparando o cronômetro).
6. Pare o cronômetro depois de 10 segundos, ou quando o paciente sair da posição ou segurar o seu braço, dizendo:	"Pronto, acabou".
7. Se o paciente não conseguir se manter na posição por 10 segundos, marque o resultado e prossiga para o Teste de velocidade de marcha.	

B. PONTUAÇÃO

- Manteve por 10 segundos 1 ponto
 Não manteve por 10 segundos 0 ponto
 Não tentou 0 ponto

Se pontuar 0, encerre os Testes de Equilíbrio e marque o motivo no Quadro 1
 Tempo de execução quando for menor que 10 seg: ____:____ segundos.

C. POSIÇÃO EM PÉ COM UM PÉ À FRENTE



Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
	Agora eu vou mostrar o 3º movimento. Depois o(a) Sr(a). fará o mesmo.
1. Demonstre.	<p>a) Eu gostaria que o(a) Sr(a). colocasse um dos pés totalmente à frente do outro até ficar com o calcanhar deste pé encostado nos dedos do outro pé.</p> <p>b) Fique nesta posição por 10 segundos.</p> <p>c) O(a) Sr(a). pode colocar qualquer um dos pés na frente, o que for mais confortável.</p> <p>d) Pode usar os braços, dobrar os joelhos, ou o corpo para manter o equilíbrio, mas procure não mexer os pés.</p> <p>e) Tente ficar nesta posição até eu avisar quando parar.</p>
2. Fique perto do paciente para ajudá-lo(a) a ficar na posição em pé com um pé à frente.	
3. Caso seja necessário, segure o braço do paciente para ficar na posição e evitar que ele perca o equilíbrio.	
4. Assim que o paciente estiver na posição com os pés um na frente do outro, pergunte:	"O(a) Sr(a). Está pronto(a)?"
5. Retire o apoio, caso tenha sido necessário ajudar o paciente a ficar em pé na posição, e diga:	"Preparar, já!" (Disparando o cronômetro).
6. Pare o cronômetro depois de 10 segundos, ou quando o participante sair da posição ou segurar o seu braço, dizendo:	" Pronto, acabou".

C. PONTUAÇÃO

- | | |
|---------------------------------|----------------------------------|
| Manteve por 10 segundos | <input type="checkbox"/> 2 ponto |
| Manteve por 3 a 9,99 segundos | <input type="checkbox"/> 1 ponto |
| Manteve por menos de 3 segundos | <input type="checkbox"/> 0 ponto |
| Não tentou | <input type="checkbox"/> 0 ponto |

Se pontuar 0, encerre os Testes de Equilíbrio e marque o motivo no Quadro 1
Tempo de execução quando for menor que 10 seg: _____ segundos.

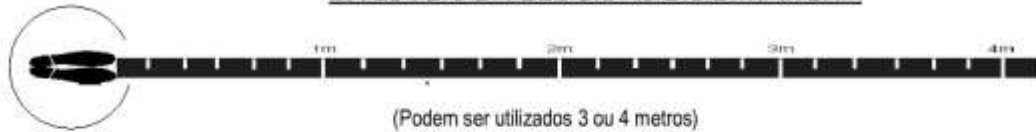
D. Pontuação Total nos Testes de Equilíbrio: _____ (Soma dos pontos)

Quadro 1

Se o paciente não realizou o teste ou falhou, marque o motivo:

- | | |
|--|---|
| 1) Tentou, mas não conseguiu. | 5) O paciente não conseguiu entender as instruções. |
| 2) O paciente não consegue manter-se na posição sem ajuda. | 6) Outros (Especifique) _____. |
| 3) Não tentou, o avaliador sentiu-se inseguro. | 7) O paciente recusou participação. |
| 4) Não tentou, o paciente sentiu-se inseguro. | |

2. TESTE DE VELOCIDADE DE MARCHA



(Podem ser utilizados 3 ou 4 metros)

Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
Material: fita crepe ou fita adesiva, espaço de 3 ou 4 metros, fita métrica ou trena e cronómetro.	Agora eu vou observar o(a) Sr(a), andando normalmente. Se precisar de bengala ou andador para caminhar, pode utilizá-los.
A. Primeira Tentativa	
1. Demonstre a caminhada para o paciente.	Eu caminharei primeiro e só depois o(a) Sr(a), irá caminhar da marca inicial até ultrapassar completamente a marca final, no seu passo de costume , como se estivesse andando na rua para ir a uma loja.
2. Posicione o paciente em pé com a ponta dos pés tocando a marca inicial.	a) Caminhe até ultrapassar completamente a marca final e depois pare. b) Eu andarei com o(a) Sr(a), sente-se seguro para fazer isto?
3. Dispare o cronómetro assim que o paciente tirar o pé do chão. 4. Caminhe ao lado e logo atrás do participante.	a) Quando eu disser "Já", o(a) Sr(a), começa a andar. b) "Entendeu?" Assim que o paciente disser que sim, diga: "Então, preparar, já!"
5. Quando um dos pés do paciente ultrapassar completamente a marca final pare de marcar o tempo.	

Tempo da Primeira Tentativa

- A. Tempo para 3 ou 4 metros: ____, ____ segundos.
- B. Se o paciente não realizou o teste ou falhou, marque o motivo:
- 1) Tentou, mas não conseguiu.
 - 2) O paciente não consegue caminhar sem ajuda de outra pessoa.
 - 3) Não tentou, o avaliador julgou inseguro.
 - 4) Não tentou, o paciente sentiu-se inseguro.
 - 5) O paciente não conseguiu entender as instruções.
 - 6) Outros (Especifique) _____
 - 7) O paciente recusou participação.
- C. Apoios para a primeira caminhada:
- Nenhum Bengala Outro
- D. Se o paciente não conseguiu realizar a caminhada pontue:
- 0 ponto** e prossiga para o Teste de levantar da cadeira.

B. Segunda Tentativa	
Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
1. Posicione o paciente em pé com a ponta dos pés tocando a marca inicial.	
2. Dispare o cronômetro assim que o paciente tirar o pé do chão.	
3. Caminhe ao lado e logo atrás do paciente.	
4. Quando um dos pés do paciente ultrapassar completamente a marca final pare de marcar o tempo.	
<p style="text-align: center;">Tempo da Segunda Tentativa</p> <p>A. Tempo para 3 ou 4 metros: ____ segundos.</p> <p>B. Se o paciente não realizou o teste ou falhou, marque o motivo:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Tentou, mas não conseguiu. 2) O paciente não consegue caminhar sem ajuda de outra pessoa. 3) Não tentou, o avaliador julgou inseguro. 4) Não tentou, o paciente sentiu-se inseguro. 5) O paciente não conseguiu entender as instruções. 6) Outros (Especifique) _____ 7) O paciente recusou participação. <p>C. Apoios para a segunda caminhada: Nenhum <input type="checkbox"/> Bengala <input type="checkbox"/> Outro <input type="checkbox"/></p> <p>D. Se o paciente não conseguiu realizar a caminhada pontue: <input type="checkbox"/> 0 ponto</p>	

PONTUAÇÃO DO TESTE DE VELOCIDADE DE MARCHA	
Extensão do teste de marcha: Quatro metros <input type="checkbox"/> ou Três metros <input type="checkbox"/>	
Qual foi o tempo mais rápido dentre as duas caminhadas?	
Marque o menor dos dois tempos: ____ segundos e utilize para pontuar.	
[Se somente uma caminhada foi realizada, marque esse tempo] ____ segundos	
Se o paciente não conseguiu realizar a caminhada: <input type="checkbox"/> 0 ponto	
Pontuação para a caminhada de 3 metros:	Pontuação para a caminhada de 4 metros:
Se o tempo for maior que 6,52 segundos: <input type="checkbox"/> 1 ponto	Se o tempo for maior que 8,70 segundos: <input type="checkbox"/> 1 ponto
Se o tempo for de 4,66 a 6,52 segundos: <input type="checkbox"/> 2 pontos	Se o tempo for de 6,21 a 8,70 segundos: <input type="checkbox"/> 2 pontos
Se o tempo for de 3,62 a 4,65 segundos: <input type="checkbox"/> 3 pontos	Se o tempo for de 4,82 a 6,20 segundos: <input type="checkbox"/> 3 pontos
Se o tempo for menor que 3,62 segundos: <input type="checkbox"/> 4 pontos	Se o tempo for menor que 4,82 segundos: <input type="checkbox"/> 4 pontos

3. TESTE DE LEVANTAR-SE DA CADEIRA



Posição inicial





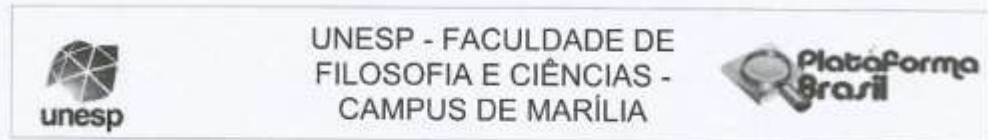
Posição final

Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
Material: cadeira com encosto reto, sem apoio lateral, com aproximadamente 45 cm de altura, e cronômetro. A cadeira deve estar encostada à parede ou estabilizada de alguma forma para impedir que se mova durante o teste.	
PRÉ-TESTE: LEVANTAR-SE DA CADEIRA UMA VEZ	
1. Certifique-se de que o participante esteja sentado ocupando a maior parte do assento, mas com os pés bem apoiados no chão. Não precisa necessariamente encostar a coluna no encosto da cadeira, isso vai depender da altura do paciente.	Vamos fazer o último teste. Ele mede a força de suas pernas. O(a) Sr(a). se sente seguro(a) para levantar-se da cadeira sem ajuda dos braços?
2. Demonstre e explique os procedimentos	Eu vou demonstrar primeiro. Depois o(a) Sr(a). fará o mesmo. a) Primeiro, cruze os braços sobre o peito e sente-se com os pés apoiados no chão. b) Depois levante-se completamente mantendo os braços cruzados sobre o peito e sem tirar os pés do chão.
3. Anote o resultado.	Agora, por favor, levante-se completamente mantendo os braços cruzados sobre o peito.
4. Se o paciente não conseguir levantar-se sem usar os braços, não realize o teste, apenas diga: "Tudo bem, este é o fim dos testes".	
5. Finalize e registre o resultado e prossiga para a pontuação completa da SPPB.	
RESULTADO DO PRÉ-TESTE: LEVANTAR-SE DA CADEIRA UMA VEZ	
A. Levantou-se sem ajuda e com segurança Sim <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/>	
.O paciente levantou-se sem usar os braços <input type="checkbox"/> Vá para o teste levantar-se da cadeira 5 vezes	
.O paciente usou os braços para levantar-se <input type="checkbox"/> Encerre o teste e pontue 0 ponto	
.Teste não completado ou não realizado <input type="checkbox"/> Encerre o teste e pontue 0 ponto	
B. Se o paciente não realizou o teste ou falhou, marque o motivo:	
1) Tentou, mas não conseguiu.	
2) O paciente não consegue levantar-se da cadeira sem ajuda.	
3) Não tentou, o avaliador julgou inseguro.	
4) Não tentou, o paciente sentiu-se inseguro.	
5) O paciente não conseguiu entender as instruções.	
6) Outros (Especifique) _____	
7) O paciente recusou participação.	

TESTE DE LEVANTAR-SE DA CADEIRA CINCO VEZES	
Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
	Agora o(a) Sr(a), se sente seguro para levantar-se da cadeira completamente cinco vezes, com os pés bem apoiados no chão e sem usar os braços?
1. Demonstre e explique os procedimentos.	Eu vou demonstrar primeiro. Depois o(a) Sr(a), fará o mesmo. a) Por favor, levante-se completamente o mais rápido possível cinco vezes seguidas, sem parar entre as repetições. b) Cada vez que se levantar, sente-se e levante-se novamente, mantendo os braços cruzados sobre o peito. c) Eu vou marcar o tempo com um cronômetro.
2. Quando o paciente estiver sentado, adequadamente, como descrito anteriormente, avise que vai disparar o cronômetro, dizendo:	"Preparar, já!"
3. Conte em voz alta cada vez que o paciente se levantar, até a quinta vez. 4. Pare se o paciente ficar cansado ou com a respiração ofegante durante o teste. 5. Pare o cronômetro quando o paciente levantar-se completamente pela quinta vez. 6. Também pare: Se o paciente usar os braços Após um minuto, se o paciente não completar o teste. Quando achar que é necessário para a segurança do paciente. 7. Se o paciente parar e parecer cansado antes de completar os cinco movimentos, pergunte-lhe se ele pode continuar. 8. Se o paciente disser "Sim", continue marcando o tempo. Se o participante disser "Não", pare e zere o cronômetro.	
<p style="text-align: center;">RESULTADO DO TESTE LEVANTAR-SE DA CADEIRA CINCO VEZES</p> <p>A. Levantou-se as cinco vezes com segurança: Sim <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/></p> <p>B. Levantou-se as 5 vezes com êxito, registre o tempo: _____ seg.</p> <p>C. Se o paciente não realizou o teste ou falhou, marque o motivo:</p> <p>1) Tentou, mas não conseguiu 2) O paciente não consegue levantar-se da cadeira sem ajuda 3) Não tentou, o avaliador julgou inseguro 4) Não tentou, o paciente sentiu-se inseguro 5) O paciente não conseguiu entender as instruções 6) Outros (Especifique) _____ 7) O paciente recusou participação.</p>	
<p style="text-align: center;">PONTUAÇÃO DO TESTE DE LEVANTAR-SE DA CADEIRA</p> <p>O participante não conseguiu levantar-se as 5 vezes ou completou o teste em tempo maior que 60 seg: <input type="checkbox"/> 0 ponto</p> <p>Se o tempo do teste for 16,70 segundos ou mais: <input type="checkbox"/> 1 ponto</p> <p>Se o tempo do teste for de 13,70 a 16,69 segundos: <input type="checkbox"/> 2 pontos</p> <p>Se o tempo do teste for de 11,20 a 13,69 segundos: <input type="checkbox"/> 3 pontos</p> <p>Se o tempo do teste for de 11,19 segundos ou menos: <input type="checkbox"/> 4 pontos</p>	
<p style="text-align: center;">PONTUAÇÃO COMPLETA PARA A VERSÃO BRASILEIRA DA SHORT PHYSICAL PERFORMANCE BATTERY - SPPB</p> <p>1. Pontuação total do teste de equilíbrio: _____ pontos</p> <p>2. Pontuação do teste de velocidade de marcha: _____ pontos</p> <p>3. Pontuação do teste de levantar-se da cadeira: _____ pontos</p> <p>4. Pontuação total: _____ pontos (some os pontos acima).</p>	

ANEXO 3 - Aprovação Comitê de Ética

	UNESP - FACULDADE DE FILOSOFIA E CIÊNCIAS - CAMPUS DE MARÍLIA			
PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP				
<p>DADOS DO PROJETO DE PESQUISA</p> <p>Título da Pesquisa: Perspectivas biomecânicas de pacientes com OAJ e sua relação com a funcionalidade: estudo de coorte prospectivo</p> <p>Pesquisador: Deborah Hebling Spinoso</p> <p>Área Temática:</p> <p>Versão: 1</p> <p>CAAE: 54404716.8.0000.5406</p> <p>Instituição Proponente: UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO DE MESQUITA FILHO</p> <p>Patrocinador Principal: Financiamento Próprio</p> <p>DADOS DO PARECER</p> <p>Número do Parecer: 1.503.496</p> <p>Apresentação do Projeto: Projeto apresentado de forma adequada para apreciação pelo CEP Local.</p> <p>Objetivo da Pesquisa: O objetivos deste trabalho será analisar o comportamento de variáveis biomecânicas e sua relação com a funcionalidade, em indivíduos com e sem osteoartrose de joelho, por um período de seis meses.</p> <p>Avaliação dos Riscos e Benefícios: Não há riscos previstos para os sujeitos da pesquisa, pois as avaliações propostas não possuem potencial lesivo para os participantes. Os benefícios estão relacionados a uma avaliação objetiva e detalha das principais variáveis biomecânicas responsáveis pelo desempenho na execução das tarefas diárias. Com esse acompanhamento, será possível identificar as causas dos déficits de mobilidade, que podem proporcionar risco de quedas e incapacidades para essa população, bem como poderá auxiliar no direcionamento do tratamento desses indivíduos.</p> <p>Comentários e Considerações sobre a Pesquisa: A pesquisa está bem fundamentada e é de tema relevante para a área dos pesquisadores envolvidos.</p>				
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="padding: 5px;"> Endereço: Av. Hygino Muzzi Filho, 737 Bairro: Campus Universitário UF: SP Município: MARILIA </td> <td style="padding: 5px; vertical-align: top;"> CEP: 17.525-900 E-mail: cep@marilia.unesp.br </td> </tr> </table>			Endereço: Av. Hygino Muzzi Filho, 737 Bairro: Campus Universitário UF: SP Município: MARILIA	CEP: 17.525-900 E-mail: cep@marilia.unesp.br
Endereço: Av. Hygino Muzzi Filho, 737 Bairro: Campus Universitário UF: SP Município: MARILIA	CEP: 17.525-900 E-mail: cep@marilia.unesp.br			
<small>Página 01 de 03</small>				



Continuação do Parecer: 1.503.498

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os termos e documentos obrigatórios foram adequadamente apresentados.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado

Considerações Finais a critério do CEP:

O CEP da FFC da UNESP de MARÍLIA, em reunião ordinária de 30/03/16, após acatar o parecer do membro relator previamente aprovado para o presente estudo e atendendo a todos os dispositivos das resoluções 466/2012 e complementares, bem como ter aprovado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido como também todos os anexos incluídos na pesquisa, resolve APROVAR o projeto de pesquisa Perspectivas biomecânicas de pacientes com OAJ e sua relação com a funcionalidade: estudo de coorte prospectivo

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DÓ_P ROJETO_666980.pdf	21/03/2016 10:46:35		Aceito
Cronograma	CRONOGRAMA.pdf	21/03/2016 10:44:37	Deborah Hebling Spinoso	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	termo.pdf	24/02/2016 10:37:54	Deborah Hebling Spinoso	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_doc_OAJ.pdf	24/02/2016 10:19:20	Deborah Hebling Spinoso	Aceito
Folha de Rosto	newimage.pdf	24/02/2016 10:17:34	Deborah Hebling Spinoso	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: Av. Hygino Muzzi Filho, 737
 Bairro: Campus Universitário CEP: 17.525-900
 UF: SP Município: MARILIA
 Telefone: (14)3402-1346 E-mail: cep@marilia.unesp.br



UNESP - FACULDADE DE
FILOSOFIA E CIÊNCIAS -
CAMPUS DE MARÍLIA



Continuação do Parecer: 1.503.486

MARILIA, 17 de Abril de 2016

Assinado por:
CRISTIANE RODRIGUES PEDRONI
(Coordenador)

Endereço: Av. Hygino Muzzi Filho, 737

Bairro: Campus Universitário

UF: SP Município: MARILIA

Telefone: (14)3402-1346

CEP: 17.525-900

E-mail: cep@marilia.unesp.br