UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Análise biomecânica de atividades de vida diária realizadas por pessoas
com osteoartrite de joelho

ROBERTO BIANCO

SÃO PAULO
2016

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Análise biomecânica de atividades de vida diária realizadas por pessoas
com osteoartrite de joelho

ROBERTO BIANCO

SÃO PAULO
2016

ROBERTO BIANCO

Análise biomecânica de atividades de vida diária realizadas por pessoas
com osteoartrite de joelho

Tese de doutoramento em versão final
encaminhada à Comissão de Pós-
Graduação da Escola de Educação Física e
Esporte da Universidade de São Paulo como
requisito parcial para a obtenção do grau de
Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Biodinâmica do
Movimento do Corpo Humano.

Orientador: Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão

SÃO PAULO

2016

Catálogo da Publicação
Serviço de Biblioteca
Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo

Bianco, Roberto

Análise biomecânica das atividades da vida diária
realizadas por pessoas com osteoartrite de joelho / Roberto
Bianco. – São Paulo :[s.n.], 2016.
159p.

Tese (Doutorado) - Escola de Educação Física e
Esporte da Universidade de São Paulo.
Orientador: Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão.

1. Biomecânica 2. Marcha (Locomoção)
3. Eletromiografia 4. Osteoartrite do joelho I. Título.

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: Bianco, Roberto

Título: Análise biomecânica de atividades de vida diária realizadas por pessoas com osteoartrite de joelho.

Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Ciências.

Data: __/__/__

Banca Examinadora

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar gostaria de agradecer à minha família que sempre me apoia em todas as minhas empreitadas. Em particular, à Carina Fraga, minha esposa, que não somente me deu apoio psicológico, nos momentos mais difíceis, mas também contribuiu enormemente para que essa tese chegasse a esse estágio final. Te amo muito. Você é e sempre será a bússola que me guia nos momentos de dificuldade. Agradeço a minha pequena Giulia, Julika, que sempre me emociona com seus abraços e beijos. Ouvir uma pessoinha te chamar de papai e correr na sua direção para te dar um abraço, é algo que renova as energias de qualquer pessoa.

Agradeço a Alfredo Bianco e a Marta Simon Bianco, meus pais, e a Alfredo Bianco, meu irmão, que sempre se preocuparam e investiram na minha formação para que eu pudesse chegar à conclusão desta fase. Vocês me ensinaram a ser ético, ser correto, a ter empatia e a ser educado com as outras pessoas. Qualidades essas que caíram em desuso nos dias atuais, mas que eu ainda tenho esperança que um dia voltarão a ser populares. Agradeço também a Jimena, minha irmãzinha, e a Sandra, minha madrastra, que sempre me deram muito amor, foram carinhosos e gentis comigo.

Serei eternamente grato aos meus mentores, Júlio Cerca Serrão, Alberto Carlos Amadio e Luis Mochizuki. Vocês me acolheram quando eu ainda era um aluno da graduação, muito perdido, mas com muita vontade de trabalhar. Vocês não somente me permitiram aprender um pouco do que sabem sobre a Biomecânica, mas também me deram uma profissão que eu exerço com muito prazer e dedicação.

Agradeço, aos meus amigos do HC, Alexandre Kokron e Cristiane Comelato, que sempre estiveram em prontidão para ajudar para que o trabalho pudesse ser concluído. Esperamos que a amizade e a parceria continuem e traga mais frutos para todos.

Faço também um agradecimento especial a muitas pessoas que auxiliaram para a conclusão desta tese, auxiliando nas coletas, na tabulação e tratamento dos dados, na análise estatística e na escrita do documento final. Estas pessoas são: Wilson, Isadora, Mahendra, Tatiane, Emanuel, Jéssica, Anatole, Cinthya e Mário. Do Laboratório de Biomecânica, um agradecimento pelo apoio e incentivo a todos os colegas, mas em especial a: Jaqueline, Bruno, João, Ana Paula.

RESUMO

BIANCO, R. **Análise biomecânica de atividades de vida diária realizadas por pessoas com osteoartrite de joelho**. 2016. 159f. Tese (Doutorado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2016.

O objetivo do trabalho é investigar como as condições biomecânicas de portadores de Osteoartrite (OA) de joelho afetam a capacidade de realizar atividades de vida diária. Participaram desse estudo 39 indivíduos, sendo 18 indivíduos com OA de joelho bilateral grau 3, na escala Kellgren Lawrence, e 21 indivíduos saudáveis. Foram utilizadas duas plataformas de força (AMTI) para registrar a Força de Reação do Solo, cinco câmeras (Sistema Vicon) para registrar as variações angulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo, nos planos sagital e frontal, e cinco sensores de eletromiografia wireless (Sistema Noraxon) para registrar as atividades dos músculos *reto femoris* (RF), *vastus lateralis* (VL), *biceps femoris* (BF), *tibialis anterior* (TA) e *gastrocnemius lateralis* (GL) no segmento dominante (segmento D) dos sujeitos do grupo controle e no segmento com maior gravidade de lesão nos indivíduos com OA (segmento OA). Também foram calculados por meio de dinâmica inversa os momentos articulares nos planos sagital e frontal. Três atividades de vida diária foram investigadas, a marcha, o levantar e sentar em uma cadeira e o descer de um degrau de 20cm. Nos resultados, foi observada uma menor variação angular de forma geral nas articulações do quadril e joelho. Não foi observada diferença nas cargas mecânicas aplicadas ao aparelho locomotor. Nas três atividades cotidianas, os indivíduos com OA apresentaram adução no quadril e abdução no joelho, que denota um alinhamento em valgo durante a execução das tarefas. Poucas diferenças foram observadas nos momentos articulares flexores e extensores, nas três atividades de vida diária investigadas. No levantar e sentar menores momentos extensores foram observados no joelho durante as duas fases do movimento. Nos momentos adutores, poucas diferenças foram observadas na marcha. No levantar e sentar, o segmento OA não apresentou momentos adutores de joelho maiores que nos outros segmentos. No descer degrau, o segmento CL apresentou maior momento adutor que o segmento OA e D. De forma geral, as diferenças na ativação muscular indicam maior intensidade de ativação no grupo controle. O músculo VL nas três atividades apresentou intensidade de ativação menor nos indivíduos com OA. Observou-se maior co-ativação na marcha e no descer degrau, mas não no levantar e sentar. Na marcha a maior co-ativação ocorreu nas três articulações. No descer degrau, ocorreu no quadril e no joelho. Nas três atividades, maior co-contração foi observada e principalmente no joelho. Conclui-se que as alterações na técnica de movimento mostram-se tarefa dependente. As alterações na execução do movimento no plano sagital não foram suficientes para afetar o controle das cargas mecânicas, na marcha e no descer degrau. Apenas na tarefa de levantar e sentar surgiu algum indicio de que a eficiência seria pior. O alinhamento no joelho e os momentos adutores não sugerem maior magnitude de força no compartimento medial do joelho. Aparentemente, as características temporais sejam mais sensíveis à presença da OA no joelho do que a intensidade de ativação.

Palavras-chave: marcha; levantar e sentar; descer degrau; análise cinemática; análise dinâmica; eletromiografia.

ABSTRACT

BIANCO, R. **Biomechanical analysis of daily activities carried out by people with knee osteoarthritis**. 2016. 159f. Tese (Doutorado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2016.

The aim of this study is to investigate the biomechanical characteristics of patients with knee osteoarthritis (OA) and how it affects the ability to perform daily living activities. Thirty nine subjects participated in this study, 18 subjects with bilateral knee OA grade 3 Kellgren Lawrence scale) and 21 healthy individuals. Two force platforms (AMTI) were used to register the Ground Reaction Force (GRF). Five cameras (System Vicon) were used to register the angular variations of the hip, knee and ankle in the sagittal and frontal planes. Five electromyographic electrodes (Noraxon System) were used to record the activities of the *rectus femoris* (RF), *vastus lateralis* (VL), *biceps femoris* (BF), *tibialis anterior* (TA) and *gastrocnemius lateralis* (GL) in the dominant segment (D segment) on control group and the segment with greater severity of injury in individuals with OA (OA segment). Inverse dynamics was used to calculate joint moments sagittal and frontal planes. Three daily living activities were investigated, the gait, the Sit-to stand and Stand-to-sit and Stepping down from a 20cm height step. In results, there was a smaller angular variation in hip and knee joints. No difference was observed in the mechanical loads applied to the locomotor system. In the three daily activities, people with knee OA showed hip adduction and knee abduction, in the three daily activities, which suggests an alignment valgus in the knee. Few differences were observed in joint moments in the three daily living activities. In sit-to-stand and stand-to-sit lower peak extensor moments were observed in the knee. Few differences were observed in adductor moments in gait. In sit-to-stand and stand-to-sit, no difference was observed in knee adductor moments. In stepping down, the CL segment showed greater adductor moment than OA segment and D. In general, differences in muscle activation indicate greater activation intensity in the control group. The VL muscle showed lower activation intensity in individuals with OA in all three activities. A higher co-activation was observed in gait and in stepping down, but not in sit-to-stand and stand-to-sit. In gait the higher co-activation occurred subjects with knee OA in the three joints. In stepping down, higher co-activation occurred in the hip and knee. In the three activities, greater co-contraction was observed and especially in the knee. It can be concluded that changes in movement technique appears to be task dependent. Changes in movement technique in the sagittal plane were not enough to affect the control of the mechanical loads on gait and stepping down movements. Only in sit-to-stand and stand-to-sit some indication of worse efficiency to perform the task was observed. Knee alignment and knee adductor moments do not suggest greater magnitude of force in the medial compartment of the knee. Apparently, the temporal characteristics of muscle activity are more sensitive to the presence of knee OA than the intensity of activation.

Keywords: gait; sit-to-stand; stepping down; kinematic analysis; kinetic analysis; electromyography.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	11
2	OBJETIVOS.....	12
2.1	Objetivo geral.....	12
2.2	Objetivos específicos.....	13
3	REVISÃO DE LITERATURA.....	13
3.1	Características da Osteoartrite	13
3.2	Marcha humana.....	18
3.3	Sentar e levantar da cadeira.....	36
3.4	Descer um degrau	47
4	MATERIAIS E MÉTODOS	57
4.1	Amostra	57
4.2	Questionário de dor, rigidez e grau de funcionalidade.....	57
4.2	Preparação dos indivíduos para a coleta de dados	58
4.2.1	Procedimentos experimentais.....	59
5	INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO	62
5.1	Sistema Noraxon	62
5.2	Sistema Vicon.....	63
5.3	Plataforma de Força AMTI.....	68
5.4	Sincronização dos dados.....	69
5.5	Tratamento dos Dados	70
5.5.1	Tratamento dos dados no <i>Vicon Nexus</i>	70
5.5.2	Tratamento dos dados no programa <i>Matlab</i>	72
6	Variáveis de Análise	73
6.1	Parâmetros Cinemáticas	73
6.1.1	Parâmetros Cinemáticas na marcha.....	73
6.1.2	Parâmetros Cinemáticas no sentar e levantar	77
6.1.3	Parâmetros Cinemáticas no descer degrau.....	78
6.2	Parâmetros da Força de Reação do Solo.....	79
6.2.1	Parâmetros da Força na marcha	79
6.2.2	Parâmetros de Força no movimento sentar e levantar	80
6.2.3	Parâmetros de Força no movimento descer degrau.....	81
6.3	Variáveis Eletromiográficas	82
6.4	Momentos Articulares	86
6.5	Tratamento estatístico	89
7	RESULTADOS	90
7.1	Análise Cinemática	91
7.1.1	Análise cinemática dos movimentos no plano sagital	92
7.1.2	Análise cinemática dos movimentos no plano frontal	99
7.2	Análise da Força de Reação do Solo	105
7.3	Análise dos Momentos Articulares.....	108
7.3.1	Momentos articulares no plano sagital	109
7.3.2	Momentos articulares no plano frontal	111
7.4	Análise Eletromiográfica	116
8.	DISCUSSÃO.....	121
8.1.	Técnica de movimento e sua influência no controle das cargas mecânicas.....	121
8.2	Momentos articulares, eficiência do movimento e solicitação mecânica	128
8.3	Ativação muscular, co-ativação e co-contração.....	133
9.	LIMITAÇÕES METODOLÓGICAS	141

10	CONCLUSÃO	143
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	144
ANEXO I	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	154
ANEXO II	Parecer Consubstanciado do CEP do projeto de pós-doutoramento ..	156
ANEXO III	Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index (WOMAC)	159

1 INTRODUÇÃO

A Osteoartrite (OA) é uma doença que acomete as estruturas articulares, podendo levar à degeneração gradativa da cartilagem articular, remodelação óssea anormal, lacerações nos meniscos, sinovite e enfraquecimento muscular (ISSA; GRIFFIN, 2012). Na cartilagem articular em particular, pode promover a diminuição de sua espessura e seu desgaste. Por conta disso, a OA é altamente incapacitante, dificultando a realização de atividades diárias e cotidianas. Dentre as articulações que podem apresentar OA, a articulação do joelho é a que maior incidência apresenta (KELLEY et al., 2000; MINOR; KAY, 2009). Por conta dessa prevalência, atividades diárias como andar, levantar e sentar em uma cadeira ou subir e descer escada, que deveriam ser atividades triviais, se tornam movimentos difíceis de serem realizados. Em alguns casos, os indivíduos passam a necessitar de um acompanhante para que os movimentos possam ser realizados, caracterizando a perda de independência física e funcional (GUPTA, 2005).

A OA é classificada, em função de seus níveis de intensidade ou gravidade, em nulo, duvidoso, leve, moderado e severo, e também pode ser dividida em função de sua causa em primária e secundária (KELLEY et al., 2000). No joelho ela pode acometer as articulações tíbiofemoral ou femoropatelar. Na articulação tíbiofemoral, a OA pode principalmente acometer o compartimento medial, promovendo uma deformidade de joelho em varo (OA em varo), sendo esta a que apresenta maior incidência (KELLGREN, 1979; FARROKHI et al., 2013). Embora as causas que levem ao surgimento da OA sejam complexas, são muitos os fatores que estão associados ao surgimento e ao agravamento da degeneração crônica da cartilagem articular na OA, como, por exemplo, alterações no alinhamento dos joelhos em varo e em valgo (BROUWER, 2007), diminuição de força de estabilizadores ativos do joelho (CONROY, 2012), alteração na rigidez dos tecidos de estabilizadores passivos dessas articulações (SCHIPPLEIN; ANDRIACCHI, 1991), obesidade (ASPDEN, 2011), entre outros. A OA em varo apresenta também como característica cargas assimétricas aplicadas na articulação do joelho, ou seja, maiores magnitudes de carga no compartimento medial dos joelhos e isso pode promover a degeneração da cartilagem articular e redução do espaço articular do compartimento medial. Essa assimetria nas forças causa um processo degenerativo crônico na cartilagem articular que resulta em uma deformação nos joelhos que apresentam essa doença (LEDINGHAM et al., 1993; FARROKHI et al., 2013).

Embora os fatores de influência sejam muitos, fica claro que as causas do desenvolvimento da doença são complexas e o agravamento da OA apresenta grande variação em sua característica, mas invariavelmente o surgimento e o agravamento da OA no joelho estão fortemente vinculados a fatores mecânicos (FELSON, 2013). Portanto, parece que a prevenção e o controle do seu agravamento passam pelo entendimento dessas características mecânicas durante a realização de atividades cotidianas.

As alterações mecânicas durante a realização de atividades de vida diária ocorrem em vários níveis, como alterações cinemáticas, por exemplo, diminuição na velocidade da marcha e do sentar e levantar, mudança na relação de frequência e comprimento de passada e alterações nas amplitudes de movimento nas diferentes articulações envolvidas na marcha, no sentar e levantar e na descida de degrau (MYLES, 2001; GÖK; ERGIN; YAVUZER, 2002; PATSIKA; KELLIS; AMIRIDIS, 2011), alterações dinâmicas, como por exemplo, diminuição dos picos de força na marcha e na descida de degraus, aumento dos picos de momentos adutores externos no joelho e diminuição na solicitação mecânica no sentar e levantar no membro com OA (GÖK; ERGIN; YAVUZER, 2002; MÜNDERMANN; DYRBY; ANDRIACCHI, 2005; HICKS-LITTLE et al., 2011), e alterações eletromiográficas, como aumento da atividade muscular de forma geral e maior co-ativação muscular, buscando maior estabilidade para as articulações em pessoas com OA no joelho (ROEBROECK et al., 1994).

Existem algumas lacunas na caracterização biomecânica de movimentos rotineiros de vida diária, como a marcha, o levantar e sentar e o descer um degrau. Tendo em vista a necessidade de mais estudos para a compreensão das características mecânicas pertinentes ao controle do movimento humano em pessoas com OA de joelho, torna-se importante investigar como é a realização de movimentos cotidianos em pessoas que apresentam OA de joelho.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Investigar como as características biomecânicas de portadores de Osteoartrite na articulação do joelho afetam a capacidade de realizar atividades de vida diária.

2.2 Objetivos específicos

1. Investigar como indivíduos com OA de joelho executam diferentes atividades de vida diária, como marcha, levantar e sentar de uma cadeira e descer um degrau, e como isso afeta o controle das cargas mecânicas.

As hipóteses para esse objetivo são que indivíduos com OA de joelho apresentarão diminuição na amplitude de movimento nas tarefas propostas e pior controle de cargas mecânicas.

2. Investigar a eficiência dos momentos articulares produzidos para a realização do movimento e as cargas mecânicas aplicadas às articulações durante a execução de três tarefas de vida diária: marcha, levantar e sentar em uma cadeira e descer um degrau.

As hipóteses para esse objetivo são de que indivíduos com OA de joelho apresentarão menores momentos articulares do plano sagital, maiores momentos adutores no joelho e menores momentos adutores no quadril, nas três atividades cotidianas analisadas.

3. Comparar a atividade eletromiográfica e as características de co-ativação e de co-contração das articulações de quadril, joelho e tornozelo em indivíduos com OA de joelho e indivíduos saudáveis.

As hipóteses para este objetivo são de que indivíduos com OA de joelho apresentarão maior intensidade de ativação muscular, maior co-ativação e maior co-contração nas três atividades cotidianas analisadas.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Características da Osteoartrite

A artrite se apresenta em três formas básicas, a artrite destrutiva, a artrite secundária e a artrite degenerativa. A artrite destrutiva, também é conhecida como artrite autoimune, inflamatória ou reumatoide. A artrite reumatoide é uma doença sistêmica e é autoimune, o que significa que os tecidos articulares acometidos, principalmente a membrana sinovial, são atacados pelo próprio sistema imunológico do indivíduo, promovendo sua degeneração crônica. A artrite secundária é pós-traumática, ou seja, geralmente surge como consequência de um trauma prévio ósseo, de fibrocartilagem ou de ligamento. Portanto, a artrite secundária deriva basicamente de acidentes traumáticos. Por último, a artrite degenerativa, é mais conhecida pelo nome de Osteoartrite (OA) (KELLEY et al., 2000). A OA é a forma

mais comum de artrite nos países ocidentais e afeta significativamente a independência física e a qualidade de vida dos idosos (ARDEN; LEYLAND, 2013). Segundo dados da Organização Mundial da Saúde (OMS), o Brasil ocupa o segundo lugar no ranking de incidência de OA no Mundo, apenas atrás dos Estados Unidos da América (OMS, 2005).

A OA é uma doença que acomete articulações sinoviais e afeta principalmente a cartilagem articular, promovendo seu desgaste e destruição. Por conta da progressão da doença esse desgaste articular pode promover dor, inchaço, aumento de rigidez articular e diminuição da amplitude de movimento (KELLEY et al., 2000; MINOR; KAY, 2009). Embora a OA seja conhecida como artrite degenerativa, a OA está associada ao aumento de marcadores inflamatórios que podem promover um desequilíbrio na relação de síntese e degeneração da matriz extracelular da cartilagem articular. Esse desequilíbrio pode eventualmente promover a degradação da matriz sólida da cartilagem articular. Outras condições podem promover aumento destes marcadores inflamatórios, tais como a senilidade e a obesidade (ISSA; GRIFFIN, 2012). Este talvez seja o motivo que torne tão complexa a caracterização da OA, pois o processo inflamatório está presente, mas parece que é a aplicação crônica de cargas mecânicas que faz com que tecido que se encontra mais em processo de degradação do que de formação, se degenere progressivamente, numa complexa interação entre estes e outros fatores.

A Figura 1 ilustra a interação entre alguns fatores que podem afetar a OA. Neste modelo teórico, observa-se como a obesidade, inatividade física e OA estão interligados, pois a OA uma vez presente pode trazer um quadro doloroso na articulação que afeta os níveis de atividade física da pessoa e aumenta a probabilidade de desenvolvimento de obesidade. Tanto a inatividade como a obesidade podem aumentar os níveis de marcadores inflamatórios que, associados a alterações mecânicas, aumentariam as degenerações articulares (ISSA; GRIFFIN, 2012). Embora a interação entre estes fatores seja interessante e sugiram possíveis causas para a progressão da lesão articular, ela ainda não explica claramente como a OA se inicia.

FIGURA 1. Ilustração da interrelação da Inatividade física, Obesidade e a Osteoartrite e a sua influência sobre a inflamação. Adaptado de Issa e Griffin (2012).

A OA pode acometer várias articulações, mas ela é a forma de artrite mais comum do joelho. Dados epidemiológicos apontam que cerca de 250 milhões de pessoas apresentam OA de joelho no Mundo (NEOGI; ZHANG, 2013). Essa relativa alta incidência indica que a probabilidade de desenvolver OA no joelho ao longo da vida é de aproximadamente 39,8% em homens e de 46,8% em mulheres (MURPHY et al., 2008).

A OA de joelho pode ocorrer nos compartimentos medial, lateral e/ou femoropatelar, mas é mais comumente observada no compartimento medial, afetando a cartilagem articular do platô tibial medial e do côndilo femoral medial, causando uma deformidade no joelho em varo. O compartimento lateral também pode ser afetado na OA de joelho, atingindo o platô tibial lateral e o côndilo femoral lateral, levando a uma deformidade no joelho em valgo (KELLEY et al., 2000). A progressão do desgaste da cartilagem articular em pessoas que apresentam OA de joelho leva à diminuição do espaço articular, à formação de osteófitos, entre outros fatores. Dessa forma, esses indivíduos passam a ter significativas limitações para a realização do movimento humano, evidenciando comprometimento na capacidade de realizar atividades de vida diária (ROSCHEL et al., 2011).

Segundo suas causas, a OA pode ser classificada em primária ou secundária. A OA primária ou idiopática está associada ao desgaste da cartilagem em função de uso excessivo e possivelmente à presença de um processo inflamatório que pode alterar a resistência mecânica deste tecido, conforme discutido anteriormente (ISSA; GRIFFIN, 2012). Já a OA secundária está associada a lesões, hereditariedade e enfermidades congênitas, entre outros (MINOR; KAY, 2009). Embora existam outros

fatores que afetem o desenvolvimento e o avanço da OA de joelho, como por exemplo fatores genéticos ou mudanças nas características morfológicas da cartilagem relacionadas à idade, os fatores mecânicos constituem ainda importante elemento a ser considerado no que diz respeito à OA de joelho (LOESER, 2006). O diagnóstico não é simples e envolve o uso de imagens, radiografias e ressonâncias magnéticas. A forma mais comum é o uso de radiografias, com descarga de peso, nas quais busca-se por sinais que indiquem estreitamento articular assimétrico, esclerose, cistos e osteófitos (MINOR e KAY, 2009; ROSCHEL et al., 2011).

Além desses diagnósticos, existem questionários, como o Western Ontario and McMaster Universities Index (WOMAC) (ANEXO III), que é um instrumento específico para avaliação da intensidade da dor, da rigidez e do grau de funcionalidade de indivíduos com OA na articulação do joelho. Sua determinação ocorre por meio de cinco questões para o índice de dor, de duas questões para o índice de rigidez articular e 17 questões para o índice de atividade física e funcionalidade. Para cada questão, há uma escala com cinco opções (zero a quatro), variando de nenhum sintoma (quatro), até o sintoma extremo (zero). A pontuação do instrumento pode ser dada de duas formas, pela soma dos pontos para cada índice ou pela soma total dos pontos. Nesse sentido, a pontuação máxima no índice de dor pode ser de 20 pontos, no índice de rigidez pode ser de 8 pontos e no índice de atividade física e funcionalidade pode ser de 68 pontos. Caso opte-se pela pontuação total, basta somar as pontuações de cada índice, sendo a pontuação máxima de 96 pontos (BELLAMY et al., 1988).

Outro questionário muito usado em estudos envolvendo OA, é o instrumento chamado de escala de Kellgren Lawrence. Essa escala usa radiografias em projeção anteroposterior para graduar a gravidade da OA. Embora seja uma classificação bastante antiga, ela é bastante usada em função de sua facilidade e aplicação a todas as articulações do corpo. A graduação é feita em cinco estágios com níveis diferentes de gravidade de OA, sendo o grau zero o correspondente à ausência de artrose por apresentar radiologia normal. O grau um corresponde a uma artrose duvidosa, pois pode apresentar um estreitamento de espaço articular duvidoso e possível presença de osteófito na borda das estruturas ósseas. O grau dois é o de osteoartrose mínima, na qual pode se identificar os osteófitos e pode haver estreitamento articular. O grau três é o de artrose moderada, na qual o estreitamento encontra-se bem definido, existem múltiplos osteófitos, alguma esclerose

subcondral, definida como o aumento de massa óssea na camada fina embaixo da cartilagem articular, e possível deformidade no contorno ósseo. Por último, no grau quatro, a artrose é severa, sendo percebido grande estreitamento do espaço articular, severa esclerose subcondral e deformidades bem definidas nos contornos ósseos (KELLGREN; LAWRENCE, 1957).

O desgaste da cartilagem articular do compartimento medial do joelho que leva à deformidade nos joelhos em varo, é multifatorial e de causa não bem conhecida, mas acredita-se estar associada à falta de estabilização ativa e passiva na articulação e combinada às situações de aumento de cargas mecânicas compressivas tibiofemorais como o que ocorre durante a marcha, com relação aos momentos adutores (FARROKHI et al., 2013).

O joelho depende grandemente dos tecidos moles para garantir sua estabilidade, por meio dos estabilizadores passivos e ativos, uma vez que o formato ósseo pouco contribui à estabilidade dessa articulação (HURWITZ; ANDRIACCHI; ANDERSSON, 2003). Alterações no controle neuromuscular podem ser observadas em pacientes com OA no joelho, como por exemplo, aumento da atividade muscular, de forma geral, e maior co-ativação muscular, buscando maior estabilidade para as articulações em pessoas com OA no joelho (ROEBROECK et al., 1994). Essas alterações tornam-se preocupantes devido às modificações que elas causam na modulação das cargas externas e na estabilidade articular (MILLS et al., 2013).

A falta de estabilização da articulação do joelho durante a realização dos movimentos humanos diversos, em particular enfraquecimento de quadríceps, é o mecanismo mais provável para o desenvolvimento de OA. O suposto mecanismo envolve o enfraquecimento do quadríceps que levaria à incapacidade funcional e dor, mesmo quando em radiografias a doença ainda não seja diagnosticada (ARDEN; LEYLAND, 2013). Por isso, a diminuição de área de secção transversa da coxa, do músculo quadríceps ou dos vastos de forma geral, e diminuição de torque de quadríceps medido em dinamômetro isocinético estão associados à presença de dor nos joelhos de pessoas com OA diagnosticadas por meio de radiografia (SATTLER et al., 2012; CONROY et al., 2012).

Durante a marcha, as co-ativações musculares, que são ativações simultâneas de grupamentos musculares com ações opostas (WINTER, 2005), são muito importantes para a adequada distribuição da carga nos compartimentos laterais e mediais da articulação tíbiofemoral. Alterações na atividade muscular como, por

exemplo, aumento na atividade de estabilizadores ativos mediais e/ou diminuição na atividade de estabilizadores ativos laterais, causará um aumento no estresse mecânico em tensão sobre os tecidos passivos em decorrência do momento adutor sobre a articulação do joelho durante a fase de apoio. As alterações nas co-ativações associadas a um joelho varo, com provável diminuição de rigidez de tecidos passivos da borda lateral do joelho, aumentaria as cargas compressivas no compartimento medial da articulação tíbiofemoral, por conta do momento adutor externo sobre o joelho, que por sua vez levaria à aceleração da degeneração do compartimento medial dessa articulação (SCHIPPLEIN; ANDRIACCHI, 1991).

A degeneração do compartimento medial diminui o espaço articular nesse compartimento e aproxima as inserções entre os ligamentos mediais, como do colateral medial do joelho. Por conta disso, esses tecidos passivos vão se tornando cada vez mais frouxos e a estabilidade do joelho passa a depender cada vez mais da estabilização ativa (SHARMA *et al.*, 1999; LEWEK *et al.*, 2004).

Uma vez que a OA não tem cura, a prática de exercício, geralmente recomendada como forma de intervenção para o fortalecimento dos estabilizadores ativos, é apenas uma estratégia para retardar o avanço da lesão e para manter a independência física, pois caso a gravidade da lesão aumente, pode se tornar necessária a intervenção cirúrgica, por meio de uma artroplastia, que por sua vez é a substituição parcial ou total da articulação por uma prótese (MANCUSO *et al.*, 1996).

Nesse sentido, considerar as alterações biomecânicas presentes na realização do movimento em pessoas com OA é fundamental para que as intervenções, por meio de exercícios físicos, possam ocorrer de forma mais adequada às necessidades dessas pessoas. Essas intervenções mais eficientes podem reduzir a velocidade do processo degenerativo nas articulações e propiciar uma maior qualidade de vida a essas pessoas (FARROKHI *et al.*, 2013).

3.2 Marcha humana

Quando uma pessoa se encontra parada em apoio unipodal a projeção do vetor resultante força peso, para que seja projetada dentro da base de apoio, terá que passar ligeiramente mais medialmente no joelho, criando um momento em varo, que é conhecido como momento adutor (NEUMANN, 2006). Esse momento adutor exige uma estabilização dinâmica, proveniente das ações musculares de tensor da

fáscia lata, por exemplo, e uma estabilização estática, proveniente do trato iliotibial. Essa estabilização é tida como o principal elemento que garante a adequada distribuição das forças na superfície do platô tibial (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997; FARROKHI et al., 2013).

Durante a marcha, na fase de apoio simples, cálculos feitos utilizando a técnica da dinâmica inversa sugerem que a força de compressão tíbiofemoral aumenta, chegando a variar entre 3 a 6 PC. Esse aumento ocorre por conta da associação das tensões musculares e da Força de Reação do Solo (FRS) durante a fase de apoio (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997; KUMMER, 2003; NEUMANN, 2006). Na fase de apoio da marcha, o aparelho locomotor aplicará uma força sobre o solo, para a qual recebe uma força de mesma magnitude e direção, porém de sentido contrário, conforme descrito pela terceira Lei de Newton. Esta força de reação é conhecida como FRS e ela se propagará ao longo do aparelho locomotor, a cada fase de apoio. Esta força é tridimensional e dependendo da trajetória, ela passará mais distante ou mais próximo do eixo das articulações dos membros inferiores. Quanto mais afastado esta força estiver do eixo de rotação da articulação, maior será o braço de alavanca dessa força e maior será o momento articular externo (ANDRIACCHI, 1994).

Durante a fase de apoio da marcha, na maioria dos casos, o contato com o calcanhar, durante a fase de apoio da marcha, ocorre com o mesmo posicionado lateralmente em relação à linha mediana do corpo. Nessas circunstâncias, ocorre o deslocamento medial do vetor da FRS afetando a distribuição das forças compressivas no compartimento medial e lateral do joelho (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997; KUMMER, 2003; NEUMANN, 2006). Isso se deve a um momento articular no plano frontal e que é causado pela direção da FRS, que passa medialmente em relação ao centro da articulação do joelho gerando um momento adutor durante a marcha (SCHIPPLEIN; ANDRIACCHI, 1991; FARROKHI et al., 2013).

O momento adutor é um parâmetro importante para investigar a distribuição de carga mecânica articular nos compartimentos medial e lateral do joelho (SCHIPPLEIN; ANDRIACCHI, 1991) e o mesmo vem sendo usado como um indicador de sobrecarga mecânica no compartimento medial da articulação tíbiofemoral, pois por questões éticas é muito difícil registrar in vivo as cargas internas do joelho (FARROKHI et al., 2013).

O cálculo dos momentos envolve a combinação dos registros de FRS, obtidos a partir a plataforma de força, dos dados cinemáticos dos segmentos, obtidos a partir de sistemas, como o *Vicon*, por exemplo. A partir desses registros, o cálculo dos momentos articulares ocorrerá por meio de dinâmica inversa (WINTER, 2005). A força e o braço de alavanca são variáveis que afetam de forma independente o momento adutor sobre o joelho. Portanto, fatores que afetam a FRS ou o braço de alavanca podem diminuir o momento adutor externo do joelho (FARROKHI et al., 2013).

O apoio se inicia com um momento abdutor que nos momentos iniciais da fase de apoio se torna um momento adutor, assim permanecendo até o final da fase de apoio (FIGURA 2) (ANDRIACCHI, 1993). O momento adutor externo apresenta dois picos durante a fase de apoio da marcha e estes dois picos coincidem com os dois picos da componente vertical da FRS (HUNT et al, 2006). Portanto, maiores picos de força vertical podem indicar maiores magnitudes de momentos adutores durante a marcha, embora exista um fator de interferência que afeta essa relação, como a componente médio-lateral da FRS (HURWITZ et al., 2002; MÜNDERMANN; DYRBY; ANDRIACCHI, 2005).

FIGURA 2. Momento adutor e abdutor durante a fase de apoio da marcha. Adaptado de KUMMER (2003).

Em condições normais, essa característica assimétrica de aplicação de carga é completamente tolerável pela maioria dos indivíduos. Contudo, em algumas situações e por razões nem sempre claras, essa força compressiva pode estar distribuída de forma desigual. Nas estruturas do joelho, essa força pode levar ao desenvolvimento de dor, desgaste e destruição de cartilagem, e à OA (PRODROMOS; ANDRIACCHI; GALANTE, 1985). Em situações crônicas, o desgaste e a diminuição da espessura da cartilagem pode levar a uma deformação dos joelhos em varo. Com isso surge um círculo vicioso no qual o momento adutor e a assimetria nas cargas compressivas tibiofemorais promovem o desgaste da cartilagem no compartimento medial do joelho causando uma deformação em varo que aumenta o momento adutor e acelera o desgaste e a diminuição da espessura da cartilagem (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997; KUMMER, 2003; NEUMANN, 2006).

Muitos são os fatores que podem agravar a distribuição de forças no joelho, como a diminuição de força de musculatura estabilizadora de quadril em abdução, ou seja, tensor de fáscia lata e glúteo médio, encurtamento do trato iliotibial, obesidade, alinhamento do joelho, entre outros. Um exemplo para compreender o efeito desses fatores nas distribuições anormais das forças nos joelhos, é o enfraquecimento da musculatura estabilizadora de quadril em abdução. O enfraquecimento da musculatura abduutora do quadril faz com que durante a fase de apoio da marcha, por exemplo, ocorra um desalinhamento da pelve, ou seja, uma adução de quadril em função do desabamento da mesma. O desabamento da pelve, promovendo uma adução no quadril da perna de apoio, foi mostrado aumentar, experimentalmente, o momento adutor externo do joelho de $2,86 \pm 0,61$ %PC.estatura, com um alinhamento de pelve de $2,19^\circ$, para $3,10 \pm 0,69$ %PC.estatura, com um alinhamento de pelve de $-4,72^\circ$. Embora a análise da relação do desalinhamento da pelve e do momento adutor externo tenha sido testada de forma estática, em apoio unipodal e com a indução consciente do desalinhamento, a interferência da mesma no momento adutor apresentou uma relação direta com o deslocamento do Centro de Massa na direção da perna contralateral e esse deslocamento aumentou a distância perpendicular da direção FRS ao eixo de rotação do joelho, aumentando assim o braço de alavanca do joelho. Por sua vez, esse aumento do braço de alavanca foi considerado pelos autores o principal fator de influência no aumento do momento adutor externo (TAKACS; HUNT, 2012).

Do ponto de vista do alinhamento dos joelhos, em situações normais, os joelhos apresentam um valgo da ordem de 5 a 10 graus. Qualquer alteração com relação a este alinhamento é tida como desvio (NEUMANN, 2006). Essa assimetria decorrente de joelhos com alinhamento em varo, por exemplo, afetam a distribuição das cargas mecânicas nos joelhos. O alinhamento em varo, produz um desequilíbrio de forças, que leva ao aumento nas forças compressivas no compartimento medial dos joelhos. Essas cargas mecânicas aumentadas podem, ao longo dos anos, promover um desgaste articular nesses compartimentos e afetar a mecânica da marcha (JOHNSON; LEITL; WAUGH, 1980; WASIELEWSKI et al., 1994; NEUMANN, 2006).

Messier et al. (1992) tiveram o objetivo de analisar as diferenças na força isocinética dos músculos que atuam no joelho, na flexibilidade e nas características cinemáticas e cinéticas da marcha de indivíduos com OA de joelho (grau médio de $2,2 \pm 1,5$ segundo escala Kellgren-Lawrence) e indivíduos assintomáticos. A flexibilidade foi acessada por meio de goniômetro manual e um teste modificado de sentar e alcançar para averiguar as amplitudes de movimento articulares, os torques isocinéticos dos grupos musculares extensores e flexores do joelho foi registrado por meio de um dinamômetro isocinético e a marcha foi analisada em uma pista de 22m com uma plataforma de força posicionada e nivelada com o solo. A velocidade da marcha foi controlada com fotocélulas e mantida entre 1,12 e 1,34 m.s⁻¹. Na marcha, as três componentes da FRS e as variações angulares e velocidades angulares de quadril, joelho e tornozelo foram analisadas.

Em seus resultados, os autores observaram menor amplitude de movimento em extensão e flexão dos joelhos nos indivíduos com OA de joelho do que nos assintomáticos e o segmento com OA apresentou menor mobilidade que o segmento não afetado. Isso denota menor flexibilidade nos dois segmentos nos indivíduos com OA que nos indivíduos saudáveis. Nos torques isocinético, os indivíduos com OA apresentaram menor pico de torque extensor e flexor que os indivíduos assintomáticos. Com esses resultados, pode-se afirmar que os indivíduos com OA apresentaram menor mobilidade no joelho e menor força nos grupamentos extensores e flexores do joelho nos dois segmentos. Curiosamente, os dois segmentos dos indivíduos com OA apresentaram menor flexibilidade e menor força. Os autores discutem que ou o segmento contralateral dos indivíduos com OA pode

já estar apresentando OA assintomática ou é apenas resultado da possível diminuição nos níveis de atividade física destes indivíduos. (MESSIER et al., 1992).

Durante a marcha, os indivíduos com OA de joelho apresentaram menor amplitude de movimento geral, menor extensão e menor flexão, no segmento com maior grau de gravidade de OA. Nos parâmetros de velocidade angular, os indivíduos com OA apresentaram menor velocidade angular média e máxima na articulação do joelho e maior velocidade angular na articulação do quadril que os indivíduos do assintomáticos, sendo que estes resultados foram potencializados no segmento com maior grau gravidade de OA. Na análise entre segmentos, o segmento com maior gravidade de OA apresentou menor velocidade angular média e máxima na articulação do joelho. Esse comportamento parece apontar para um ajuste cinemático afim de poupar a articulação mais afetada pela OA e compensar com ajustes cinemáticos nas articulações mais saudáveis (MESSIER et al., 1992).

Na FRS da marcha, o primeiro pico de força vertical foi significativamente maior no segmento não afetado dos indivíduos com OA, a taxa de crescimento do primeiro pico de força vertical foi maior no grupo com OA de joelho, no segmento não afetado pela OA (MESSIER et al., 1992). Esses resultados parecem indicar que indivíduos com OA tendem a ter menos eficiente o controle das cargas mecânicas e também que tendem a poupar o segmento que apresenta maior grau de degeneração.

Childs et al., (2004) tiveram o objetivo de investigar as características cinemáticas, dinâmicas e eletromiográficas da marcha e da tarefa de descer um degrau de 20cm em indivíduos com OA de joelho. Os indivíduos com OA apresentavam acometimento unilateral em grau 2 ou superior segundo a escala Kellgren Lawrence ou OA bilateral com sintomas exclusivamente em um dos segmentos. Diferente de outros estudos, os indivíduos com OA apresentavam características não únicas de OA, pois o grupo era composto por 12 indivíduos com acometimento em compartimento medial do joelho, 9 indivíduos com acometimento femoropatelar e em compartimento medial do joelho, 2 indivíduos com acometimento femoropatelar e em compartimento lateral do joelho e um sujeito com acometimento nos três compartimentos. O grupo de indivíduos com OA apresentavam, também, menor amplitude de movimento na articulação do joelho e menor pico de torque isocinético em musculatura extensora do joelho. A marcha foi investigada em

velocidade preestabelecida de 1,12 a 1,34 m/s somente no segmento acometido fazendo contato com a plataforma de força (CHILDS et al., 2004).

Em seus resultados, os autores observaram na marcha que o ângulo no instante do contato foi maior no grupo OA que no grupo controle e amplitude de flexão do joelho no início contato foi menor no grupo OA que no controle. Na FRS, o primeiro pico, o segundo pico de força vertical e a taxa de crescimento do primeiro pico de força foram significativamente menores no grupo OA que no grupo controle. Mesmo com menor amplitude de flexão de joelho, os indivíduos com OA apresentaram características dinâmicas no movimento que denotam menor solicitação mecânica. Uma vez que a velocidade foi semelhante para os dois grupos, essas características cinemáticas e dinâmicas não podem ser atribuídas à interferência da velocidade (CHILDS et al., 2004).

Os resultados desses dois estudos apontam para certa divergência nas respostas dinâmicas da FRS e para a possível interferência da velocidade diferente nos dados analisados de força vertical. Um outro fator que pode interferir nos resultados da análise da marcha é o estágio de evolução da doença e das degenerações articulares.

Gök, Ergin e Yavuzer (2002) analisaram as características cinemáticas, dinâmicas e os momentos articulares na marcha de mulheres em estágio inicial de OA em varo bilateral nos joelhos e de um grupo controle. Os autores comentam que mesmo em estágios iniciais da doença, diferenças em todas as variáveis podem ser observadas. Em seus resultados, os autores observaram que os indivíduos com OA apresentaram valores significativamente menores de velocidade de marcha, cadência e comprimento de passada e maiores valores de tempo de apoio duplo e tempo de passada. Essas alterações na marcha parecem ser adaptações que indivíduos com OA adotam a fim de diminuir a dor e a solicitação mecânica nas articulações (GÖK; ERGIN; YAVUZER, 2002).

Os dados cinemáticos de amplitude de movimento, apontaram para maiores valores de adução (varo) máxima de joelho durante a fase de apoio e de abdução (valgo) máximo de joelho durante a fase de balanço para os indivíduos com OA, em comparação como grupo controle. Os valores de adução máxima estariam associados à diminuição do espaçamento articular no compartimento medial e ao aumento do espaçamento lateral. Já os picos de flexão de joelho durante o apoio e o balanço diferiram apenas no segmento direito, com valores significativamente

menores para os indivíduos com OA do que no grupo controle. Os autores sugerem que a redução na máxima flexão de joelho estaria mais associada à diminuição nos níveis de atividade física desses indivíduos em decorrência da doença, do que propriamente à OA em si. Por isso a importância de que, mesmo na presença da doença, as pessoas permaneçam fisicamente ativas (GÖK; ERGIN; YAVUZER, 2002).

Nos dados dinâmicos, os valores de primeiro pico e de segundo pico de força vertical da FRS foram significativamente maiores no grupo controle do que no grupo de indivíduos com OA, em ambos os segmentos. Curiosamente, os valores de primeiro pico foram de $97 \pm 7,2$ % do Peso Corporal (PC) no apoio esquerdo e de $95 \pm 3,1$ %PC no apoio direito, para o grupo controle, contra $91 \pm 2,2$ %PC e $92 \pm 3,7$ %PC, nos apoios esquerdo e direito, respectivamente, para os indivíduos com OA. Já os valores de segundo pico foram de $100 \pm 5,6$ e $100 \pm 5,2$ %PC nos apoios esquerdo e direito, respectivamente, para o grupo controle, e $95 \pm 2,6$ e $95 \pm 3,6$ %PC nos apoios esquerdo e direito, respectivamente, para os indivíduos com OA. Ainda segundo os autores, as curvas de força não apresentavam os tradicionais dois picos separados por uma deflexão na força. Ao invés disso, a curva da componente vertical da FRS apresentava um platô com magnitudes de força muito próximas aos valores do PC. A diminuição dos valores de picos de força podem ser consequência da menor velocidade de deslocamento, que diminuiria as forças aplicadas sobre a articulação (GÖK; ERGIN; YAVUZER, 2002). É difícil imaginar a ocorrência de picos de força vertical na marcha semelhantes ou ligeiramente menores que o PC, principalmente se considerado que os primeiros picos de força vertical ocorrem no instante de descarga do peso sobre o segmento. É curioso imaginar como essas pessoas geram forças para conseguir andar de forma eficiente.

O momento extensor interno no início da fase de apoio, para controle das cargas mecânicas foi maior e o momento flexor interno na fase terminal do apoio nos indivíduos foi menor no grupo de indivíduos com OA do que no grupo controle. O momento extensor sendo maior denota maior esforço de quadríceps para controlar este momento no início da fase de apoio da marcha. Portanto, o momento extensor interno maior nos indivíduos com OA denota maior exigência de quadríceps para controle articular (GÖK; ERGIN; YAVUZER, 2002).

O momento adutor externo apresentou-se maior nos indivíduos com OA, apenas no segmento direito, já o momento de rotação medial interna apresentou-se

maior nos indivíduos com OA nos dois segmentos quando comparado com o grupo controle. O momento adutor externo denota os momentos adutores externos normalmente reportados na literatura, ou seja, o momento adutor externo está associado ao aumento das forças compressivas tibiofemorais no compartimento medial. Portanto, o aumento desses momentos indica a possibilidade da progressão na doença e na deterioração das estruturas articulares no compartimento medial (GÖK; ERGIN; YAVUZER, 2002). Os autores ainda comentam que foram observadas diferenças relacionadas ao nível de gravidade da doença, pois embora todos os participantes do estudo estivessem em estágios iniciais de OA, o avanço da doença suscitou momentos adutores externos com características e magnitude muito maiores.

Por outro lado, Duffell et al. (2014) investigaram a marcha e o controle postural de indivíduos em fase inicial de OA de joelho para ver se, em estágios iniciais, as alterações na marcha e no controle postural, comumente descritas como características de indivíduos com OA, já estão presentes. Desta forma seria possível iniciar os cuidados e o tratamento rapidamente a fim de retardar o avanço da doença e a degeneração articular. Os autores não classificaram o grau de OA segundo a escala de Kellgren Lawrence, mas na descrição das características da lesão no joelho, parece se tratar de um grau 2 (leve) de OA. A marcha foi realizada em velocidade autosselecionada numa pista de 6m com duas plataformas de força em série, para registrar a FRS. Simultaneamente, 16 canais de eletrodos EMG registravam a atividade muscular bilateralmente dos músculos *gluteus medius*, *rectus femoris*, *vastus lateralis*, *vastus medialis*, *bíceps femoris*, *semitendinosus*, *soleus* e *tibialis anterior* e 10 câmeras captavam o posicionamento de 20 marcadores reflexivos para a reconstrução 3D do movimento. A análise do controle postural foi feita sobre uma plataforma de força, na qual os indivíduos permaneceram em pé parados por 30 segundos, em diferentes condições: bipodal com os olhos abertos, bipodal com os olhos fechados, unipodal com o segmento direito e como segmento esquerdo.

Dentre os parâmetros discretos investigados na marcha estavam o ângulo no instante do contato, o pico de ângulo na fase de apoio e a amplitude de movimento na articulação do joelho bilateralmente. No quadril foi investigado o ângulo no instante do contato e nas duas articulações o pico e a média do momento adutor externo foram analisados. Nenhuma diferença significativa foi observada nos

parâmetros cinemáticos e cinéticos durante a marcha entre os indivíduos com OA e os sujeitos do grupo controle. Também não foram observadas diferenças significativas na atividade dos músculos durante a marcha. Nas tarefas de controle postural, por outro lado, diferenças foram observadas na amplitude de deslocamento do centro de pressão, nos momentos adutores externos do quadril e na intensidade de ativação de alguns músculos nas tarefas com apoio unilateral (DUFFELL et al., 2014). Isso denota que em fases iniciais de surgimento da OA no joelho, as alterações na marcha podem não sempre estarem presentes. É possível que as características biomecânicas da marcha estejam associadas a algumas características específicas presentes nos indivíduos com OA de joelho, como por exemplo, quando perda de flexibilidade estiver presente, haverá tendência a diminuição na ADM na execução de movimento.

Butler et al. (2011) analisaram as características cinemáticas das articulações de membros inferiores no plano frontal e as características dinâmicas durante a marcha de sujeitos com acometimento no compartimento lateral da articulação tíbiofemoral (OA em valgo), com acometimento no compartimento medial (OA em varo) e sujeitos saudáveis e sem OA. Em seus resultados os sujeitos caminharam em velocidade autosselecionada relativamente alta ($5,04 \text{ km.s}^{-1}$ para os grupos OA e $5,4 \text{ km.s}^{-1}$ para o grupo controle) quando comparado a outros estudos com sujeitos com OA de joelho.

As curvas de momentos adutores do joelho apresentaram um formato semelhante nos três grupos com dois picos. Os picos de momentos adutores internos foram significativamente menores no grupo de OA em valgo do que nos outros dois grupos e no grupo controle os valores de pico foram significativamente menores que no grupo de OA em varo (BUTLER et al., 2011).

Os valores de máxima adução apresentaram a mesma característica dos momentos adutores do joelho, com maior pico de adução no grupo OA em varo, que no grupo controle, que por sua vez, foi maior que no grupo OA em valgo. O valor negativo de ângulo no grupo OA em valgo indica que a articulação do joelho se encontra em abdução. As diferenças entre os três grupos foram significativas. A excursão do joelho em adução no início do apoio foi significativamente maior no grupo OA em varo que nos outros dois grupos (BUTLER et al., 2011). A diferença entre o grupo controle e o grupo OA em valgo não foi significativa.

No quadril, o pico de adução apresentou alguma variação em magnitude entre os grupos, mas as diferenças não foram significativas e as curvas de variação angular tiveram formatos relativamente semelhantes. A magnitude de excursão do quadril e os momentos abdutores internos do quadril não apresentaram diferenças significativas (BUTLER et al., 2011).

Na associação das variações angulares com os momentos articulares, no joelho houve certa associação entre os ângulos de adução e abdução, com os momentos adutores e abdutores, respectivamente. Porém, nas articulações do quadril, essa mesma associação não ocorreu de forma tão direta. No quadril, as variações angulares apresentaram relação com os momentos, mas não principalmente as excursões angulares em adução, não tanto os picos de adução. (BUTLER et al., 2011).

Aparentemente, as características cinemáticas e dinâmicas observadas em indivíduos com OA de joelho em valgo e em varo, em grande parte, estão vinculadas às características de alinhamento e de deformação dos segmentos e, menos associadas, à técnica de movimento dos indivíduos, pois existe certa similaridade nas curvas de variação angular entre os indivíduos com OA, mas as curvas de variação angular estão deslocadas para ângulos maiores ou menores de movimento. Chama a atenção, também, a velocidade de marcha dos indivíduos com OA é relativamente alta. Principalmente se levando em consideração que do grupo de indivíduos com OA em varo, seis sujeitos, e do grupo OA em valgo, sete sujeitos, apresentavam classificação de Kellgren-Lawrence nível 4. Geralmente nesse nível de acometimento, as velocidades de locomoção são bem mais baixas. Por último, é interessante observar que as principais diferenças se concentram na articulação acometida, já nas articulações do quadril e do tornozelo, as diferenças foram menores. Claro, deve ser levado em conta que apenas os momentos e as variações angulares do plano frontal foram investigados. Talvez um comportamento diferente se apresente se o plano sagital fosse investigado também.

Em outro estudo investigando a marcha em diferentes níveis de progressão da doença, os autores tiveram o objetivo de averiguar as cargas mecânicas aplicadas sobre as principais articulações de membros inferiores em indivíduos com diferentes níveis de gravidade de OA de joelho em varo. Os sujeitos participantes desse estudo foram classificados em nível menos severo ou mais severo e apresentavam OA bilateral no joelho. A classificação de gravidade foi feita por meio da escala de

Kellgren Lawrence usando dados clínicos e radiográficos, segundo o qual os sujeitos com OA bilateral de joelho foram classificados como apresentando OA em nível menos severo ou mais severo. Os sujeitos que apresentavam uma classificação correspondente a 1 ou 2, na escala de Kellgren Lawrence foram considerados como portadores de OA de joelho em nível menos severo e os indivíduos classificados pela escala em níveis 3 e 4 foram alocados no grupo de OA de joelho em nível mais severo. Os participantes do estudo caminharam em velocidade autosselecionada usando seus próprios calçados baixos e confortáveis. A marcha foi registrada usando quatro câmeras e uma plataforma de força ambos ajustados para registrar 120 Hz. A partir dos registros desses dois instrumentos, os ângulos entre os segmentos, os momentos externos e as forças foram analisadas (MÜNDERMANN; DYRBY; ANDRIACCHI, 2005). Em seus resultados, os autores observaram técnicas de movimento bastante distintas na marcha entre os grupos, embora a velocidade de deslocamento não tenha sido significativamente diferente, portanto as diferenças que serão discutidas a seguir não foram associadas a diferenças na velocidade de locomoção. Nos dados cinemáticos, poucas diferenças foram observadas, nas três articulações de membros inferiores. Um parâmetro que apresentou diferença foi o ângulo do joelho no início do contato. Nesse parâmetro, o grupo de indivíduos assintomáticos apresentou maior magnitude de flexão no joelho que os indivíduos com OA.

Com relação aos momentos observados no plano sagital, os indivíduos com OA apresentaram um momento flexor interno no quadril 18,1% maior no final da fase de apoio que os indivíduos assintomáticos. Em todos os outros momentos articulares no plano sagital, nenhuma diferença significativa foi observada (MÜNDERMANN; DYRBY; ANDRIACCHI, 2005).

FIGURA 3. Curva média do momento adutor externo no joelho dos indivíduos assintomáticos durante a fase de apoio da marcha em velocidade autosselecionada. As colunas representam os valores de pico de momento abdutor externo no início do apoio e os dois picos de momento adutor na fase de médio apoio e na fase final do apoio, para os pacientes com OA menos severo, mais severo e seus respectivos controles. Valores apresentados normalizados pelo peso corporal (PC) e pela estatura (est) dos sujeitos. Adaptado de Mündermann, Dyrby e Andriacchi (2005).

Nos momentos articulares do plano frontal, o momento abdutor externo do quadril e do joelho, no início do contato do pé com o solo, foi significativamente maior (aproximadamente o dobro) nos indivíduos com OA do que nos indivíduos assintomáticos. Sendo que esse momento abdutor externo no joelho apresentou valores maiores no grupo de OA menos severo do que no grupo mais severo. Durante as fases de apoio médio, o primeiro pico de momento adutor externo do joelho foi significativamente maior no grupo de OA mais severo do que nos outros dois grupos e o segundo pico de momento adutor externo do joelho foi significativamente menor no grupo de OA menos severo do que nos outros dois grupos. (FIGURA 3). No quadril os momentos abdutores externos no início da fase de apoio foram significativamente maiores nos indivíduos com OA mais e menos severos, do que nos indivíduos assintomáticos. Já os dois picos de momentos abdutores externos do quadril foram significativamente menores apenas nos indivíduos com OA mais severo, em comparação com os sujeitos assintomáticos. Os autores sugerem que os momentos abdutores externos menores permitem que o momento abdutor interno gerado pela força muscular possa ser menor e isso seria

uma compensação na marcha desses indivíduos em situações de perda de força dos músculos abdutores do quadril (MÜNDERMANN; DYRBY; ANDRIACCHI, 2005).

Nos dados de FRS, a componente médio-lateral da FRS apresentou valores de magnitude de força e de taxa de crescimento da força de cerca de 54% maiores nos indivíduos com OA do que nos indivíduos assintomáticos. Isso indica que o valor de pico de pronação na primeira metade do apoio foi significativamente maior nos indivíduos com OA. Essa diferença nas magnitudes de força da componente médio-lateral da FRS afeta os momentos no plano frontal, pois aumenta os braços de alavanca para o eixo da articulação do joelho. Na componente vertical da FRS, os autores observaram valores aproximadamente 50% maiores de TC1 nos indivíduos com OA, em ambos os níveis, quando comparado com os indivíduos assintomáticos. Os autores calcularam as forças axiais nas articulações do quadril, joelho e tornozelo por meio de modelos matemáticos usando os dados da FRS, do peso e das características inerciais dos segmentos. Em seus resultados, as forças axiais máximas das articulações do tornozelo, do joelho e do quadril não foram afetadas significativamente. Contudo, as taxas de crescimento das forças axiais das articulações foram significativamente maiores no grupo de indivíduos com OA do que nos sujeitos assintomáticos, com valores de 64,4%, 55,5% e 59,2%, para o tornozelo, joelho e quadril, respectivamente. Portanto, a taxa de crescimento das forças axiais articulares parece estar relacionado à taxa de crescimento vertical. (MÜNDERMANN; DYRBY; ANDRIACCHI, 2005).

A partir dos resultados de Mündermann, Dyrby e Andriacchi (2005), pode-se notar que indivíduos com OA apresentam diferenças em algumas características mecânica da marcha. Essas diferenças podem ser sintetizadas como sendo de menor variação angular no joelho, principalmente durante o início da fase de apoio, maior taxa de crescimento de força vertical, causada por mais rápida descarga de peso durante a fase de apoio e maior momento abdutor externo no joelho e no quadril no início da fase de apoio, que denota a necessidade de maior momento adutor interno para mover o tronco lateralmente e, conseqüentemente, observa-se a maior magnitude de força aplicada no solo médio-lateralmente. Esses mecanismos, principalmente o último, podem ser considerados como estratégias compensatórias que tentam diminuir o subsequente momento adutor externo sobre o joelho principalmente. Apesar disso, ainda pode-se observar momentos adutores externos

maiores nos indivíduos com OA do que nos indivíduos assintomáticos (MÜNDERMANN; DYRBY; ANDRIACCHI, 2005).

Na atividade dos músculos de membros inferiores, Hortobágyi et al. (2005) investigaram a co-contracção muscular em indivíduos com OA de joelho em atividades de vida diária, como marcha, subir e descer escadas. Três grupos foram analisados: indivíduos com OA de joelho bilateral em grau 2, na escala Kellgren Lawrence, um grupo de idosos saudáveis e um grupo adultos jovens. Eletrodos de superfície foram usados para registrar a atividade dos músculos *vastus lateralis* (VL), *biceps femoris* (BF), *tibialis anterior* (TA) e *gastrocnêmio lateral* (GL). Uma plataforma de força foi usada na pista de caminhada e no segundo degrau de uma escada de madeira de quatro degraus, construída para a coleta de dados. Os sujeitos coletaram 5 tentativas de marcha em velocidade de 1,3 m/s e de descida e subida na escada em ritmo de 80 batidas por minuto, controlado por metrônomo. Os dados da plataforma de força foram usados para identificação da fase de apoio nas três tarefas realizadas.

As co-contracções foram calculadas nas seguintes relações entre os valores RMS dos músculos BF dividido pelo VL (BF/VL) e GL dividido TA (GL/TA). Essas comparações foram feitas para o pico de ativação e para a atividade média ao longo da fase de apoio. Em seus resultados, o grupo OA apresentou maior co-contracção (BF/VL e GL/TA) que o grupo de idosos saudáveis e os idosos saudáveis apresentaram maior valor de co-contracção que os adultos jovens. Os autores também reportam que a intensidade de ativação do VL e do BF é mais alta nos indivíduos com OA, que nos idosos saudáveis e estes, por sua vez apresentam intensidade maior de ativação que os adultos jovens. Esses dados foram obtidos pela relação VL/VLmax e BF/BFmax, sendo que os valores de VLmax e de BFmax foram obtidos um registro em dinamômetro isocinético (HORTOBÁGYI et al., 2005).

Estes aumentos na co-contracção na articulação do joelho e do tornozelo sugerem uma alteração no controle neuromuscular que provavelmente tem a finalidade de aumentar a rigidez articular para aumentar a estabilidade das articulações durante a realização de atividades como as de caminhar, descer e subir escadas. Embora estes resultados possam indicar uma adaptação positiva de indivíduos com OA de joelho, os autores comentam que o aumento da co-contracção pode apresentar um fator negativo, pois ao alterar a distribuição de cargas na articulação do joelho, é possível que afeta a progressão da doença e a degeneração

das estruturas articulares. Por último, os resultados também sugerem que a atividade muscular e a co-contracção parecem ser afetadas em outras articulações que não apenas na articulação que apresenta a lesão (HORTOBÁGYI et al., 2005).

Childs et al., (2004) apresentado anteriormente, tiveram o objetivo de investigar as características cinemáticas, dinâmicas e eletromiográficas da marcha e da tarefa de descer um degrau de 20 cm em indivíduos com OA de joelho. Nas atividades musculares, os autores investigaram a duração da atividade dos músculos *vastus lateralis*, *biceps femoris*, *tibialis anterior* e *gastrocnemius* e a coativação muscular de *vastus lateralis* em relação ao *biceps femoris* e do *tibialis anterior* em relação ao *gastrocnemius*. Em seus resultados os autores observaram que todos os músculos permaneceram ativos por um período mais longo nos indivíduos com OA que nos indivíduos do grupo controle, na marcha e no descer degrau. As coativações apontam para períodos mais longos de atividade simultânea dos músculos na articulação do joelho e do quadril. Embora não tivesse sido testado estatisticamente, não parece haver diferença entre as durações das ativações e as coativações entre as tarefas marcha e descer degrau (CHILDS et al., 2004).

Os autores discutem que a menor amplitude de movimento durante a realização da tarefa associada à atividade mais prolongada dos músculos e à maior coativação denota uma rigidez maior da articulação do joelho, o que indica maior força compressiva na articulação do joelho e possível maior tendência de forças danosas na articulação que podem levar à progressão das degenerações articulares comuns à OA de joelho (CHILDS et al., 2004).

Embora a OA ocorra principalmente no joelho, muito vem se discutindo sobre o momento adutor do quadril, pois quanto maior o momento adutor externo do quadril, maior será a exigência de estabilização ativa e passiva do quadril e da pelve. Caso ocorra enfraquecimento muscular dos abdutores do quadril, poderá ocorrer o desabamento da pelve, que aumentará a inclinação lateral do tronco e deslocará o centro de massa do tronco no sentido do segmento contralateral, resultando no aumento do braço de alavanca e do momento adutor sobre o joelho (CHANG et al., 2005; TAKACS e HUNT, 2012). Aparentemente, a relação entre força muscular e a distribuição das cargas mecânicas nos compartimentos do joelho é mais complexa do que parece e não é afetada exclusivamente por uma variável apenas (BENNELL et al., 2010).

Chang et al. (2005) investigaram se o maior momento abdutor interno do quadril poderia evitar um excessivo momento adutor no joelho e diminuir a taxa de progressão da OA de joelho. Cinquenta e sete indivíduos com OA de joelho uni- ou bilateral participaram do estudo. Quatro câmeras optoeletrônicas e uma plataforma de força foram usadas para registrar as características cinemáticas e dinâmicas da marcha, para, posteriormente calcular por meio de dinâmica inversa os momentos externos sobre as articulações do quadril, joelho e tornozelo. Com isso, considera-se que um momento externo sobre uma articulação é igual e oposto ao momento articular interno produzido pelos músculos, tecidos moles e forças de contato articulares. Registros dos momentos internos foram feitos no início do estudo junto com análises radiográficas e questionários que serviram para a determinação da gravidade da OA e da dor e funcionalidade do indivíduo. Após estes registros iniciais, os participantes do estudo foram reavaliados após 18 meses, para identificar o nível de progressão da OA no compartimento medial e, assim, dividir os sujeitos em grupos que apresentaram e que não apresentaram progressão na OA de joelho. A possível progressão da OA foi determinada por meio de radiografias e usando a escala Kellgren Lawrence. Com os resultados eles calcularam por meio de regressão logística a chance de um momento abdutor interno maior levar à progressão da OA de joelho.

Em seus resultados, os autores observaram que o momento abdutor interno do quadril era significativamente maior nos indivíduos que não apresentaram progressão na OA de joelho ($4,49 \pm 0,12$ %PC.estatura, contra $4,01 \pm 0,12$ %PC.estatura, nos indivíduos que apresentaram progressão na OA do compartimento medial). Com estes resultados, os autores estimam que há uma chance de 0,52, com intervalo de confiança de 95% (IC 95%) de 0,16-0,81, de uma progressão na OA do compartimento medial da articulação tíbiofemoral por unidade de momento abdutor interno do quadril, ou seja, o maior momento adutor interno do quadril apresenta um efeito protetor, pois diminui a probabilidade de progressão da OA no compartimento medial do joelho. Uma vez que, muitos fatores podem interferir nas chances de progressão da OA, os autores fizeram várias análises de covariância para averiguar se as covariáveis afetariam a probabilidade de progressão da OA de joelho. As covariáveis analisadas foram: idade, sexo, velocidade de marcha, nível de dor no joelho, nível de atividade física, gravidade da OA no joelho, grau de deformidade em varo, OA no quadril e sintomas do OA no

quadril. Em diferentes combinações de análise de covariância testada, em todas, a probabilidade de progressão foi significativa. O menor valor de probabilidade foi de 0,42 com IC 95% de 0,22-0,79 (CHANG et al., 2005).

Bennell et al. (2010) investigaram se o fortalecimento da musculatura abduutora e adutora do quadril afetariam o momento adutor externo do joelho, a sensação de dor e funcionalidade dos indivíduos. Para tanto, eles submeteram o grupo experimental, indivíduos com OA de joelho uni- ou bilateral em nível superior ao grau 2 da escala Kellgren Lawrence, a 12 semanas de fortalecimento dos grupos musculares adutores e abdutores do quadril, por meio de seis exercícios recomendados a serem feitos em casa, cinco vezes na semana. Antes da intervenção e na décima terceira semana, os indivíduos foram investigados na marcha em velocidade autosselecionada, por meio do sistema Vicon e de duas plataformas de força. Com os dados de posição dos segmentos e de FRS, os momentos externos resultantes foram calculados por meio de dinâmica inversa. Foram registrados antes e depois da intervenção, também, a força de adutores e abdutores de quadril, por meio de um dinamômetro isocinético.

Em seus resultados, apesar do ganho de força de 13% nos abdutores do quadril, os autores não observaram diferença significativa entre os grupos experimental e controle ou entre os momentos pré e pós intervenção, nos parâmetros pico de momento adutor do joelho, pico de momento adutor do quadril e impulso do momento adutor do joelho. Por outro lado, houve melhora significativa na sensação de dor e na funcionalidade física dos indivíduos que passaram pelo programa de fortalecimento. Aparentemente, a relação entre força muscular e a distribuição das cargas mecânicas nos compartimentos do joelho é mais complexa do que parece e não é afetada exclusivamente por uma variável apenas (BENNELL et al., 2010). Portanto a interferência das cargas na articulação do quadril sobre a articulação do joelho com OA não estão bem compreendidas.

Com base nos estudos analisados, nota-se a OA de joelho pode apresentar alterações cinemáticas, dinâmicas e eletromiográficas na articulação acometida e em articulações adjacentes, que podem afetar a eficiência do controle das cargas e da execução do movimento. Existe certa controvérsia e questões associadas à progressão da doença que ainda precisam ser melhor investigadas.

3.3 Sentar e levantar da cadeira

Sentar e levantar são movimentos executados muitas vezes no decorrer do dia sendo condição funcional básica para várias tarefas que realizamos. Mesmo sendo rotineiro, ele é relativamente complexo, pois necessita para ser bem sucedido que vários segmentos se movimentem de forma coordenada. Esse é o motivo pelo qual, muitos indivíduos relatam dificuldade para realização desses movimentos, dentre eles indivíduos com OA. Em decorrência da lesão, esses indivíduos podem manifestar diferentes formas para executar esses movimentos quando comparados a indivíduos sem a lesão, uma vez que são adotadas estratégias compensatórias em função da dor e rigidez articular (BAER; DURWARD, 2001).

A realização dos movimentos de sentar e levantar depende da ativação de diversos músculos, variações angulares no tronco e principais articulações do membro inferior, momentos de força articulares e movimentação da projeção do centro de massa. Além disso, durante a execução do movimento, a quantidade de energia mecânica necessária varia, em função da fase de execução do movimento, por exemplo, próximo da posição em pé, a quantidade de energia mecânica é menor do que próximo da posição sentada (ANAN et al., 2014).

Para indivíduos jovens e sem lesão o tempo necessário para levantar e sentar em uma cadeira é aproximadamente 1,8 s e 2,5 s, respectivamente. Embora não haja consenso na literatura, há algumas evidências de que idosos necessitam aproximadamente 10% a mais de tempo para levantar de uma cadeira, o que pode estar relacionado a diversos fatores dentre eles a maior necessidade de estabilização ântero-posterior para realização do movimento (BAER; DURWARD, 2001). Patsika, Kellis e Amiridis (2011) observaram em seu estudo que indivíduos com OA executam o movimento de sentar e levantar mais devagar devido à menor eficiência dos músculos extensores dos joelhos.

A maioria dos estudos que analisaram variáveis cinemáticas das tarefas de sentar e levantar se restringiram aos movimentos realizados no plano sagital, com poucos estudos avaliando movimentos no plano frontal, os quais mais comumente analisaram movimentos nos ombros e na pelve (BAER; ASHBURN, 1995). Entretanto, embora as maiores amplitudes de movimento ocorram no plano sagital, a análise apenas nesse plano não reflete as complexas interações de movimentos de rotações, abduções e aduções necessários para realização da tarefa.

No plano sagital, é possível observar uma flexão do quadril durante, aproximadamente, os primeiros 40% do ciclo do movimento de levantar a partir da posição sentada, seguido por uma extensão nos 60% restantes do ciclo. A flexão ocorre devido à inclinação do tronco a frente, enquanto que a extensão tem por finalidade elevar o corpo para a posição ereta. O joelho mostra uma extensão durante todo o ciclo, enquanto que a flexão dorsal do tornozelo se completa em cerca de 45% do ciclo de movimento (NUZIK et al., 1986).

Os movimentos de sentar e levantar requerem que as forças sejam transmitidas para a cadeira e para o solo para impulsionar a massa corporal, proporcionar estabilidade, ou controlar e frear o movimento durante a descida. Dessa forma, a mensuração das forças de reação do solo e dos momentos articulares pode oferecer uma melhor compreensão sobre a realização do movimento para indivíduos com e sem OA.

Ao levantar, a FRS vertical máxima tende a ocorrer imediatamente após o momento da perda de contato da coxa com a cadeira, atingindo uma magnitude de aproximadamente 110% do peso corporal para produzir a aceleração do corpo para cima. Essa força máxima diminui rapidamente após a perda de contato com a cadeira, e estabiliza-se no valor do peso corporal mais próximo do final do movimento. No movimento de sentar, ocorre, inicialmente, uma redução das forças de reação do solo verticais de aproximadamente 5% abaixo do peso corporal, seguida por um aumento das forças até atingir um pico correspondente a 110% do peso corporal antes do contato com a cadeira, o que pode estar associado com a força de frenagem necessária para controlar a descida (BAER; DURWARD, 2001).

Em relação à componente horizontal das FRS, logo após a perda de contato com a cadeira, no movimento de levantar, pode ser observado um pico de força no sentido posterior correspondente a aproximadamente 10% do peso corporal, seguido por forças de magnitude semelhante no sentido anterior, com a função de contrabalançar o movimento do corpo. No movimento de sentar, ocorre a condição inversa, mas com forças de magnitude aproximada a 5% do peso corporal (KRALJ et al., 1990).

Christiansen e Stevens-Lapsley (2010) investigaram a assimetria na descarga de peso sobre os apoios durante a realização da tarefa de levantar de uma cadeira. Para tanto, eles compararam indivíduos com OA com um grupo controle e correlacionaram os dados de assimetria com medidas clínicas de dor, assimetria de

força em extensores de joelho e assimetria na mobilidade na articulação do joelho. Participaram deste estudo apenas pacientes com OA unilateral. Os sujeitos realizaram o teste funcional de sentar e levantar cinco vezes, que consiste em sentar em uma cadeira com os braços cruzados e as mãos apoiadas sobre o peito e os joelhos em posição inicial de 90°. Durante o teste, foi registrado o tempo que o paciente levava para realizar cinco repetições de levantar e sentar na cadeira. Além do teste de levantar e sentar, outros dois testes de mobilidade funcional também foram aplicados: o teste de caminhada de seis minutos e o teste de subir escada. A análise da assimetria de aplicação de carga nos apoios foi feita com duas plataformas de força, uma para cada apoio, para registrar a componente vertical da FRS. Nos indivíduos com OA, a relação de simetria foi calculada a partir da divisão da média da força vertical registrada em cada apoio, normalizada pelo peso corporal. Já no grupo controle, os autores usaram um índice de simetria absoluto, conforme sugerido por Herzog et al. (1989).

Três testes de acometimento do joelho foram aplicados, a torque isométrico voluntária máxima foi registrada por meio de um dinamômetro, a flexibilidade passiva em flexão e extensão de joelhos foi registrada por meio de um goniômetro manual e, após a realização do teste de levantar e sentar, todos responderam a uma escala subjetiva de dor. Para os testes de torque e de flexibilidade, os índices de simetria foram calculados (CHRISTIANSEN; STEVENS-LAPSLEY, 2010).

Em seus resultados, os autores observaram uma assimetria significativamente diferente entre os grupos OA de joelho e controle. O grupo OA apresentou uma assimetria média de $0,87 \pm 0,15$ para o membro acometido. Isso indica que o segmento que apresenta OA apresentou uma força vertical de 87% da força do segmento contralateral. Contudo, 16% dos pacientes investigados não apresentaram assimetria na força vertical dos segmentos e 36% de todos os pacientes não foram capazes de realizar o teste sem o auxílio de membros superiores. Se os grupos forem reorganizados em função do auxílio ou não de membros superiores para a realização do teste, as assimetrias seriam diferentes. No grupo OA com auxílio de membros superiores, a assimetria foi de $0,77 \pm 0,13$. Já no grupo OA sem auxílio de membros superiores, a assimetria foi de $0,93 \pm 0,14$. Isso indica que a assimetria foi maior nos indivíduos que usaram membros superiores (CHRISTIANSEN; STEVENS-LAPSLEY, 2010).

Os resultados de assimetria apresentaram correlações com os resultados de dor (-0,34) e de torque isométrico máximo (0,37). Esses resultados indicam uma tendência à maior assimetria, quanto maior a sensação de dor e quanto maior a assimetria de torque entre os extensores de joelho. Portanto, dor e enfraquecimento muscular podem ser possíveis causas para surgimento de assimetrias e isso pode ser um fator que predispõem o surgimento da OA bilateral, pois quanto maior assimetria, menor é a descarga de peso sobre o membro acometido, porém maior a descarga de peso sobre o segmento que ainda não apresenta OA no joelho, em tarefas como sentar e levantar de uma cadeira (CHRISTIANSEN; STEVENS-LAPSLEY, 2010).

Turcot et al. (2012) analisaram as estratégias adotadas por indivíduos com OA de joelho para levantar de uma cadeira. Eles analisaram 20 sujeitos saudáveis e 25 indivíduos com OA grau 4 na classificação KL, sendo que 19 sujeitos dos mesmos apresentavam OA bilateral. Os autores investigaram a FRS individual para cada segmento, registraram a cinemática do movimento e calcularam os momentos articulares, em um movimento de se levantar de uma cadeira com velocidade autosselecionada. Os autores observaram o grupo OA levou mais tempo para se levantar da cadeira que o grupo controle, $3,2 \pm 1,2$ s para o grupo OA, contra $2,6 \pm 0,4$ s para o grupo controle. Os autores observaram que os escores de WOMAC apresentaram correlação positiva com o tempo para levantar, indicando que quanto maior fosse o escore do WOMAC, maior seria o tempo para se levantar (TURCOT et al., 2012).

Foi observada certa assimetria entre os segmentos no primeiro pico de força vertical, para o grupo OA, que apresentou uma relação entre os primeiros picos de força vertical direito e esquerdo de $0,91 \pm 0,14$, contra $0,99 \pm 0,11$ para o grupo controle. Os autores não observaram diferenças significativas no pico de momento adutor externo do joelho e no pico de momento extensor interno do quadril. Contudo, o pico de momento extensor interno do joelho foi menor no grupo OA ($0,51 \pm 0,16$ N.m/kg) que no grupo controle ($0,72 \pm 0,15$ N.m/kg). Além disso, o grupo OA apresentou maior inclinação anterior de tronco e maior inclinação lateral do tronco que o grupo controle, o que pode explicar a força cerca de 10% maior no segmento não acometido no grupo OA, a inclinação do tronco na direção do segmento não acometido desloca a projeção do centro de massa na base de apoio deste mesmo segmento (TURCOT et al., 2012).

A inclinação a frente do tronco diminui o momento flexor sobre o joelho, diminuindo assim a demanda de força do quadríceps, pois reduz o braço de alavanca do tronco ao eixo da articulação do joelho, mas aumenta o braço de alavanca para a articulação do quadril. Da mesma forma, a inclinação lateral do tronco é uma estratégia para diminuir o momento adutor do joelho e diminuir provavelmente a sensação de dor. Essas alterações na técnica de movimento podem, provavelmente, ser ajustes para que a tarefa pudesse ser executada de forma satisfatória.

Segal et al. (2013) investigaram parâmetros dinâmicos e cinemáticos do movimento de levantar de uma cadeira e as forças musculares, em idosos com OAJ. Os autores usaram dinamômetro isocinético, plataformas de força e registros cinemáticos para, posteriormente, por meio de dinâmica inversa, obter os momentos e potências articulares. Para investigar a diferença nas estratégias de execução dessa tarefa, os autores dividiram os sujeitos da amostra segundo o tempo para se levantarem. Assim os sujeitos foram divididos em indivíduos com alta, moderada e baixa funcionalidade. Nessa classificação, os indivíduos que integraram o grupo com baixa funcionalidade foram os que tempos mais longos apresentaram para se levantar. Os tempos para se levantar variaram de 6,5 para 7,6 s no grupo de alta funcionalidade, de 8,6 a 10,0 s para no grupo de moderada funcionalidade e de 11,5 a 12,8 s para no grupo de baixa funcionalidade (SEGAL et al., 2013).

Houve diferença significativa nos picos de potência articular nos joelhos, os indivíduos que apresentaram maior magnitude de potência foram os sujeitos com maior funcionalidade. A potência no joelho foi de $1,22 \pm 0,4$ W/kg para os indivíduos de maior funcionalidade, $1,10 \pm 0,46$ W/kg para os indivíduos de funcionalidade moderada e de $0,71 \pm 0,32$ W/kg para os indivíduos de funcionalidade baixa (SEGAL et al., 2013). Isso denota que, houve diferença nas técnicas de movimento entre os níveis de funcionalidade investigados.

Considerando as ativações musculares no movimento de levantar, tem sido relatada uma ação contínua do tibial anterior durante todo o movimento, sendo que o pico é atingido imediatamente antes da perda de contato com a cadeira. Essa atividade pode ser explicada pelo avanço da tíbia em relação ao pé que permanece fixo no solo, o que envolve o suporte de peso. Músculos como os ísquiotibiais e o gastrocnêmio, mostram atividade baixa e contínua durante todo o movimento. Essas ativações podem ser explicadas pela necessidade de proporcionar estabilidade ou

pela pequena variação no comprimento muscular, pois, por exemplo, no caso dos ísquiotibiais, o quadril realizará uma extensão, enquanto que o joelho fará uma extensão. As ativações musculares mais consistentes relatadas na literatura para o movimento de levantar são dos músculos do quadríceps que atingem o pico quando o peso corporal é transferido da cadeira para os pés (ROEBROECK et al., 1994).

Durante o movimento de sentar, os músculos bíceps femoral, gastrocnêmio e sóleo estão ativados quando o corpo ainda está na posição ereta para manutenção da postura. Quando a descida começa, ocorre a ativação dos músculos glúteo máximo e tibial anterior, enquanto que os músculos reto femoral e bíceps femoral permanecem ativados durante todo o movimento de sentar (MUNTON et al. 1984).

Patsika, Kellis e Amiridis (2011) investigaram a eficiência em realizar o movimento de levantar de uma cadeira. Em seu estudo, os autores investigaram a variação angular do joelho, por meio de eletrogoniômetros, e a diferença na ativação muscular de reto femoral, vasto medial e vasto lateral, na tarefa de levantar de uma cadeira, em mulheres com OA em comparação com um grupo controle. As mulheres com OA apresentavam níveis 2 e 3 de gravidade de doença, segundo o critério de Kellgren-Lawrence.

Em seus resultados, os autores observaram velocidades angulares médias menores no grupo com OA, para a tarefa de levantar da cadeira. Os valores RMS normalizados dos músculos VL e VM não apresentaram diferença entre os grupos. Por outro lado, a atividade de BF foi significativamente mais alta no grupo com OA do que no grupo controle. Isso denota maior co-ativação no grupo com OA do que no grupo controle. Não há como identificar, por meio desses resultados, o motivo dessa maior ativação, mas algumas hipóteses seriam de que os indivíduos com OA necessitem de maior co-ativação para garantir uma maior estabilidade à articulação do joelho. Outra suposição seria de que, a ativação maior do BF tenha o objetivo de auxiliar na extensão do quadril. De qualquer forma, uma atividade semelhante dos músculos VL e VM entre os grupos e uma maior ativação do BF no grupo OA, pode ser considerada como menos eficiente para a tarefa de se levantar de uma cadeira, pois aumenta a rigidez articular e torna mais difícil produção de momentos extensores internos a favor do movimento. Com isso, pode-se considerar, até certo ponto, a eficiência nas ativações musculares para a tarefa de se levantar de uma cadeira, como menos eficiente em indivíduos com OA (PATSIKA; KELLIS; AMIRIDIS, 2011). Vale lembrar que a análise ocorreu em poucos músculos e os

momentos durante a tarefa não foram investigados. Não há como saber se houve compensações nas ativações musculares outros momentos articulares produzidos para a realização da tarefa.

Bouchouras et al. (2015) compararam mulheres com OA de joelho com um grupo controle. Os indivíduos apresentavam KL graus 2 e 3, com acometimento do compartimento medial da articulação tíbiofemoral, determinado por radiografia segundo critério descrito por Kellgren e Lawrence (1957). Todos os sujeitos responderam ao questionário WOMAC. Foram usadas duas plataformas de força para medir a componente vertical da FRS, dez câmeras para o registro cinemático do movimento e um eletromiógrafo sem fio da Noraxon para o registro da atividade elétrica dos músculos cabeça longa do biceps femoris (BF), vastus lateralis (VL) e erectus spinae bilateralmente (ES). Na posição inicial, os sujeitos permaneceram sentados com um apoio em cada plataforma de força e joelhos mantidos em flexão de 90°. A partir dessa posição, a tarefa consistiu em levantar da cadeira em três velocidades autosselecionadas diferentes: normal, lenta e rápida.

Os autores fizeram a análise do índice de co-ativação do joelho, calculado pela diferença nos inícios de ativação. Essa co-ativação foi obtida pelo instante de início da ativação de VL subtraído pelo instante de início da ativação do BF. Inicialmente, foi considerado um período de inatividade muscular, para o qual a média do sinal e seu desvio padrão foram calculados. A partir daí, foi considerado como início da ativação muscular quando o sinal eletromiográfico ultrapassasse o valor da média do período inativo somado ao valor do desvio padrão multiplicado cinco vezes (BOUCHOURAS et al, 2015).

Os autores calcularam o índice de co-contração, que corresponde à relação da intensidade de ativação do sinal dos músculos agonistas e antagonistas. A co-contração foi calculada pelo valor normalizado da integral da atividade EMG do músculo VL, ao longo de toda a tarefa, dividido pelo valor normalizado da integral EMG do músculo BF. O sinal EMG foi normalizado pelo valor do sinal obtido na postura estática em pé, em janela temporal de 2 segundos (BOUCHOURAS et al, 2015).

Não foram observadas diferenças no tempo de levantar, apenas na velocidade alta de execução da tarefa, na fase de perda de contato com a cadeira até o início da flexão plantar no tornozelo, a duração da fase foi mais longa, ou seja, o tempo foi maior que na velocidade baixa. O pico de força vertical da FRS, não

apresentou diferenças significativas entre os grupos ou entre as velocidades de execução do movimento (BOUCHOURAS et al, 2015). Não foram observadas assimetrias na FRS, como maior carga aplicada no segmento que apresenta menor acometimento. É possível que as tendências de assimetria surjam com o avanço da OA, em níveis mais graves de acometimentos.

A amplitude de movimento foi semelhante entre os grupos no tornozelo, porém a mesma foi maior na articulação do joelho e do quadril no grupo OA do que no grupo controle. A velocidade de execução da tarefa de levantar da cadeira pode ter afetado a amplitude de movimento, pois em velocidades mais baixas a amplitude de movimento no joelho e no quadril foi maior (BOUCHOURAS et al, 2015). A menor amplitude de movimento no joelho e no quadril, associada à duração da tarefa semelhante nos indivíduos com OA e grupo controle sugerem menor velocidade angular de execução do movimento no grupo com OA. Isso sugere que, indivíduos com OA moderado parecem desenvolver mecanismos compensatórios para conseguir executar tarefas como levantar de uma cadeira.

Com relação à intensidade de ativação muscular, o VL apresentou menor ativação e o BF apresentou maior ativação no grupo OA que no grupo controle, nas três velocidades de levantar da cadeira. A atividade de VL foi 50% mais longa no grupo OA que em indivíduos do grupo controle. Os músculos ES não apresentaram diferença na ativação entre os grupos ou entre as velocidades de execução do movimento. Já nos outros dois músculos, a velocidade da tarefa afetou a ativação muscular, pois na velocidade baixa, a magnitude de ativação foi maior no VL e no BF do que nas demais velocidades (BOUCHOURAS et al, 2015). É possível que essa maior ativação esteja associada à maior necessidade de produção de tensão de forma ativa, exigindo maior ativação dos músculos e provavelmente podendo causar maior cansaço.

Na análise da interação dos dois fatores, o BF apresentou maior ativação no grupo OA do que no controle, apenas na velocidade normal. No índice de co-ativação, os autores observaram diferenças significativas entre os indivíduos com OA e o controle. Em particular no segmento mais acometido (direito), o músculo BF iniciou sua ativação mais tarde do que VL nas velocidades normal e lento e quase simultaneamente na velocidade rápida. Esse comportamento pôde ser evidenciado pelos valores negativos de índice de co-ativação, que indicam que o instante de início de ativação do BF foi maior que o do VL, portanto, o BF se ativou mais tarde

que o VL. Já no grupo controle, o músculo VL se ativou mais tarde que o BF nas velocidades normal e rápido. Apenas na velocidade baixa, o VL se iniciou antes que o BF.

No índice de co-contracção, o grupo OA apresentou valor mais próximo de um que o controle, o que denota que as ativações foram mais semelhantes, em intensidade, nas três velocidades no grupo OA. Esses resultados denotam que a ativação muscular sofre alterações temporais e de intensidade na presença da OA. Analisar as características temporais de ativação dos músculos durante a realização de uma tarefa, favorece informação adicional sobre a coordenação dos mesmos que ocorre em situações de estratégias de movimento diferentes adotadas por indivíduos com OA (BOUCHOURAS et al, 2015).

Portanto, o principal resultado observado pelos autores é que indivíduos com OA levantam da cadeira usando maior co-contracção e menor amplitude de movimento no joelho e no quadril. Embora o tempo de ativação tenha sido diferente, o tempo para se levantar da cadeira foi semelhante. O menor índice de co-contracção no grupo OA indica maior ativação do BF em relação ao VL. Esse resultado indica aumento de rigidez articular e isso protege a articulação em situações de cargas mecânicas altas. Contudo a co-ativação alterada não modificou a duração da tarefa, como era esperado.

Aparentemente, a dor ou a característica da OA no joelho podem causar alterações na coordenação inter segmentar para atender às demandas da tarefa, ou seja, parecem ser um fator adicional a influenciar as estratégias adotada para a execução de uma tarefa motora. A redundância do aparelho locomotor permite desenvolver novas estratégias de movimento que levam a interações eficientes com o ambiente, para que, de forma bem sucedida, as tarefas de vida diária possam ser realizadas (BOUCHOURAS et al, 2015).

Existe a sugestão de que indivíduos com OA apresentam menor eficiência na realização do movimento de sentar e levantar. Anan et al. (2014) investigaram a eficiência que indivíduos com OAJ apresentavam na transferência de energia mecânica ao levantar de uma cadeira. O objetivo do estudo foi de investigar se indivíduos com OA de joelho são capazes de realizar o movimento de levantar de forma eficiente, sob o ponto de vista da transferência de energia. Para tanto, mulheres com OAJ foram comparados com indivíduos sem diagnóstico de OAJ e sem dor (grupo controle). Para determinar a gravidade da OAJ, radiografias foram

feitas com descarga de peso bilateral e foi usada a classificação de gravidade por meio da escala de Kellgren Lawrence. Para realizar a tarefa, os indivíduos deveriam estar inicialmente sentados, sem apoiar as costas ou os braços. A altura da cadeira foi ajustada e a tíbia deveria permanecer perpendicular ao solo. Os executantes realizaram o movimento descalços e com os pés em afastamento em distância correspondente à das cristas ilíacas anterossuperiores. Os sujeitos se sentaram de forma que a distância média entre o trocânter maior do fêmur e o epicôndilo lateral do fêmur coincidiam com a borda anterior da cadeira. Durante toda a execução do movimento, as mãos permaneceram apoiadas sobre o peito para evitar que os marcadores reflexivos fossem encobertos. A velocidade de execução do movimento de levantar foi autosselecionada (ANAN et al.,2014).

Dados cinemáticos e de dinâmicos foram coletados por meio do Sistema Vicon e de quatro plataformas de força da marca Tec Gihan. Duas plataformas de força foram posicionadas na cadeira e duas sob os pés. Quarenta marcadores reflexivos permitiram a reconstrução tridimensional do movimento e a determinação dos ângulos, velocidades angulares e os momentos articulares. A partir dos dados de momentos articulares em função do tempo e das correspondentes velocidades angulares, os autores calcularam a potência articular. Segundo a qual, valores negativos representam absorção de energia e valores positivos indicam produção de energia. O trabalho mecânico gerado por cada momento articular foi calculado pela integração da potência em função do tempo (ANAN et al.,2014).

Em seus resultados, os autores observaram significativos maiores tempos para que os indivíduos com OA se levantassem, sendo que do início da execução do movimento até a perda de contato dos glúteos com a cadeira não diferiu, mas da perda de contato com a cadeira até a postura ereta, o tempo foi mais longo para os indivíduos com OA. Nos dados cinemáticos, pode ser observado maior variação angular de inclinação do tronco a frente no grupo de indivíduos com OA em comparação com os sujeitos do grupo controle, com $59,3 \pm 13,8$ graus para o grupo com OA, contra $46,7 \pm 12,4$ graus para o grupo controle. A inclinação anterior da pelve e da perna não diferiu significativamente entre os grupos. A inclinação anterior do tronco é importante para permitir a projeção do centro de massa dentro da base de apoio menor, a partir do momento que ocorre a perda de contato com a cadeira (ANAN et al.,2014).

Na análise dinâmica dos momentos médios e máximos da extensão do quadril, extensão do joelho e de flexão plantar do tornozelo, apenas o momento articular médio da extensão do joelho foi significativamente diferente entre os grupos, os demais valores não apresentaram diferença. O momento articular médio da extensão do joelho foi significativamente menor no grupo de indivíduos com OA ($0,28 \pm 0,10$ Nm/kg) do que no grupo controle ($0,35 \pm 0,09$ Nm/kg) (ANAN et al., 2014).

Uma vez que ocorre a perda de contato com a cadeira, o momento extensor do joelho passa a ser fundamental para que a posição ereta possa ser alcançada. Contudo, o menor momento extensor denota maior dificuldade em assumir a posição ereta e isso está associado à duração maior de tempo dos indivíduos com OA em se levantar após a perda de contato com a cadeira. O impulso dos momentos articulares reflete a carga muscular total para executar um movimento e o tempo de aplicação dessa carga. Não foi observada diferença entre os impulsos, pois um momento menor foi compensado com um tempo maior para que o movimento de se levantar pudesse ser concluído (ANAN et al., 2014). Não é possível determinar o que afetou o momento extensor do joelho, mas é possível que uma diminuição da força de quadríceps, já reportado em estudos anteriores, seja a causa.

As potências médias proximais e distais denotam as transferências de energia entre os segmentos e nesse sentido. Nesse sentido, as menores potências médias indicam que a absorção e a produção de potência são menos eficientes nos indivíduos com OA, o que, segundo os autores, sugere que os mesmos necessitam produzir mais energia para poder executar a tarefa, pois a transferência da energia entre os segmentos é menos eficiente (ANAN et al., 2014). Portanto, o movimento é executado de forma menos eficiente o que demanda mais esforço e consequentemente a tarefa se torna mais difícil piorando assim a qualidade de vida de pessoas com OA de joelho.

A tarefa de sentar e levantar de uma cadeira é uma tarefa comum do dia a dia. Ela envolve o recrutamento de vários músculos, que em ações concêntricas, durante o levantar, atuam para posicionar o corpo em postura ereta. Esta tarefa é considerada mais intensa ao aparelho locomotor do que a marcha e o subir ou descer degraus, pois as demandas de força, os momentos articulares e as amplitudes de movimento são maiores (WRETENBERG; ARBORELIUS, 1994). São poucos os estudos que investigaram o movimento de sentar a partir de uma postura em pé, em indivíduos com OA de joelho.

A eficiência mecânica em realizar esse movimento depende da adequada compreensão da realização do mesmo na presença dessa doença. Para que esse movimento possa ser realizado de forma eficiente, é necessário entender como a tarefa de sentar e levantar ocorre na presença da OA, pois esse movimento faz parte de diversas atividades cotidianas e a sua realização eficiente garante a independência física aos indivíduos com OA.

3.4 Descer um degrau

Subir e descer escadas representam atividades funcionais complexas presentes nas atividades de vida diária, pois exigem controle e coordenação de diversos grupos musculares. Indivíduos idosos parecem ser especialmente afetados pela dificuldade em descer escadas com autonomia (LESSI et al., 2012; MYLES, 2001).

O movimento de descer escadas, também foco de análise do presente estudo, exige maior controle do aparelho locomotor quando comparado com o movimento de subir escadas. Na subida, o momento máximo de flexão do joelho é 1,5 vezes maior do que na marcha, enquanto que na descida são encontrados valores 4,1 vezes maiores (ANDRIACCHI et al., 1980).

O movimento de descer escadas envolve períodos cíclicos de apoio e de balanço. Uma pessoa sem nenhuma lesão osteomioarticular descera com uma perna em um degrau, e com outra perna no próximo degrau, e assim sucessivamente. Entretanto, indivíduos com lesões como a OA tentam a empregar outros métodos para descer escadas. Dentre esses métodos, é bastante comum observar idosos com OA descendo um degrau de cada vez, com períodos nos quais ambos os pés são colocados no mesmo degrau. A maioria dos estudos que analisou as características cinemáticas de descer escadas foca apenas nos movimentos realizados no plano sagital, mas movimentos como abdução, adução e rotação do quadril, rotação tibial e do tornozelo não devem ser negligenciados na análise de membros inferiores (ANDRIACCHI et al., 1980).

Considerando os movimentos no plano sagital ao descer um degrau, no movimento de retirada do pé, o quadril e o joelho estão em flexão e o tornozelo apresenta ângulos de flexão dorsal próximos da máxima amplitude de movimento. Durante a fase de balanço, a flexão do quadril e joelho diminui e ocorre o movimento de flexão plantar do tornozelo. Quando o pé atingir o degrau inferior, a articulação do

quadril apresentará pequena flexão, o joelho estará quase em extensão total e o tornozelo estará em flexão plantar. Quando o segmento progride para a metade do apoio, o quadril estende, o joelho passa a apresentar ligeira flexão, e ocorre a flexão dorsal do tornozelo (MYLES, 2001; ANDRIACCHI et al., 1980).

Em relação às variáveis dinâmicas, a FRS vertical máxima ao descer escadas equivale a aproximadamente 120% do peso corporal, enquanto que ao subir escadas os indivíduos atingem cerca de 110% do peso corporal. Ao descer escadas, o contato do pé com o solo leva a um aumento rápido da FRS vertical até atingir o valor máximo no início do contato com um único apoio. Depois disso, ocorre uma gradual redução na FRS vertical até a metade do apoio, aumentando novamente para atingir novo pico aproximadamente na segunda fase do apoio duplo. A FRS horizontal no sentido anterior apresenta valores máximos durante a aceitação do peso (imediatamente antes do início do contato com um único apoio). No sentido posterior, os valores máximos são alcançados imediatamente antes do contato duplo dos segmentos (MYLES, 2001; ZACHAZEWSKI et al., 1993).

No que se refere às ativações musculares, o movimento de descer escadas envolve a atividade do músculo sóleo e dos músculos do quadríceps para controle do movimento. Simultaneamente, a ativação do glúteo médio evita que o corpo caia para o lado não apoiado. O músculo tibial anterior produz a flexão dorsal na metade da fase de balanço e a inversão do tornozelo no início da fase de contato, quando os dedos do pé são colocados no degrau inferior. Já os músculos isquiostibiais permanecem ativados durante a metade da fase de balanço para controlar a extensão do joelho (MYLES, 2001).

Em indivíduos com OA de joelho, uma de suas principais queixas é a dificuldade de subir e descer escadas em função da dor no joelho. Nesse sentido, diversos estudos têm procurado investigar diferentes variáveis biomecânicas para compreender como o aparelho locomotor de indivíduos com OA responde a sobrecarga que lhe é imposta durante essa tarefa específica.

Durante o movimento de descer escadas, comparados com indivíduos assintomáticos, os indivíduos com OA de joelho tendem a apresentar maior pico de impacto e maior taxa de crescimento de força (LIKAVAINIO et al., 2007), menor pico do ângulo de flexão do joelho (HINMAN et al., 2002) e maior pico do ângulo de adução do joelho (HICKS-LITTLE et al., 2011).

Kaufman et al. (2001) investigaram as características cinemáticas e dinâmicas de indivíduos com OA e adultos saudáveis realizando a marcha, o subir e descer escadas. Foram analisadas as variações angulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo bilateralmente, a FRS por meio de três plataformas de força, no primeiro e segundo degraus da escada e uma nivelada com o piso posicionada em frente à escada e os momentos articulares que foram calculados por meio de dinâmica inversa. Nas três tarefas foram determinados os ciclos de passada, iniciados com a fase de apoio e seguidos pela fase de balanço. Isso significa que no descer escada, o segmento analisado foi o que permaneceu sobre o degrau, desacelerando a descida para o próximo degrau.

Chama a atenção a faixa etária dos grupos: 30 a 82 anos para o grupo OA (média 52 ± 12 anos) e 20 a 42 anos para o grupo controle (média 30 ± 8 anos). Isso denota que dentre os indivíduos com OA, nem todos eram idosos e o grupo controle era composto por adultos jovens e adultos. Isso traz uma limitação ao estudo. Além da presença da OA existe um fator de interferência que é a idade dos indivíduos, pois as características de realização do movimento de adultos e de idosos saudáveis é diferente (KAUFMAN et al., 2001).

Em seus resultados, os autores observaram que a velocidade de deslocamento foi menor nos indivíduos com OA nas três tarefas, marcha, subir e descer escada. Não foram observadas diferenças nas variações angulares, nos ângulos máximos de flexão após contato ou no tempo para este ângulo máximo entre os grupos OA e controle (KAUFMAN et al., 2001).

Nos momentos, foi observado menor pico de momento extensor interno nos indivíduos com OA no início do apoio da marcha e menor momento flexor interno no final da fase de apoio. Não foi observada diferença no instante de ocorrência do pico de momento extensor do joelho e no ângulo de flexão do joelho no instante de ocorrência do pico de momento extensor do joelho, entre os dois grupos investigados. Os autores comentam que essa diminuição nos momentos extensores é uma tentativa de diminuir as solicitações mecânicas articulares e a sensação de dor (KAUFMAN et al., 2001). Contudo podem afetar a eficiência e o controle do movimento.

Na descida de escada, conforme discutido anteriormente, o ciclo de execução de movimento corresponde ao segmento que permanece em apoio sobre o degrau durante a descida. Neste apoio, ocorre inicialmente um momento flexor interno no

joelho e depois, durante o restante da fase de apoio, ocorre um momento extensor interno de magnitude maior que durante a marcha e sem diferenças entre os grupos na fase inicial do apoio (KAUFMAN et al., 2001).

Por último, os autores investigaram os momentos adutores e abdutores durante as três tarefas. Não houve diferença no pico de momento abdutor do joelho entre os grupos, mas os indivíduos com OA de joelho apresentaram maior pico de momento adutor do joelho nos movimentos investigados (KAUFMAN et al., 2001).

Em outro estudo, Hortobágyi et al. (2005) investigaram a co-contração muscular em indivíduos com OA de joelho em atividades de vida diária, como marcha, subir e descer escadas. Três grupos foram analisados: indivíduos com OA de joelho bilateral em grau 2, na escala Kellgren Lawrence, um grupo de idosos saudáveis e um grupo adultos jovens. Eletrodos de superfície foram usados para registrar a atividade dos músculos *vastus lateralis* (VL), *biceps femoris* (BF), *tibialis anterior* (TA) e *gastrocnêmio lateral* (GL). Uma plataforma de força foi usada na pista de caminhada e no segundo degrau de uma escada de madeira de quatro degraus, construída para a coleta de dados. Após um período de aquecimento, todos os sujeitos coletaram 5 tentativas de marcha em velocidade de 1,3 m/s e de descida e subida na escada em ritmo de 80 batidas por minuto, controlado por metrônomo. Os dados da plataforma de força foram usados para identificação da fase de apoio nas três tarefas realizadas.

As co-contrações foram calculadas nas seguintes relações entre os valores RMS dos músculos BF dividido pelo VL (BF/VL) e GL dividido TA (GL/TA). Essas comparações foram feitas para o pico de ativação e para a atividade média ao longo da fase de apoio. Em seus resultados, o grupo OA apresentou maior co-contração (BF/VL e GL/TA) que o grupo de idosos saudáveis e os idosos saudáveis apresentaram maior valor de co-contração que os adultos jovens. Os autores também reportam que a intensidade de ativação do VL e do BF é mais alta nos indivíduos com OA, que nos idosos saudáveis e estes, por sua vez apresentam intensidade maior de ativação que os adultos jovens. Esses dados foram obtidos pela relação VL/VLmax e BF/BFmax, sendo que os valores de VLmax e de BFmax foram obtidos um registro em dinamômetro isocinético (HORTOBÁGYI et al., 2005).

Estes aumentos na co-contração na articulação do joelho e do tornozelo sugerem uma alteração no controle neuromuscular que provavelmente tem a finalidade de aumentar a rigidez articular para aumentar a estabilidade das

articulações durante a realização de atividades como as de caminhar, descer e subir escadas. Embora estes resultados possam indicar uma adaptação positiva de indivíduos com OA de joelho, os autores comentam que o aumento da co-contracção pode apresentar um fator negativo, pois ao alterar a distribuição de cargas na articulação do joelho, é possível que afeta a progressão da doença e a degeneração das estruturas articulares. Por último, os resultados também sugerem que a atividade muscular e a co-contracção parecem ser afetadas em outras articulações que não apenas na articulação que apresenta a lesão (HORTOBÁGYI et al., 2005).

Sanchez-Ramirez et al. (2016) objetivaram investigar as características cinemáticas, dinâmicas e eletromiográficas em pacientes em estágio inicial e estabelecido de OA de joelho durante a tarefa de descer um degrau. Os indivíduos em estágio inicial de OA apresentavam grau zero ou um na escala Kellgren-Lawrence e os indivíduos com OA já estabelecida apresentavam acometimento unilateral ou bilateral e grau maior que dois na mesma escala. A instabilidade do joelho foi acessada por meio de um questionário. A tarefa de descer degrau consistia em descer com um dos segmentos em uma plataforma de força e, em seguida, pisar à frente da plataforma de força com o outro segmento, sem fazer contato com a plataforma de força. Foi usado também um dinamômetro isocinético para a cessar a força dos grupamentos musculares extensores e flexores do joelho. A atividade eletromiográfica dos músculos vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), ísquiotibiais laterais (IL) e ísquiotibiais mediais (IM) foi investigada durante a tarefa e índices de co-contracção foram calculados para as seguintes combinações de músculos VL-IL, VM-IM e VL-IM, nos intervalos de tempo entre o contato como solo e o instante do pico de flexão do joelho pós aterrissagem.

Em seus resultados foram observadas diferenças na instabilidade dos joelhos e na sensação de dor reportada por questionário e por meio de uma escala visual analógica, respectivamente. Nesses resultados subjetivos, os indivíduos com OA de joelho já estabelecida reportaram sentir maior instabilidade no joelho e maior sensação de dor que os indivíduos do grupo controle. No dinamômetro isocinético, foi observado menor torque isométrico nos músculos flexores do joelho, nos indivíduos com OA estabelecida e os indivíduos do grupo controle (SANCHEZ-RAMIREZ et al., 2016).

Nos resultados biomecânicos, não foram observadas diferenças nos parâmetros cinemáticos do joelho, ângulo no instante de contato, pico de flexão do

joelho ou amplitude de flexão do joelho. Nos dados de momentos articulares também não foram observadas diferenças entre os grupos, nos parâmetros pico de momento adutor, pico de momento extensor do joelho na fase de apoio da descida do degrau. Já nos dados eletromiográficos, foram observadas diferenças entre os indivíduos com OA estabelecida e os indivíduos do grupo controle. Foi observada maior ativação de ísquiotibial medial, maior co-contração de VM-IM e VL-IM nos indivíduos com OA estabelecida. A co-contração VM-IM também foi significativamente maior no grupo OA estabelecido do que nos indivíduos em estágio inicial. Os autores sugerem, que as co-contrações maiores observadas nos indivíduos com OA já estabelecida aumenta a compressão articular de forma geral e isso pode ser um possível causador de progressão da doença e da degeneração das estruturas articulares (SANCHEZ-RAMIREZ et al., 2016).

Os autores comentam que a ausência de diferenças nas variações angulares e nos momentos articulares do plano sagital e frontal se deve às características de alinhamento dos sujeitos, pois mesmo no grupo de indivíduos com OA estabelecida, a maioria apresentava alinhamento neutro nos joelhos, os demais apresentavam alinhamento em varo e em valgo na mesma proporção (SANCHEZ-RAMIREZ et al., 2016). Aparentemente, a característica da OA de joelho que suscita as alterações cinemáticas e dinâmicas no movimento parece estar associada ao alinhamento do joelho, preferencialmente.

No estudo de Childs et al., (2004), citado anteriormente, os tiveram o objetivo de investigar as características cinemáticas, dinâmicas e eletromiográficas da marcha e da tarefa de descer um degrau de 20 cm em indivíduos com OA de joelho. A descida do degrau foi feita por meio de um step de 20 cm. Os sujeitos permaneciam em frente ao step. Eles subiam no step com o segmento não acometido e desciam com o segmento acometido pisando na plataforma de força (CHILDS et al., 2004).

Na descida do degrau, não houve diferença no ângulo no instante do contato, mas houve uma amplitude de flexão de joelho menor no grupo OA ($14,4 \pm 6,2$ graus) do que no grupo controle ($20,5 \pm 5,2$ graus). Na FRS da descida do degrau, não foi observada diferença na taxa de crescimento do primeiro pico entre os grupos, mas o primeiro pico foi menor no grupo OA (152 ± 3 %PC) que no grupo controle (169 ± 2 %PC). As cargas mecânicas no descer degrau foram maiores que na marcha, devido à altura de queda no descer degrau. Apesar da maior solicitação mecânica, as diferenças entre os grupos não foram aumentadas, pelo contrário, as diferenças

entre os grupos tenderam a diminuir. Como se em condição de maior exigência de uma tarefa, o aparelho locomotor dos indivíduos com OA tendesse a se aproximar das características de indivíduos sem OA de joelho (CHILDS et al., 2004).

Nas atividades musculares, os autores investigaram a duração da atividade dos músculos *vastus lateralis*, *biceps femoris*, *tibialis anterior* e *gastrocnemius* e a coativação muscular de *vastus lateralis* em relação ao *biceps femoris* e do *tibialis anterior* em relação ao *gastrocnemius*. Em seus resultados os autores observaram que todos os músculos permaneceram ativos por um período mais longo nos indivíduos com OA que nos indivíduos do grupo controle, na marcha e no descer degrau. As coativações apontam para períodos mais longos de atividade simultânea dos músculos na articulação do joelho e do quadril. Embora não tivesse sido testado estatisticamente, não parece haver diferença entre as durações das ativações e as coativações entre as tarefas marcha e descer degrau (CHILDS et al., 2004).

Os autores discutem que a menor amplitude de movimento durante a realização da tarefa associada à atividade mais prolongada dos músculos e à maior coativação denota uma rigidez maior da articulação do joelho, o que indica maior força compressiva na articulação do joelho e possível maior tendência de forças danosas na articulação que podem levar à progressão das degenerações articulares comuns à OA de joelho (CHILDS et al., 2004).

Por meio destes estudos parece que a atividade eletromiográfica dos músculos é sensível às alterações observadas em indivíduos com OA de joelho, mas parece que as alterações cinemáticas e dinâmicas, para se manifestarem, é necessário que alterações estruturais ocorram nos indivíduos com OA de joelho, como, por exemplo, o desalinhamento do joelho em varo, característico e mais comum na progressão da doença. Em níveis iniciais de doença e sem desalinhamento no joelho, aparentemente as características cinemáticas e as dinâmicas tendem a permanecer semelhantes a indivíduos sem OA de joelho. Com o avançar da doença e o surgimento do progressivo desalinhamento do joelho em varo, as alterações biomecânicas vão aumentando.

Outra análise de interesse, conforme reportado anteriormente é a análise do momento adutor externo, pois o mesmo pode ser usado como um preditor da sobrecarga no compartimento medial do joelho. Por conta disso, o momento adutor vem sendo usado como uma variável que pode levar à progressão da doença e ao agravamento do desalinhamento dos joelhos. Embora sejam escassos na literatura a

investigação do momento adutor no descer degrau, há evidências de que o pico de momento adutor externo seja maior em indivíduos com OA de joelho (GUO; AXE; MANAL, 2007; SACCO et al.; 2012).

Amin et al. (2004) investigaram quanto o momento adutor externo observado durante a postura em pé, a marcha, o levantar de uma cadeira e o descer de uma escada estaria associado com o surgimento futuro de uma dor crônica no joelho, em anos seguintes. Na postura em pé os indivíduos permaneceram parados com os olhos abertos por 7 segundos, no levantar de uma cadeira, os indivíduos permaneceram sentados com os joelhos em 90° de flexão, na marcha foi realizada numa pista de 10 metros, com velocidade autosselecionada e no descer degraus foi usada uma escada com quatro degraus e sem corrimão, nos quais no segundo e terceiro degrau, uma plataforma de força foi instrumentada. Os 132 sujeitos investigados passaram por um período de familiarização nas tarefas, para depois realizar duas vezes cada tarefa para a coleta de dados. Nem todos os sujeitos fizeram todas as tarefas e não foi informado como a ordem das tarefas foi estipulada.

Três a quatro anos mais tarde os sujeitos investigados foram contatados e um avaliador aplicou alguns questionários nestes sujeitos. Nem o avaliador, nem o sujeito foram informados dos resultados do teste biomecânico preliminar. Os sintomas de dor das articulações dos joelhos foram obtidas a partir das informações do sujeitos sobre os sintomas que ele se recordava da época das coletas de dados e dos sintomas atuais. Foram usadas duas perguntas para acessar a presença de dor: (1) você sente dor no ou em torno do seu joelho na maioria dos dias do mês? (2) você sente dores nos joelhos ao andar duas quadras ou ao usar escadas? Essas duas questões foram usadas como indicadores de presença de OA de joelho sintomática. Um outro questionário foi usado para identificar e diferenciar indivíduos com OA de artrite inflamatória ou reumatoide. Uma vez aplicados os questionários, dos 132 sujeitos originais, restaram 66 sujeitos sem dor de joelhos e sete sujeitos com dores de joelhos recentemente adquiridas (AMIN et al., 2004).

Após separados os grupos, os resultados dos picos de momentos adutores dos joelhos foram agrupados por tarefa, para os dois segmentos, para os dois grupos. Não foi informado se foi o primeiro ou o segundo pico de momento adutor externo usado para a análise. Nos resultados todos os momentos adutores foram significativamente maiores nas tarefas do grupo com dor adquirida nos joelhos. As

diferenças variaram de 8 a 39% maiores valores de pico de momento adutor (AMIN et al., 2004).

Com base nesses resultados, os autores acreditam que o pico de momento adutor maior no momento da coleta de dados pode ter contribuído para o surgimento de uma dor crônica do joelho nos sujeitos avaliados. Os autores assumem que não é possível atribuir exclusivamente a prevalência de dor crônica dos joelhos a esse único parâmetro (AMIN et al., 2004), por isso é prudente ter cautela em assumir que um momento adutor aumentado ou mais alto em alguma tarefa motora seja indicador de que este joelho irá desenvolver OA, pois a presença de dor não necessariamente indica que uma OA será desenvolvida com o tempo.

Paquette et al. (2014) procuraram investigar os efeitos do aumento do afastamento entre os pés sobre variáveis biomecânicas e a dor no compartimento medial do joelho no movimento de descer escadas de pacientes com OA. A hipótese inicial do estudo era de que uma simples mudança na geometria de colocação dos pés ao descer de um degrau, como o aumento na largura da passada, poderia reduzir os picos dos momentos adutores externos, exigindo menores momentos abdutores internos. Essa diminuição dos momentos abdutores internos reduziria a sobrecarga no compartimento medial e, conseqüentemente, diminuiria a incidência de dor. Além disso, esperava-se que a passada com os pés mais afastados reduzisse o pico dos ângulos de adução do joelho. O ângulo de adução do joelho é uma importante variável relacionada às cargas no compartimento medial do joelho conforme o alinhamento em varo aumenta. Para esse intuito, foram avaliados 13 pacientes, sendo que 12 apresentavam OA bilateral no compartimento medial do joelho, para os quais o joelho com maior comprometimento foi analisado. O movimento foi realizado em velocidade autosselcionada ($0,45 \pm 0,08$ m/s), sendo testadas três condições: afastamento habitual entre os pés utilizado para caminhada no plano e duas distâncias progressivamente maiores de afastamento entre os pés. Dessa forma foram testadas as condições de largura de afastamento entre os pés correspondentes a 13%, 26% e 39% do comprimento da perna.

Em seus resultados, não foram encontradas diferenças na escala de dor utilizada entre as condições testadas. Durante a descida, no plano frontal, foram observados dois picos de adução do joelho. O afastamento dos pés pouco afetou o primeiro pico, porém afetou significativamente o segundo pico de adução. O segundo pico do ângulo de adução do joelho foi menor e ocorreu mais cedo quanto

maior o afastamento entre os pés, conforme ilustrado na Figura 4A. Já em relação aos momentos abdutores internos, embora na Figura 4B pareçam existir diferenças na magnitude do segundo pico, essas não foram estatisticamente significativas. Além desses resultados, a diferença na largura do afastamento dos pés não alterou a amplitude de movimento no plano sagital, o pico dos momentos extensores e as variáveis das forças verticais de reação do solo (PAQUETTE et al., 2014). Portanto, o afastamento lateral dos pés embora afete a adução do joelho durante a descida de um degrau, pouco afeta os momentos abdutores internos do joelho, consequentemente pouca gerencia tem na redução da solicitação mecânica sobre os joelhos. É possível que este mesmo afastamento lateral interfira na estabilidade e na sensação de segurança dos indivíduos com OAJ durante a descida de um degrau. Contudo, vale lembrar que essa análise é apenas especulativa.

FIGURA 4. Curvas do ângulo de adução do joelho (A) e dos momentos abdutores internos do joelho (B) para as três condições testadas: afastamento habitual dos pés (linha cheia); condição de aumento do afastamento entre os pés em relação ao afastamento habitual (linha tracejada); condição de maior afastamento entre os pés (linha pontilhada). Adaptado de Paquette et al. (2014).

A tarefa de descer um degrau é muito importante, pois está presente em diversas situações de realização do movimento humano. É necessária sua investigação uma vez que ele envolve forças maiores que as da marcha. Na marcha, estratégias como diminuição da velocidade de locomoção podem ser eficientes em reduzir as cargas mecânicas do movimento, mas na tarefa de descer um degrau o controle das cargas mecânicas deve ocorrer por meio de outras estratégias. A contribuição do presente projeto é o de investigar as diferenças na estratégia de descida do degrau quando o segmento com OA é o que realizará a aterrissagem ou

quando o mesmo é a perna de apoio que controla a velocidade de descida, em pacientes com OA de joelho.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Amostra

Participaram desse estudo 39 indivíduos, sendo 18 pertencentes ao grupo OA (13 mulheres e 5 homens) e 21 integrantes do grupo controle (13 homens e 8 mulheres). O grupo OA foi composto por indivíduos com OA bilateral em nível moderado (Kellgren Lawrence grau 3), massa corporal média $66,2 \pm 12,8$ kg, estatura média $1,54 \pm 0,08$ m e Índice de Massa Corporal (IMC) médio $27,9 \pm 4,4$. O grupo controle foi composto por indivíduos saudáveis, sem diagnóstico de OA, com massa corporal média $69,5 \pm 13,3$ kg, estatura média $1,63 \pm 0,09$ m e Índice de Massa Corporal (IMC) médio $25,9 \pm 3,9$. Não participaram do estudo indivíduos que tivessem prótese nos membros inferiores, que tivessem passado por qualquer processo cirúrgico no joelho nos últimos seis meses, que tivessem realizado fisioterapia para OA no joelho nos últimos seis meses ou que apresentassem condição médica grave que afetasse a marcha ou a execução de tarefas de vida diária, além da presença da OA. Foram excluídos do grupo controle e experimental, indivíduos que apresentarem qualquer uma das seguintes características: 1) prótese nos membros inferiores; 2) qualquer processo cirúrgico no joelho nos últimos seis meses; 3) realização de fisioterapia para OA no joelho nos últimos seis meses; 4) condição médica grave que afete a marcha ou manutenção do equilíbrio, e presença da OA.

Os indivíduos participantes do estudo assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido concordando com a participação voluntária no estudo (ANEXO I). O projeto foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo (EEFE-USP), sendo o número do Parecer 281.916. A partir dessa aprovação, uma emenda foi enviada ao Comitê de Ética em Pesquisa para determinar a instituição co-participante (HC-FMUSP), sendo o número do Parecer de Aprovação da Emenda 318.687 (ANEXO II).

4.2 Questionário de dor, rigidez e grau de funcionalidade

Antes do teste e para caracterizar a amostra, os participantes responderam ao questionário *Western Ontario and McMaster Universities Index* (WOMAC), instrumento para avaliar a intensidade da dor, rigidez e grau de funcionalidade de

indivíduos com OA na articulação do joelho. Para determinar o índice de dor, os pacientes responderam a 5 questões; para o índice de rigidez, a 2 questões; e para o índice de atividade física/funcionalidade, a 17 questões. Para cada questão, há uma escala com cinco opções, variando de nenhum sintoma até sintoma extremo. Para classificar os pacientes, foi usada a escala de Likert com a seguinte pontuação: nenhum sintoma (zero), pouco sintoma (um), sintoma moderado (dois), sintoma intenso (três), sintoma muito intenso (quatro) (ROSEMFFET et al, 2004).

4.2 Preparação dos indivíduos para a coleta de dados

Após aplicar o questionário e registrar as medidas antropométricas, o indivíduo foi preparado para o registro eletromiográfico e cinemático nas tarefas. O registro do EMG foi feito nos músculos *reto femoris* (RF), *vastus lateralis* (VL), *biceps femoris cabeça longa* (BFCL), *tibialis anterior* (TA) e *gastrocnemius lateralis* (GL). Os eletrodos foram colocados no lado dominante dos sujeitos do grupo controle e no segmento com maior gravidade de lesão nos pacientes com OA, com distância entre eletrodos 2cm, de acordo com indicações do SENIAM (HERMES et al., 1999). Para diminuir interferências na aquisição do EMG, foi feita tricotomia e limpeza da pele com lixa fina e álcool no local de colocação de eletrodos no músculo. Foram usados dois eletrodos passivos de superfície descartáveis de Ag/AgCl (3M®), com área de captação 1 cm de diâmetro (FIGURA 5A). Os eletrodos passivos foram conectados aos eletrodos de eletromiografia ativos (NORAXON, EUA) que têm na face de contato com a pele um eletrodo de referência (FIGURA 5B). Para aquisição dos registros EMG foi usada frequência de amostragem 3000Hz, ganho de 500 vezes.

FIGURA 5. Figura dos eletrodos passivos (A) e ativos da marca NORAXON (B).

Para o registro cinemático, sensores reflexivos foram posicionados em pontos do aparelho locomotor bilateralmente: cristas ilíacas anterossuperiores, cristas ilíacas posterossuperiores, clusters com três marcadores reflexivos posicionados sobre o sacro, coxas, joelhos, pernas, maléolos laterais, calcâneos, base dos segundos metatarsos e um cluster posicionado na região do sacro, com três marcadores reflexivos. A FIGURA 6 ilustra o posicionamento de alguns sensores reflexivos em vista lateral do sujeito. A descrição detalhada do posicionamento dos marcadores reflexivos será apresentada mais adiante no texto.

FIGURA 6. Imagem da vista lateral de um sujeito da amostra com alguns sensores reflexivos e eletrodos de eletromiografia posicionados no membro inferior direito, nos quais são visíveis o marcador reflexivo da coxa (a), o eletrodo sobre o músculo RF (b), o eletrodo sobre o músculo BFCL (c), o eletrodo sobre o músculo VL (d), o marcador reflexivo do joelho (e), o marcador reflexivo da perna (f), o eletrodo do músculo GL (g), o eletrodo do músculo TA (h), o marcador reflexivo do maléolo lateral da fíbula (i), o marcador reflexivo posterior do calcâneo (j) e o marcador reflexivo da cabeça do segundo metatarso do pé (k).

4.2.1 Procedimentos experimentais

Para investigar como a OA no joelho afeta a realização de tarefas motoras cotidianas, três experimentos ocorreram: análise da marcha, sentar e levantar de uma cadeira e descer do degrau. Os sujeitos do grupo OA e do grupo controle foram investigados bilateralmente, com exceção da análise eletromiográfica. No grupo OA, o segmento mais acometido pela OA foi denominado segmento OA e o outro

segmento assintomático ou menor grau de acometimento foi denominado segmento contralateral (CL). No grupo controle, os segmentos foram nomeados segmento dominante (D) e segmento CL. Na eletromiografia, foram investigados os segmentos OA de indivíduos com OA e o segmento D de indivíduos do grupo controle.

Por se tratar de uma amostra de idosos com OA, buscou-se a ordem de realização de tarefas que minimizasse o efeito da fadiga. Pelo estudo piloto, a melhor ordem de execução de tarefas é: marcha, sentar e levantar de uma cadeira e descer um degrau. Essa ordem foi adotada, pois muitos pacientes não conseguiram realizar as tarefas de sentar e levantar e descer o degrau, mas todos realizaram a marcha. Assim, as ordens aleatoriamente determinadas teriam interferência na análise da marcha. Os resultados apresentam o viés da ordem nas tarefas, mas considerou-se ser mais importante minimizar os efeitos na tarefa marcha.

4.2.1.1 Procedimentos para a análise da marcha

A marcha ocorreu em piso fixo do laboratório. O espaço de coleta para a marcha consistiu de uma pista com 10 m, com duas plataformas de força em séries e niveladas com o solo. Os indivíduos realizaram familiarização por meio de 10 tentativas de marcha em velocidade autosselecionada. Em função da velocidade baixa de locomoção e do comprimento de passada relativamente curto, no estudo piloto apoios duplos ocorreram com bastante frequência invalidando o registro. Para solucionar a questão, nessa ocasião os sujeitos foram orientados a seguir a trajetória na qual apenas um apoio ocorreria sobre a plataforma, conforme Figura 7. Assim, foram feitos 10 registros com cada segmento, OA e CL, no grupo OA, e D e CL, no grupo controle. A ordem das tentativas foi randomizada para cada sujeito.

FIGURA 7. Foto ilustrativa da coleta de dados da marcha com apoio sobre a plataforma de força em um indivíduo com OA.

Foram invalidadas tentativas quando: a pessoa fez apoio duplo sobre a plataforma; a pessoa aumentou ou diminuiu o comprimento da passada para acertar a plataforma de força; a pessoa olhou para a plataforma ao invés de olhar para frente; ou quando ocorreu qualquer mudança na técnica de movimento da marcha que possa caracterizá-la como diferente da normalmente observada para o sujeito.

4.2.1.2 Procedimentos para a análise do levantar e sentar em uma cadeira

Para investigar o levantar e sentar em uma cadeira, uma cadeira sem braços foi posicionada à frente de duas plataformas de força em piso fixo. O paciente iniciou o teste na posição sentada, com cada apoio em uma plataforma de força e os joelhos mantidos em 90° de flexão (Figura 8). Os sujeitos tiveram que manter as mãos apoiadas sobre o peito e levantar usando apenas a força e o impulso de membros inferiores. Ao levantar, os sujeitos foram instruídos a permanecer imóvel por cerca de um segundo e sentar-se, sem levantar os pés das plataformas. A tarefa foi repetida três vezes com velocidade de execução autossелеcionada, para aproximá-la da realidade vivenciada nas atividades de vida diária dos pacientes. Para reduzir os riscos de queda, uma pessoa permaneceu segurando a cadeira posteriormente, para ela não se deslocar durante o movimento de sentar.

FIGURA 8. Foto ilustrativa na coleta de dados do movimento de sentar e levantar de uma cadeira, com um apoio em cada uma das plataformas em piso fixo e joelhos mantidos em 90° de flexão, na posição inicial sentada.

4.2.1.3 Procedimentos para a análise do descer degrau

Para a descida de um degrau, foram usados dois steps formando um degrau de altura 20cm (LESSI et al., 2012), os quais foram posicionados a frente das plataformas de força. O sujeito iniciou o teste na posição em pé sobre os steps, voltado de frente para as plataformas. A descida ocorreu em duas condições: iniciando a descida com o segmento OA, grupo OA, ou com o segmento D, grupo controle; e iniciando com os segmentos CL. Os pacientes deveriam descer o degrau posicionando cada segmento em uma plataforma distinta. Logo, o movimento completo envolvia descer com o segmento OA e apoiá-lo em uma plataforma, descer com o segmento CL e apoiá-lo na outra plataforma e iniciar a marcha com o segmento OA e depois com o segmento CL. A marcha foi iniciada com o segmento que iniciou a descida. Cada condição foi repetida três vezes. A técnica de descida do degrau em que os dois segmentos se apoiam no mesmo degrau é adotada frequentemente por indivíduos com OA, diferentemente de indivíduos assintomáticos que apoiam os segmentos de forma alternada (PAQUETTE et al, 2014).

5 INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO

5.1 Sistema Noraxon

Para aquisição de sinais EMG, foi utilizado o *Telemetry Direct Transmission System (DTS)* (Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ) e *software Myoresearch* (Version XP 1.6; Noraxon USA). A Figura 9 ilustra o Sistema *Telemetry DTS* que é composto por um *Desk Receiver* (A) por até 16 sensores DTS EMG e por uma unidade de recarregamento dos sensores EMG (B). O *Desk Receiver* é a unidade do sistema que recebe os sinais emitidos pelos sensores DTS EMG, por meio de telemetria, e de outros sistemas eventualmente para poder transmiti-los ao computador via conexão USB. O *Desk Receiver* pode ser usado com outros sistemas de aquisição de dados facilitando a sincronização dos dados de EMG com dados cinemáticos e dinâmicos. O *Desk Receiver* realiza a conversão analógico-digital (A/D) do sinal com resolução de 16 bits e a amplificação do sinal em 500 vezes (NORAXON, 2012).

FIGURA 9. Imagem do sensor de captação dos sinais EMG por telemetria *TeleMyo DTS Desk Receiver* (A) e dos sensores DTS EMG conectados à unidade de recarregamento (B) (Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ).

Os sensores DTS EMG transmitem os sinais coletados por telemetria para a unidade *Desk Receiver*. Eles operam com bateria que suporta até 8 horas de funcionamento e podem ser carregados na unidade de carregamento (FIGURA 9B). Os sensores possuem resolução 16 bit e a máxima frequência de amostragem é 3000 Hz, quando apenas 8 canais são usados. Cada sensor possui o próprio eletrodo de referência, que encontra-se na região posterior do mesmo e que é fixado à pele por meio de adesivos dupla face. Os sensores são bipolares e ativos, conectados a eletrodos passivos descartáveis (3M Eletrodo de Monitorização 2223) em configuração bipolar com distância centro a centro 2 cm (NORAXON, 2012).

5.2 Sistema Vicon

Para o registro de imagens e aquisição de parâmetros cinemáticos na realização dos movimentos, foi utilizado o *Vicon Motion System*. O *Vicon Motion System* é composto por câmeras óptico-eletrônicas (*Vicon MX3+*) (FIGURA 10B), uma unidade de gerenciamento (*Vicon MX Ultramet HD*), um condicionador de sinais analógicos externos (*Patch Panel*) e um software de gerenciamento e processamento de sinal (*Vicon Nexus 1.8.5*). As câmeras *Vicon MX3+* tem resolução 0,3 megapixels, com 659 pixels na horizontal e 494 pixels na vertical, tamanho de sensor 6,5 mm na horizontal e 4,9 mm na vertical e com máxima frequência de amostragem na melhor resolução 242 Hz. Para este experimento foram usadas 5 câmeras. Cada câmera possui uma unidade estroboscópica presa à parte anterior da câmera e uma lente para captação das imagens. A unidade estroboscópica é

composta por conjunto de LED (diodo emissor de luz) que emite um flash de luz que ilumina os marcadores reflexivos passivos (FIGURA 10A) presos ao sujeito. A luz refletida é capturada pelas lentes, a partir da qual uma imagem é formada dos marcadores na câmera, para que os padrões de luzes sejam convertidos em dados de posição (VICON, 2007).

FIGURA 10. Imagem ilustrativa do sistema de aquisição de cinemática *Vicon Motion System*. Na imagem A observa-se três marcadores reflexivos e na imagem B nota-se uma das câmeras óptico-eletrônicas usadas para a aquisição dos dados cinemáticos.

A unidade de gerenciamento *MX Ultramet HD* garante o suprimento de energia, sincronização e comunicação com as câmeras para a coleta de dados. Além de receber a informação das câmeras, o *MX Ultramet HD* também possui placa ADC analógica que recebe os dados analógicos transmitidos pelo *Vicon Patch Panel*. O *Vicon Patch Panel* possui 64 canais que recebe os dados analógicos de outros instrumentos, como plataformas de força e sinais EMG, e os transmite para a placa ADC no *MX Ultramet HD*. Este é o dispositivo que transmite o sinal sincronizado para iniciar os registros nos diversos equipamentos conectados a ele (VICON, 2007).

O software *Vicon Nexus 1.8.5* é o programa de computador que permite o gerenciamento da coleta, o processamento e a exportação dos dados para análises subsequentes. O *Vicon Nexus 1.8.5* permite calibrar o sistema, gerenciar a inclusão dos canais de todos os instrumentos a serem usados na coleta de dados, registrar a tomada estática para o modelo da reconstrução 3D do movimento, a visualização instantânea dos dados coletados de todos os instrumentos, o armazenamento e o

processamento dos dados e a exportação dos dados para tratamento e aquisição dos parâmetros discretos e temporais em ambiente *Matlab* (VICON, 2007).

A precisão do sistema em determinar a coordenada espacial de cada marcador reflexivo durante o movimento depende da calibração, que se dá por meio de duas fases, calibração estática e calibração dinâmica. Para calibrar o sistema, é usado um objeto em “T”, chamado de calibrador (FIGURA 11). Este calibrador apresenta cinco marcadores presos a duas hastes rígidas. A haste mais longa corresponde ao eixo de Y e a haste mais curta corresponde ao eixo de X (VICON, 2007).

FIGURA 11. Imagem do instrumento usado para a calibração do *Sistema Vicon*, com seus marcadores reflexivos presos a hastes rígidas.

O calibrador da calibração dinâmica deve percorrer todo o espaço de coleta. O programa *Vicon Nexus* reconhece e calcula a posição de marcadores e a orientação de cada câmera no espaço de coleta com base no movimento do calibrador. Cada câmera deve registrar aproximadamente 2000 quadros com os marcadores do calibrador nesse campo. Na calibração estática, o calibrador deve estar no solo, no espaço de coleta, para determinar a origem do sistema de coordenadas global, a partir deste posicionamento, e dos eixos X, Y e Z (VICON, 2007).

Após estas duas calibrações, registrou-se uma tomada estática do sujeito com todos os marcadores posicionados segundo o modelo determinado pelo programa *Vicon Nexus*, para gravar a posição dos mesmos no corpo do sujeito. A Figura 12 ilustra os 19 marcadores reflexivos sobre os pontos anatômicos dos sujeitos. A posição de cada marcador está na Quadro 1. Além da posição de marcadores, o modelo necessita de medidas antropométricas bilaterais (comprimento de membro inferior, diâmetro bicondilar femoral e diâmetro bimalleolar) para calcular a posição

de centros articulares de quadril, joelho e tornozelo. A Quadro 2 indica como os dados antropométricos foram determinados.

A tomada estática, a partir do posicionamento dos marcadores reflexivos e de dados antropométricos, permite aplicar o modelo criado no programa *Vicon Nexus* para a determinação dos centros articulares, dos segmentos e da orientação destes segmentos no espaço. A Figura 13 ilustra o processo de aplicação do modelo à tomada estática, na qual os marcadores reflexivos (FIGURA 13A) são identificados como estruturas anatômicas permitindo visualizar os segmentos (FIGURA 13B), para que o modelo determine as coordenadas dos segmentos e os centros articulares (FIGURA 13C). Com as duas calibrações, quando pelo menos duas câmeras visualizam o mesmo marcador reflexivo, durante a coleta, a reconstrução do ponto, da estrutura anatômica e do segmento é possível (VICON, 2007).

FIGURA 12. Ilustração da posição dos marcadores reflexivos sobre o aparelho locomotor dos sujeitos, a partir do qual os segmentos foram reconstruídos. Os marcadores de 1 a 7 determinam a pelve e a orientação, os marcadores de 8 a 13 determinam o membro inferior esquerdo e os marcadores de 14 a 19 determinam o membro inferior direito.

QUADRO 1. Descrição da localização de cada marcador reflexivo posicionado sobre o aparelho locomotor dos sujeitos participantes da amostra e sua respectiva posição na Figura 12.

Ponto na Figura 12	Descrição da posição do marcador
Ponto 1	Posicionado diretamente sobre a crista ilíaca antero superior esquerda.
Ponto 2	Posicionado diretamente sobre a crista ilíaca antero superior direita.
Ponto 3	Posicionado diretamente sobre a crista ilíaca postero superior esquerda.
Ponto 4	Posicionado diretamente sobre a crista ilíaca postero superior direita.
Ponto 5	Marcador 1 do cluster posicionado posteriormente sobre o sacro.
Ponto 6	Marcador 2 do cluster posicionado posteriormente sobre o sacro.
Ponto 7	Marcador 3 do cluster posicionado posteriormente sobre o sacro.
Ponto 8	Marcador lateralmente posicionado sobre a coxa esquerda. Deve estar sobre a linha formada pelo trocânter maior e pelo epicôndilo lateral do fêmur esquerdo (ponto 9).
Ponto 9	Posicionado sobre o epicôndilo lateral do fêmur esquerdo. Marcador do joelho.
Ponto 10	Marcador lateralmente posicionado sobre a perna esquerda. Deve estar sobre a linha formada pelo epicôndilo lateral do fêmur esquerdo e pelo maléolo lateral da fíbula esquerda (ponto 11).
Ponto 11	Posicionado sobre o maléolo lateral da fíbula esquerda. Marcador do tornozelo.
Ponto 12	Posicionado sobre o calcâneo esquerdo, posteriormente e na mesma altura do marcador sobre a cabeça do segundo metatarso esquerdo.
Ponto 13	Posicionado sobre a cabeça do segundo metatarso esquerdo, na mesma altura que o marcador do calcâneo esquerdo (ponto 12). Marcador dos dedos.
Ponto 14	Marcador lateralmente posicionado sobre a coxa direita. Deve estar sobre a linha formada pelo trocânter maior e pelo epicôndilo lateral do fêmur direito (ponto 15). O marcador direito deve estar mais alto que o esquerdo.
Ponto 15	Posicionado sobre o epicôndilo lateral do fêmur direito. Marcador do joelho.
Ponto 16	Marcador lateralmente posicionado sobre a perna direita. Deve estar sobre a linha formada pelo epicôndilo lateral do fêmur esquerdo e pelo maléolo lateral da fíbula esquerda (ponto 17). O marcador direito deve estar mais alto que o esquerdo.
Ponto 17	Posicionado sobre o maléolo lateral da fíbula direita. Marcador do tornozelo.
Ponto 18	Posicionado sobre o calcâneo direito, posteriormente e na mesma altura do marcador sobre a cabeça do segundo metatarso direito.
Ponto 19	Posicionado sobre a cabeça do segundo metatarso direito, na mesma altura que o marcador do calcâneo direito (ponto 18). Marcador dos dedos.

QUADRO 2. Descrição da determinação das medidas antropométricas dos sujeitos.

Medida antropométrica	Descrição da medida
Comprimento dos membros inferiores.	Distância entre a crista ilíaca antero superior ao maléolo medial do mesmo membro.
Diâmetro bicondilar femoral	Distância medida com paquímetro entre côndilos do fêmur. Pessoa deve estar pé com a massa distribuída entre os dois membros inferiores. Não deve haver esmagamento de tecido mole.
Diâmetro bimalleolar	Distância medida com paquímetro entre maléolos do tornozelo. Pessoa deve estar pé com a massa distribuída entre os dois membros inferiores. Não deve haver esmagamento de tecido mole.

FIGURA 13. Imagem da tomada estática a partir do programa *Vicon Nexus*, em três momentos diferentes: com todos os marcadores reflexivos posicionados sobre o corpo (A), como os marcadores reflexivos identificados segundo sua posição anatômica (B) e com a aplicação do modelo que identifica os centros articulares, os segmentos e suas orientações no espaço (C).

5.3 Plataforma de Força AMTI

Duas plataformas de força dispostas em série e alinhadas ao piso foram usadas para registrar a força de reação do solo durante as tarefas marcha em velocidade autosselecionada, levantar e sentar em uma cadeira e descer um degrau.

As plataformas de força são do tipo AMTI (BP 600-900, AMTI, EUA) (FIGURA 14A) e possibilitam medir as forças e os momentos aplicados as suas superfícies tridimensionalmente, nos eixos X, Y e Z, para cada uma, totalizando seis canais de outputs que são transmitidos a uma unidade amplificadora e conversora analógico digital (A/D) chamada *MiniAmp MAS-6* (FIGURA 14B) (AMTI, 2008).

FIGURA 14. Imagem da plataforma de força AMTI (BP 600-900, AMTI, EUA) (A) e do amplificador e conversor A/D (*MiniAmp MAS-6*, AMTI, EUA) (B). Adaptado de AMTI (2008).

A plataforma de força AMTI possui quatro transdutores de força do tipo *strain gage*, que possuem capacidade de captação de até 17 kN de força e 4 a 8,1 kNm de momento, dependendo do canal correspondente ao eixo em questão. A frequência de amostragem da plataforma de força para a coleta dos dados do presente projeto foi 3 kHz. A unidade *MiniAmp MAS-6* recebe os sinais registrados pela plataforma de força e os transmite para a unidade *Vicon Patch Panel*, para posteriormente ser retransmitido à unidade de sincronização da *Vicon*. A unidade *MiniAmp MAS-6* promove ganho 4000 e estação 10 V por canal. Embora esta unidade possua um conversor analógico digital, o mesmo também pode gerar um sinal de output analógico (AMTI, 2008). Para o presente projeto, a conversão A/D não foi feita na unidade *MiniAmp MAS-6*, portanto foi transmitido um sinal analógico como *output* desta unidade para a unidade *Vicon Patch Panel*.

5.4 Sincronização dos dados

A sincronização dos dados foi feita por meio da unidade *Vicon Max Ultranet HD*, à qual foram conectadas as cinco câmeras do Sistema Vicon, as duas plataformas de força AMTI, por meio da unidade *MiniAmp MAS-6*, e o *TeleMyo DTS Desk Receiver* da Noraxon, que recebe os sinais emitidos pelos sensores DTS EMG, por telemetria. A Figura 14 ilustra as conexões dos equipamentos propiciando a sincronização dos dados de força, cinemáticos e eletromiográficos, para a coleta

de dados. Os sensores DTS EMG não aparecem conectados a nenhum sistema, pois os mesmos transmitem os dados por telemetria.

O gerenciamento da coleta foi feito por meio do programa *Vicon Nexus 1.8.5.61009h* (*Vicon Motion Systems Ltd*). Uma vez iniciada a gravação, todos os sistemas iniciam a gravação simultaneamente. Ao final da gravação, os dados serão condicionados no mesmo computador para a digitalização, cortes das janelas temporais dos movimentos, aplicação dos modelos para a reconstrução tridimensional do movimento e exportação dos dados para o tratamento dos dados em rotinas desenvolvidas para o ambiente *Matlab*.

FIGURA 15. Representação das conexões dos equipamentos propiciando a sincronização dos dados de força, cinemáticos e eletromiográficos, para a coleta de dados. Os sensores DTS EMG não aparecem conectados a nenhum sistema, pois os mesmos transmitem os dados por telemetria.

5.5 Tratamento dos Dados

5.5.1 Tratamento dos dados no *Vicon Nexus*

Os dados coletados nos movimentos da marcha, levantar e sentar e descer degrau passaram por momentos diferentes no seu tratamento para que as curvas dos dados em função do tempo e os parâmetros discretos possam ser obtidos. Inicialmente, os dados foram tratados no programa *Vicon Nexus*, para corrigir o desaparecimento de marcadores reflexivos por motivos diversos. Durante a coleta de dados, os marcadores reflexivos podem desaparecer deixando alguns quadros sem os pontos, que se chamam *gaps*. Esses *gaps* impossibilitam a reconstrução do

movimento, por isso uma ferramenta do programa *Vicon Nexus* foi usada para calcular a trajetória do ponto perdido nos quadros de registro, a partir da trajetória do mesmo ponto nos quadros nos quais ele se encontra presente. Esse cálculo pode ser feito a partir da trajetória de um ponto de referência, uma vez que em um segmento considerado rígido, a distância entre esses dois pontos é fixa. Esses gaps ocorrem por diversos motivos, pois para que a orientação de um marcador possa ser feita, pelo menos duas câmeras devem visualizar o mesmo ponto. Caso isso não ocorra, o ponto será perdido.

A ferramenta que elimina os gaps é eficiente para o cálculo de pontos perdidos nos membros inferiores, principalmente se o desaparecimento dos pontos ocorre em poucos quadros sequenciais. Quanto mais o ponto desaparece, mais incorreto se torna o cálculo da trajetória desse ponto pelo programa *Vicon Nexus*. Para a correção dos gaps da pelve, cristas ilíacas anteriores e posteriores, foi criado um modelo que calcula a orientação a partir da tomada estática realizada no início de cada coleta de dados. Esse modelo se torna necessário, pois pela característica dos movimentos e por conta de características antropométricas, como gordura abdominal excessiva, muitos pontos desapareciam por longos períodos. Portanto, na pelve, as correções dos *gaps* foram feitas pelo o modelo que calculou os pontos mais complexos e difíceis de serem corrigidos.

Uma vez que todos os pontos estejam visíveis, em todos os quadros do registro, o tratamento prosseguiu com o corte das janelas temporais correspondentes aos ciclos de execução dos movimentos. Na marcha, foi selecionada uma passada; enquanto no levantar e sentar e no descer degrau foi selecionado o início e fim da execução do movimento. Na marcha, o início da passada corresponde ao quadro que antecede o contato com a plataforma de força e o término da passada, ao quadro que antecede o contato com o solo do mesmo segmento no apoio seguinte. Assim, a passada apresentará sempre a fase de apoio e a fase de balanço, nessa ordem. Foi considerado para o corte da passada sempre o segmento que faria o apoio sobre a plataforma de força.

No levantar e sentar, foi considerado como início do levantar quando, de um quadro para o outro, os pontos do cluster se deslocaram. O término do sentar foi considerado quando os pontos do cluster paravam de se deslocar. Para o descer o degrau, considerou-se como início, quando o ponto do joelho ou o ponto do calcâneo se deslocavam, que indicaria que o calcanhar se elevou do step ou que se

iniciou uma flexão de joelho, respectivamente. Em ambos os casos isso denota a tentativa de elevação do segmento para iniciar a descida. Para o término do movimento, foi considerado o quadro seguinte à perda de contato do apoio com a plataforma de força, do último apoio a sair da plataforma.

Após cortar os dados nas janelas temporais, foi usada a ferramenta do programa *Vicon Nexus* chamada *Pipeline*, que aplica um modelo aos dados para que os segmentos e orientações fossem reconstruídas, os centros articulares fossem identificados e os ângulos entre os segmentos fossem calculados em função da orientação e da trajetória de deslocamento entre os mesmos. Com a aplicação dos modelos serão obtidas as curvas de variações angulares das articulações, as curvas de força, os traçados eletromiográficos e as curvas de momentos para serem exportados e tratados no programa *Matlab*.

5.5.2 Tratamento dos dados no programa *Matlab*

Foi desenvolvido uma rotina no programa *Matlab* para finalizar o tratamento dos dados que foram exportados a partir do programa *Nexus Vicon*. A rotina realiza a normalização dos dados, a identificação dos parâmetros de interesse e a filtragem, retificação e o cálculo do RMS dos dados EMG.

Os tempos e as magnitudes de força e de momentos foram normalizados. O tempo foi normalizado em porcentagem, sendo que o tempo total dos ciclos de execução das tarefas foi convertido em 100%. Para a marcha, quando a FRS for analisada, o tempo total corresponde à fase de apoio; no caso dos momentos, das curvas de variações angulares e nos traçados EMG, o tempo total corresponde ao tempo total da passada. Nas demais tarefas, a FRS, os momentos, as variações angulares e os traçados EMG foram normalizados temporalmente, considerando o tempo total de execução da tarefa como 100%. As magnitudes de força foram divididas pelo corporal de cada sujeito tornando as medidas adimensionais e expressas em peso corporal (PC). Os momentos foram normalizados em função da massa corporal de cada sujeito e em função da estatura dos sujeitos; portanto, a unidade será N.m/peso.estatura.

As curvas de variação angular, força, momentos e os traçados eletromiográficos foram filtrados. Os dados de variação angular foram filtrados com filtro passa baixa *Butterworth* quarta ordem e frequência de corte 12 Hz. Os dados de força e de momentos foram filtrados com filtro passa baixa *Butterworth* quarta

ordem e frequência de corte 180 Hz. A escolha dessas frequências de corte se deu em função da melhor relação de diminuição do ruído e manutenção de dados.

Os traçados eletromiográficos foram filtrados com filtro de passa alta 20 Hz e filtro de passa baixa 500 Hz. Após as etapas de filtragem e retificação, os sinais EMG foram analisados no domínio do tempo, por meio do cálculo da amplitude do sinal EMG, expresso pelo valor RMS (*Root Mean Square*). Para cada músculo e em todas as tarefas, foi calculada a curva de atividade muscular com os valores RMS, em janelamento móvel, com janelas temporais de amplitude de 40ms e deslocamento de 2ms, ou seja, 95% de sobreposição, ao longo de toda a curva.

As curvas RMS foram normalizadas no tempo e intensidade. A normalização do tempo ocorreu em função do tempo total da tarefa. Para normalizar a intensidade, foi calculado o valor RMS de cada músculo na postura estática. A postura estática foi registrada por 9 segundos e foram descartados o primeiro e o último minutos e o valor RMS dos 7 segundos centrais foi usado para normalizar a intensidade nas três tarefas. Não foi usada a contração isométrica voluntária máxima, pois em tentativas preliminares de coleta, alguns indivíduos com OA sentiram desconforto e aumento da sensação de dor e isso poderia afetar os resultados do estudo.

6 Variáveis de Análise

6.1 Parâmetros Cinemáticas

A análise cinemática foi dividida segundo os movimentos investigados e em cada movimento foram apresentadas as análises cinemáticas dos planos sagital e frontal.

6.1.1 Parâmetros Cinemáticas na marcha

As Figuras 16, 17 e 18 e Quadro 3 e ilustram os parâmetros no plano sagital do quadril, do joelho e do tornozelo.

FIGURA 16. Gráfico ilustrando os parâmetros da variação angular do quadril durante o ciclo da passada da marcha. O valor zero indica alinhamento do segmento coxa com o tronco. Os valores positivos indicam flexão e os valores negativos indicam hiperextensão de quadril.

FIGURA 17. Gráfico ilustrando alguns parâmetros da variação angular do joelho durante o ciclo da passada da marcha. O valor zero indica a extensão total do joelho, alinhamento do segmento coxa com a perna. Aumento nos valores indicam flexão e diminuição nos valores indicam extensão de joelho.

FIGURA 18. Gráfico ilustrando alguns parâmetros da variação angular do tornozelo durante o ciclo da passada da marcha. O valor zero indica a posição neutra do tornozelo. Os valores positivos indicam flexão plantar e os valores negativos indicam flexão dorsal de tornozelo.

QUADRO 3. Parâmetros de análise referentes às variáveis cinemáticas de variação angular do quadril, do joelho e do tornozelo, durante o ciclo da passada da marcha, nos planos sagital e frontal.

Sigla	Descrição	Unidade
Veloc.med Marcha	Velocidade média de deslocamento da marcha.	km.h ⁻¹
Tempo Passada	Duração do ciclo da passada da marcha.	segundo
Frequência Passada	Quantidade de passadas por intervalo de tempo (segundo).	Hz
Comprimento Passada	Comprimento da passada, do início do contato com o solo até o novo contato com o solo com o mesmo apoio.	metro
Tempo Apoio	Duração da fase de apoio no ciclo da passada da marcha.	segundo
Tempo Balanço	Duração da fase de balanço no ciclo da passada da marcha.	segundo
Pico Extensão apoio Quadril	Ângulo de máxima extensão do quadril durante a fase de apoio.	grau
Pico Flexão apoio Quadril	Ângulo de máxima flexão do quadril durante a fase de balanço.	grau
ADM Apoio Quadril	Variação angular máxima do quadril em extensão durante a fase de apoio.	grau
ADM Balanço Quadril	Variação angular máxima do quadril em flexão durante a fase de balanço.	grau
Contato ângulo Joelho	Ângulo do joelho no instante de contato com o solo.	grau
Pico Flexão apoio Joelho	Ângulo de máxima flexão do joelho durante a fase de apoio.	grau
Pico Extensão apoio Joelho	Ângulo de máxima extensão do joelho durante a fase de apoio.	grau
ADM Apoio Joelho	Variação angular do joelho em flexão logo no início da fase de apoio.	grau
ADM Balanço Joelho	Variação angular máxima do joelho durante a fase de balanço.	grau
Contato ângulo Tornozelo	Ângulo na articulação do tornozelo no instante de contato com o solo.	grau
Pico Flexão plantar apoio Tornozelo	Ângulo de máxima flexão plantar logo após o contato com o solo, que caracteriza o aplanamento do pé.	grau
Pico Flexão dorsal apoio Tornozelo	Ângulo de máxima flexão dorsal durante a fase de apoio.	grau
ADM Apoio Tornozelo	Variação angular máxima do tornozelo durante a fase de apoio.	grau
ADM Balanço Tornozelo	Variação angular máxima do tornozelo durante a fase de balanço.	grau
ADM apoio Joelho	Amplitude de movimento máxima do joelho durante a fase de apoio, nos movimentos de adução e abdução, no plano frontal.	grau
ADM apoio Quadril	Amplitude de movimento máxima do quadril durante a fase de apoio, nos movimentos de adução e abdução, no plano frontal.	grau

No plano frontal, foram analisadas as inclinações da pelve e a abdução do quadril no ciclo da passada em relação ao eixo horizontal. A partir dessas duas curvas, os valores máximos de adução e abdução foram obtidos nas articulações do quadril e joelho.

6.1.2 Parâmetros Cinemáticos no sentar e levantar

No sentar e levantar, foram analisadas as amplitudes de movimento dos movimentos no plano sagital de flexão e extensão do joelho e do quadril e flexão plantar e dorsal no tornozelo. No plano frontal, foram analisados os movimentos de adução e abdução do quadril e do joelho. A Figura 19 ilustra as amplitudes de movimento dos movimentos no plano sagital e a Tabela 4 agrupa os parâmetros e suas descrições nos dois planos de análise desse movimento, sagital e frontal.

FIGURA 19. Gráficos ilustrando os parâmetros de amplitude de movimento do quadril, do joelho e do tornozelo durante o movimento de levantar e sentar. No quadril e no joelho, o aumento nos valores indica flexão nessas articulações e no tornozelo, o aumento no valor de ângulo indica flexão plantar. A linha vertical indica a separação do movimento de levantar para o movimento de sentar. Os parâmetros apresentados no gráfico encontram-se descritos na Quadro 4.

QUADRO 4. Parâmetros de análise referentes às variáveis cinemáticas de variação angular do quadril, do joelho e do tornozelo, durante a realização do movimento de levantar e sentar. Cada parâmetro cinemático foi analisado nas duas tarefas, levantar e sentar.

Sigla	Descrição	Unidade
ADM Quadril	Amplitude de movimento máxima do quadril durante o movimento de levantar e de sentar.	grau
Ângulo max Quadril	Pico de flexão do quadril durante a execução das tarefas de levantar e de sentar em cadeira.	grau
ADM Joelho	Amplitude de movimento máxima do joelho durante o movimento de levantar e de sentar.	grau
Ângulo max Joelho	Pico de flexão do joelho durante a execução das tarefas de levantar e de sentar em cadeira.	grau
ADM Tornozelo	Amplitude de movimento máxima do tornozelo durante o movimento de levantar e de sentar.	grau
Ângulo max Tornozelo	Pico de flexão dorsal do tornozelo durante a execução das tarefas de levantar e de sentar em cadeira.	grau

6.1.3 Parâmetros Cinemáticas no descer degrau

Os parâmetros cinemáticos do descer degrau encontram-se nas Quadros 5 e 6. Na Quadro 5 observam-se os parâmetros relacionados aos movimentos no plano sagital e na Quadro 6 encontram-se os parâmetros relacionados ao plano frontal.

QUADRO 5. Parâmetros de análise referentes às variáveis cinemáticas de variação angular do quadril, do joelho e do tornozelo, no plano sagital, durante a realização do movimento de descer degrau. Os ângulos apresentados correspondem à primeira fase de apoio.

Sigla	Descrição	Unidade
Contato ângulo Quadril	Ângulo no quadril no instante de contato com o solo.	grau
Ângulo max Quadril	Maior ângulo articular no quadril durante a fase de apoio.	grau
ADM Quadril	Amplitude de movimento máxima do quadril na fase de apoio.	grau
Contato ângulo Joelho	Ângulo no joelho no instante de contato com o solo.	grau
Ângulo max Joelho	Maior ângulo articular no joelho durante a fase de apoio.	grau
ADM Joelho	Amplitude de movimento máxima do quadril na fase de apoio.	grau
Contato ângulo Tornozelo	Ângulo no tornozelo no instante de contato com o solo.	grau
Ângulo max Tornozelo	Maior ângulo articular no tornozelo durante a fase de apoio.	grau
ADM Tornozelo	Amplitude de movimento máxima do quadril na fase de apoio	grau
Veloc.med_descida	Velocidade média de descida no intervalo de tempo entre o início do deslocamento vertical do CM ao início do contato com o solo.	km.h ⁻¹

QUADRO 6. Parâmetros de análise referentes às variáveis cinemáticas de variação angular das articulações no plano frontal, durante a realização do movimento de descer degrau. Os ângulos apresentados correspondem à primeira fase de apoio.

Sigla	Descrição	Unidade
Contato ângulo Joelho	Ângulo no joelho no instante de contato com o solo.	grau
Ângulo max Joelho	Maior ângulo articular no joelho durante a fase de apoio.	grau
ADM Joelho	Amplitude de movimento máxima do joelho na fase de apoio.	grau
Contato ângulo Quadril	Ângulo no quadril no instante de contato com o solo.	grau
Ângulo max Quadril	Maior ângulo articular no quadril durante a fase de apoio.	grau
ADM Quadril	Amplitude de movimento máxima do quadril na fase de apoio.	grau

6.2 Parâmetros da Força de Reação do Solo

6.2.1 Parâmetros da Força na marcha

A partir das curvas de força exportadas, foram analisados os componentes vertical (F_y) e anteroposterior (F_x) da FRS. Os parâmetros relacionados ao componente vertical da FRS estão na Quadro 7. Os parâmetros de interesse estão relacionados aos valores temporais, às magnitudes de força e à relação desses dois parâmetros, para obter taxas de crescimento de força e impulsos.

QUADRO 7 - Parâmetros de estudo referentes ao componente vertical e anteroposterior da FRS, na fase de apoio da marcha.

Símbolo	Parâmetro	Descrição	Unidade
Fy1	Primeiro pico de força vertical	Maior magnitude de força, na primeira metade da fase de apoio.	PC
Δt Fy1	Tempo para o primeiro pico de força vertical	Intervalo de tempo decorrido desde o início do apoio até o primeiro pico de força vertical.	% apoio
TC1	Taxa de Crescimento 1	Razão entre a Fy1 e o Δt Fy1.	PC.s ⁻¹
Fy2	Segundo pico de força vertical	Maior magnitude de força vertical após a deflexão.	PC
Δt Fy2	Tempo até o segundo pico de força vertical	Intervalo de tempo decorrido desde o início do apoio até o segundo pico de força vertical.	% apoio
Fy min	Força mínima	Menor magnitude de força durante a fase de apoio.	PC
Imp total	Impulso total	Calculado pela integração numérica da força, corresponde ao impulso encontrado durante a fase de apoio.	PC.s
Imp_fren	Impulso de frenagem	Área sob a curva na fase negativa da força.	PC.s
Imp_prop	Impulso de propulsão	Área sob a curva na fase positiva da força.	PC.s

Na componente horizontal, os valores negativos indicam o sentido posterior de aplicação de força, ou seja, frenagem em relação ao sentido de deslocamento e os valores positivos indicam o sentido de força anterior, ou seja, aceleração ou propulsão em relação ao sentido do deslocamento. Na componente médio lateral, os valores negativos indicam supinação e os valores positivos indicam pronação.

6.2.2 Parâmetros de Força no movimento sentar e levantar

Na tarefa de sentar e levantar, foi analisada a componente vertical da FRS nos dois apoios separadamente. A Figura 20 ilustra os parâmetros da componente vertical da FRS para um apoio apenas, com o indivíduo inicialmente na posição sentada, se levantando e sentando-se em seguida. A Quadro 8 agrupa a descrição dos parâmetros relacionado à tarefa do sentar e levantar. Cada apoio ocorreu em uma plataforma de força separadamente, portanto cada parâmetro descrito terá uma versão como segmento com OA e uma versão como segmento contralateral (CL).

FIGURA 20. Parâmetros de força referentes ao componente vertical da FRS selecionadas para a análise do movimento de levantar sentar em uma cadeira, para um apoio apenas. As descrições dos parâmetros encontram-se na Tabela 8.

QUADRO 8. Parâmetros referentes à componente vertical da FRS, na fase de apoio do movimento de sentar e levantar.

Símbolo	Parâmetro	Descrição	Unidade
Fy_levantar	Pico de força vertical ao levantar	Maior magnitude de força ao levantar.	PC
Fy_sentar	Pico de força vertical ao sentar	Maior magnitude de força a partir do início do movimento de sentar	PC
Imp.Levantar	Impulso da força ao levantar.	Área sob a curva no intervalo de tempo correspondente ao tempo para se levantar. A interrupção do deslocamento vertical do Centro de Massa (CM) será considerada como término do movimento.	PC.s
Imp.Sentar	Impulso da força ao se sentar	Área sob a curva no intervalo de tempo correspondente ao tempo para se sentar. O deslocamento vertical do CM será considerado como parâmetro para início do movimento.	PC.s

6.2.3 Parâmetros de Força no movimento descer degrau

No movimento de descer degrau foi analisado o componente de força vertical da FRS (FIGURA 21 e QUADRO 9). Estes parâmetros são referentes ao primeiro apoio após a descida do degrau.

FIGURA 21. Parâmetros temporais e de força referentes ao componente vertical da FRS selecionados para a análise do movimento de descer um degrau, em preto o segmento que iniciou a descida e em pontilhado o segmento contralateral. As descrições dos parâmetros encontram-se na Tabela 10.

QUADRO 9. Parâmetros referentes à componente vertical da FRS, na fase de apoio do movimento de descer um degrau.

Símbolo	Parâmetro	Descrição	Unidade
Fy1	Pico de força vertical ao descer o degrau	Maior magnitude de força no início do apoio com o segmento que realizou o primeiro contato com o solo.	PC
Δt Fy1	Tempo para o Pico de força vertical ao descer o degrau	Intervalo de tempo até o pico de força vertical ao descer o degrau.	%
TC1	Taxa de crescimento do pico de força vertical.	Obtido a partir da divisão do pico de força vertical pelo intervalo de tempo até o pico de força vertical.	PC.s ⁻¹
Imp	Impulso da força na fase de apoio.	Área sob a curva de força vertical no intervalo de tempo correspondente ao tempo total de apoio com o segmento que realizou o primeiro contato com o solo.	PC.s

6.3 Variáveis Eletromiográficas

As Figuras 22, 23 e 24 exemplificam parâmetros eletromiográficos na marcha, levantar e sentar e descer degrau para um músculo. A Quadro 10 descreve os parâmetros eletromiográficos dessas tarefas. A Figura 25 contém o exemplo da curva da componente vertical da FRS e o sinal EMG bruto do músculo VL no ciclo da passada. A passada se inicia com a fase de apoio e termina na fase de balanço. Foi calculado o RMS nos 50ms antes e após o contato do calcanhar. Os 50ms antes do contato indicam a pré-atividade muscular e os 50ms após o contato correspondem ao intervalo da fase passiva do movimento (WINTER, 1991).

FIGURA 22. Curva da componente vertical da FRS e do sinal bruto do músculo Vasto Lateral (VL) durante o ciclo da passada na marcha. Nota-se a indicação dos intervalos de tempo nos quais os dois valores RMS foram calculados no sinal eletromiográfico filtrado.

FIGURA 23. Curvas da componente vertical da FRS nos dois apoios durante a tarefa de sentar e levantar e o sinal eletromiográfico bruto do músculo Vasto Lateral. As linhas verticais indicam o intervalo de tempo para o movimento de levantar da cadeira e o intervalo de tempo para se sentar, a partir do qual o valor RMS foi calculado após filtragem do sinal.

FIGURA 24. Curvas da componente vertical da FRS nos dois apoios durante a tarefa de descer degrau e o sinal eletromiográfico bruto do músculo Vasto Lateral. Nota-se a indicação dos intervalos de tempo nos quais os dois valores RMS serão calculados no sinal eletromiográfico filtrado, RMS 50ms Pre e RMS 50ms Pos.

QUADRO 10. Parâmetros eletromiográficos dos músculos analisados nas três tarefas. Cada parâmetro descrito será acrescido das siglas RF (*reto femoris*), VL (*vastus lateralis*), BF (*biceps femoris*), TA (*tibialis anterior*) ou GL (*gastrocnemius lateralis*).

Símbolo	Descrição	Unidade
RMS Pre	Valor RMS nos 50ms antes do contato com o pé com o solo, ao final da fase de balanço, na marcha, e antes da aterrissagem ao descer o degrau.	% estático
RMS Pos	Valor RMS nos 50ms após o contato com o pé com o solo, a partir do início da fase de apoio, na marcha, e a partir do início do contato na aterrissagem ao descer o degrau.	% estático
RMS	Valor RMS da fase de apoio do primeiro contato com o solo na tarefa DOA	% estático
RMS Levantar	Valor RMS no intervalo de tempo correspondente à realização do movimento de levantar da cadeira	% estático
RMS Sentar	Valor RMS no intervalo de tempo correspondente à realização do movimento de sentar na cadeira	% estático
Primeiro Contato	Valor RMS dos músculos do segmento de apoio, no intervalo de tempo entre o início do movimento de descida do degrau e o instante de contato do segmento CL com o solo. Parâmetro extraído da tarefa DCL.	% estático

Os dados eletromiográficos foram usados também para analisar as co-ativações e as co-contrações. As co-ativações foram investigadas por meio de correlações cruzadas aplicadas às séries temporais e as co-contrações foram analisadas por meio do cálculo de índices co-contração nos dados discretos. A correlação cruzada compara dois sinais. A correlação cruzada avalia se existe relação linear entre duas séries temporais, mas não assume que essas variáveis mudam de forma sincronizada durante o movimento. Essa ferramenta estatística realiza sucessivas correlações entre as curvas que são deslocadas entre si. A cada deslocamento da função, chamado de LAG, nova correlação é feita entre a função original e a função deslocada. Ao introduzir LAG temporais entre as amostras de dados em função do tempo e calculando o correspondente coeficiente de correlação entre as funções, é possível obter um indicador do tipo de relação que duas variáveis apresentam, como similaridade na ativação de dois músculos (DERRICK; THOMAS, 2004; KOHN, 2006). O cálculo da correlação cruzada foi feito no programa Matlab 2009b (The Mathworks, Inc., Natick, MA, USA) por meio da seguinte equação:

$$R_{xy}(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T \frac{x(t) \cdot y(t+\tau) dt}{R_{xx}(0) \cdot R_{yy}(0)}$$

Onde:

- $R_{xy}(\tau)$ valor da correlação cruzada entre duas séries temporais.
- $x(t)$ sinal eletromiográfico 1.
- $y(t)$ sinal eletromiográfico 2.
- T período do sinal.
- τ deslocamento no tempo de uma curva em relação à outra.
- R_{xx} valor de autocorrelação no tempo zero do sinal de EMG x.
- R_{yy} valor de autocorrelação no tempo zero do sinal de EMG y.

As correlações realizadas foram RF-BF, VL-BF e TA-GL. Cada correlação calculada foi feita por tentativa, por indivíduo, para depois calcular a média por indivíduo e por grupo. A partir de R_{xy} foi calculado o coeficiente de determinação R_{xy}^2 das correlações. Os valores R_{xy}^2 , analisados em porcentagem, indicam o poder da associação entre os dois eventos ou entre as duas ativações musculares, ou seja, indicam a intensidade da sincronização das atividades musculares, neste caso. O valor discreto extraído das correlações foi R_{xy}^2 LAG zero (%), ou seja, o coeficiente de determinação da correlação entre as curvas sem deslocamento. Nos valores R_{xy}^2 , quanto maior o valor da co-ativação, mais coincidente é a ativação dos dois músculos ou dos dois eventos. No caso de R_{xy}^2 LAG zero, os valores indicam a intensidade da co-ativação. As co-contrações foram analisadas por meio do cálculo de índices co-contração nos dados discretos. O cálculo foi feito com a fórmula modificada sugerida por Bouchouras et al. (2015):

$$\text{Índice de Co-contração} = \frac{\text{RMS normalizado músculo 1}}{\text{RMS normalizado músculo 2}}$$

Os índices de co-contração foram calculados nas relações de atividade muscular entre os pares de músculos RF/BF, VL/BF e GL/TA, para todas as três tarefas motoras, mas em cada uma delas intervalos de tempo distintos foram determinados para calcular o RMS e índices. A relação de ativação RF/BF foi usada como indicador de co-contração na articulação do quadril, VL/BF foi usado com indicador de co-contração no joelho e GL/TA como indicador de co-contração no tornozelo. Na marcha, o RMS foi calculado nos 50ms antes do contato (RMS Pre

Marcha), nos 50ms imediatamente depois do contato com o solo (RMS Pos Marcha) e durante toda a fase de apoio (RMS Marcha). No levantar e sentar, o RMS foi calculado na fase de levantar (RMS levantar) e a fase de sentar (RMS sentar) separadamente. Na tarefa de descer o degrau, os valores RMS foram calculados nos 50ms antes do contato com o solo (RMS Pre Descer), nos 50ms após o contato como solo (RMS Pos Descer) e no apoio todo (RMS Descer), obtidos a partir da condição DOA. Na descida com o segmento CL (DCL), foi calculado o RMS no segmento OA, quando o mesmo controlava a descida iniciada com o segmento CL (RMS suporte). Para todos estes intervalos, o RMS foi calculado para obter os índices co-contracção.

6.4 Momentos Articulares

O cálculo dos momentos envolve a combinação dos registros de FRS, obtidos a partir a plataforma de força, dos dados cinemáticos dos segmentos, obtidos a partir de sistemas, como o *Vicon*, por exemplo. A partir desses registros, o cálculo dos momentos articulares ocorrerá por meio de dinâmica inversa (WINTER, 2005).

A dinâmica inversa usa registros cinemáticos do movimento, dados antropométricos ajustados em modelos anatômicos e registros de forças externas, como a FRS. Foi usado um modelo composto por segmentos rígidos, pelve, coxa, perna e pé. Por assumir que os segmentos são como corpos rígidos, estes se moverão segundo os princípios da mecânica Newtoniana. Portanto, o movimento de um segmento rígido (S), num referencial inercial (R), ocorre segundo as equações de movimento de translação do centro de massa, conforme a 2ª Lei de Newton (1), e de rotação, segundo o princípio de Euler (2) (WINTER, 1991; LOSS et al., 2002).

$$\sum_j \mathbf{F}_{ij} = m_i \mathbf{a}_i \quad (1)$$

$$\sum_j \mathbf{M}_{ij} = I_i \alpha_i \quad (2)$$

Onde:

$\mathbf{F}_{ij}$ forças atuantes no segmento S

m_i massa do segmento S

$\mathbf{a}_i$ aceleração do centro de massa do segmento S no referencial R

$\mathbf{M}_{ij}$ momentos de força em torno do eixo de rotação do segmento S

I_i o momento de inércia, em relação ao eixo de rotação, do segmento S

α_i aceleração angular do segmento S

A partir dos dados cinemáticos se obtém as coordenadas dos deslocamentos lineares e angulares dos segmentos rígidos. A dupla derivação das posições e deslocamentos dos segmentos permite a obtenção das acelerações lineares (a) e angulares (α) dos mesmos. A partir dos modelos antropométricos determinam-se as características geométricas e inerciais dos segmentos, como massa dos segmentos, centro de massa e momento de inércia. Esses modelos foram alimentados com as informações coletadas antes de cada coleta de dados, para cada sujeito, e que se encontram descritas na Tabela 2. Por último, a plataforma de força fornecia a FRS, em suas três componentes vertical, horizontal e médio lateral. Esse procedimento permite tanto o cálculo dos momentos articulares, como o cálculo das forças internas (HAMILL; SELBIE, 2004; WINTER, 2005).

Embora a dinâmica inversa pela abordagem *Newton-Euler* seja a mais empregada para o cálculo dos momentos articulares, ela apresenta duas limitações principais. A primeira é assumir que os segmentos são rígidos e não sofrem deformação. No caso, pode ser uma aproximação aceitável, mas no caso da coxa, que apresenta grande quantidade de tecido mole e deformável, e do pé, que apresenta várias articulações em si, essa aproximação acaba gerando certas imprecisões, mas que não invalidam o procedimento. A segunda é a indeterminância do sistema, que significa que ao considerar os seis graus de liberdade, três de translação e três de rotação e todas as forças que atuam nos segmentos, há mais variáveis do que equações para suas determinações, e por isso é necessário simplificar e agrupar as forças de todos os ossos e músculos atuando sobre os segmentos em número menor de vetores de forças para que o número de variáveis seja menor e as equações possam ser resolvidas (HAMILL; SELBIE, 2004).

Os dados de momentos geralmente são apresentados usando um sistema de coordenadas local como referência. Isso significa que, geralmente, o eixo de rotação para a flexão e extensão está fixado na porção distal do segmento, a rotação axial está fixada no segmento proximal e as abdução e adução está fixada perpendicularmente aos outros dois eixos. Para que os dados possam ser comparados entre os sujeitos, é necessário normalizar os dados. As duas formas de normalizações mais comuns são Newton metro dividido pela massa corporal (N.m/kg), dividido pelo peso corporal e comprimento de membros inferiores (CMI)

(N.m/PC.CMI) ou pelo peso corporal e estatura (N.m/PC.estatura) (HAMILL; SELBIE, 2004; WANNOP; WOROBEYS; STEFANYSHYN, 2012).

Por convenção, momentos atuando no sentido anti-horário no segmento distal à articulação são apresentados como positivos e momentos no sentido horário são apresentados como negativos. Portanto, um momento extensor no quadril é negativo, um momento extensor no joelho é positivo e um momento flexor plantar é negativo, conforme ilustra a Figura 25 (WINTER, 2005). No plano frontal, o momento adutor externo é positivo e o momento abdutor é negativo.

FIGURA 25. Imagem dos referenciais para as curvas de momentos nas articulações do quadril, joelho e tornozelo. Adaptado de Winter (2005).

No presente estudo, foram investigados nas articulações do quadril e joelho os momentos no plano sagital e frontal e na articulação do tornozelo os momentos no plano sagital. Na Quadro 11, observa-se a descrição dos parâmetros discretos extraídos das curvas de momentos no ciclo da passada, para as articulações e planos citados anteriormente. Os parâmetros descritos na tabela estão relacionados aos momentos externos.

QUADRO 11. Parâmetros obtidos a partir das curvas de momentos articulares.

Símbolo	Descrição	Unidade
Pico Mom Plantiflexor Tornozelo	Maior magnitude de momento plantiflexor interno no tornozelo durante a fase de apoio, no plano sagital.	N.m/PC.estatura
Pico Mom Dorsiflexor Tornozelo	Maior magnitude de momento dorsiflexor interno no tornozelo durante a fase de apoio, no plano sagital.	N.m/PC.estatura
Pico Mom Flexor Joelho	Maior magnitude de momento flexor interno no joelho, no plano sagital.	N.m/PC.estatura
Pico Mom Extensor Joelho	Maior magnitude de momento extensor interno no quadril, no plano sagital.	N.m/PC.estatura
Pico Mom Flexor Quadril	Maior magnitude de momento flexor interno no quadril, no plano sagital.	N.m/PC.estatura
Pico Mom Extensor Quadril	Maior magnitude de momento extensor interno no joelho, no plano sagital.	N.m/PC.estatura

No presente estudo, tanto as curvas, quanto os parâmetros discretos foram normalizados em função do peso corporal e da estatura dos indivíduos. Wannop, Worobets e Stefanyshyn (2012) comentam que a normalização dos momentos articulares é atualmente feita de três formas: pelo peso corporal, pelo peso corporal e estatura ou pelo peso corporal e comprimento de membros inferiores. Como nas características dos sujeitos, a estatura foi significativamente diferente entre os grupos, buscou-se uma forma de diminuir a interferência desta variável. Moio et al. (2013) observaram que o uso da normalização apenas pelo peso corporal, ainda fazia com 22% da variação dos resultados de momento derivassem das estaturas diferentes dos sujeitos. Por conta disso, optou-se por normalizar os dados de momentos articulares pelo peso corporal e pela estatura.

6.5 Tratamento estatístico

Foi calculada a média e desvio padrão (DP) de todas as variáveis analisadas, de acordo com o grupo dos sujeitos (OA ou Controle) e o Segmento (Grupo OA, Segmento OA e CL e Grupo Controle, Segmento D e CL), para o conjunto de variáveis dos movimentos (Marcha, Levantar e Sentar e Descer Degrau). Análise de Variância por dois fatores (Grupo e Segmento), com dois níveis em cada (OA e controle, para o fator Grupo, e acometido e não acometido, para o fator segmento), foi realizada para comparar as médias observadas na FRS, Cinemática, correlações cruzadas e Momentos articulares no conjunto de variáveis das tarefas "Levantar e Sentar" e "Subir e Descer degrau", exceto o parâmetro Velocidade Média do Levantar e Sentar, no qual foi utilizado o teste t independente.

Foi feita a análise de Covariância (ANCOVA) para comparar as médias de força, ângulos e momentos articulares apenas para a marcha. A velocidade média de deslocamento foi usada como a covariável dos testes. O critério para adotar a velocidade de deslocamento como covariável foi uma correlação simples feita entre cada parâmetro cinemático e cinético e a velocidade de execução da tarefa. Como na marcha aproximadamente 90% das correlações apresentaram valores superiores a 0,3, optou-se em aplicar ANCOVA (AGRANONIK; MACHADO, 2011). Nas demais tarefas, menos de 5% das correlações apresentaram-se superiores a 0,3 e, por isso, optou-se em usar a análise de variância (ANOVA), com post hoc de Sheffé, para identificar as diferenças significativas.

Para o conjunto de variáveis pertencentes à EMG, foram construídos modelos de equações de estimativas generalizadas não lineares, tendo como variáveis os grupos e, para o conjunto de variáveis da marcha, como covariáveis, a velocidade média do movimento. Os erros Alfa e Beta foram 5% e 20%, respectivamente, e o nível de significância adotado foi $p < 0,05$. Foram apresentados os valores de significância estatística, quando presentes, referentes às interações "grupo x segmento", nas tarefas levantar e sentar e descer degrau, e "grupo x segmento x covariável", na tarefa marcha. Para todas as análises foi utilizado o programa Statistica®, versão 13.

7 RESULTADOS

Inicialmente serão apresentados os resultados do questionário WOMAC, aplicado a todos os sujeitos antes da coleta de dados, os resultados da caracterização da amostra e as características das velocidades de execução dos movimentos investigados. Posteriormente, os resultados passarão a ser apresentados por variável cinemática, FRS, momentos articulares e eletromiográfica.

Nos resultados do WOMAC, a média da soma dos pontos do grupo OA para a intensidade da dor foi $4,72 \pm 4,02$, para o grau de rigidez articular foi $2,22 \pm 2,12$ e para o grau de funcionalidade dos indivíduos foi $22,89 \pm 18,38$. Estes valores foram maiores ($p \leq 0,01$) que os resultados do grupo controle, $0,52 \pm 0,91$ para a intensidade de dor, $0,14 \pm 0,35$ para o grau de rigidez articular e $2,14 \pm 3,09$ para o grau de funcionalidade dos indivíduos.

O grupo OA tem massa corporal média $66,2 \pm 12,8$ kg, estatura média $1,54 \pm 0,08$ m e Índice de Massa Corporal (IMC) média $27,9 \pm 4,4$ e o grupo controle

tem massa corporal média $69,5 \pm 13,3$ kg, estatura média $1,63 \pm 0,09$ m e Índice de Massa Corporal (IMC) média $25,9 \pm 3,9$. Das três características da amostra, apenas a estatura apresentou diferenças entre os grupos ($p < 0,001$). Não houve diferença entre os grupos da massa corporal e IMC ($p = 0,22$ e $p = 0,07$, respectivamente).

Nas três tarefas, a velocidade de execução do movimento foi menor no grupo com OA de joelho ($p < 0,001$). Na marcha, a velocidade média foi de $2,9 \pm 0,8$ km.h⁻¹ para o grupo OA, nos registros com o segmento OA e CL, e $4,15 \pm 0,9$ km.h⁻¹ e $4,15 \pm 1,0$ km.h⁻¹ para o grupo controle, nos segmentos D e CL, respectivamente. Na tarefa de levantar e sentar, as velocidades médias foram de $0,6 \pm 0,2$ e $0,4 \pm 0,1$ km.h⁻¹ para o grupo OA, respectivamente, e $0,9 \pm 0,3$ e $0,6 \pm 0,2$ km.h⁻¹ para o grupo controle. No descer degrau, a velocidade de descida do corpo no grupo OA foi $0,49 \pm 0,16$ e $0,49 \pm 0,17$ km.h⁻¹ para a condição DOA e DCL, respectivamente, e no grupo controle foi $0,59 \pm 0,13$ e $0,59 \pm 0,11$ km.h⁻¹ para a condição DOA e DCL, respectivamente.

7.1 Análise Cinemática

A análise cinemática foi dividida em movimentos que ocorrem no plano sagital e em movimentos que ocorrem no plano frontal. Na marcha, foram analisados também os parâmetros que descrevem as características do ciclo da passada. A Tabela 1 agrupa as características cinemáticas do ciclo da passada para os dois grupos, OA e controle, e para seus dois segmentos (OA e CL, no caso do grupo OA; D e CL, para o grupo controle). Na frequência de passada, comprimento de passada e tempo de apoio, os segmentos OA e CL, dos indivíduos com OA, foram maiores que os segmentos D e C, dos indivíduos do grupo controle. No tempo de balanço, o segmento D apresentou valores menores que nos dois segmentos dos indivíduos com OA. O tempo de passada não diferente entre os grupos e entre segmentos.

TABELA 1. Média e desvio padrão (DP) dos parâmetros do ciclo da passada da marcha, nos segmentos osteoartrite (OA) e contralateral (CL), para o grupo com Osteoartrite, e nos segmentos dominante (D) e CL, no grupo controle. O p indica o nível de significância da interação dos fatores grupo, segmento e da covariável velocidade de marcha, na análise de covariância.

MARCHA	OSTEOARTRITE				CONTROLE				p
	OA	DP	CL	DP	D	DP	CL	DP	
Tempo passada (s)	1,18	0,16	1,18	0,18	1,04	0,13	1,04	0,15	0,31
Frequência Passada(Hz)	0,86	0,10	0,86	0,11	0,98*	0,12	0,99*,b	0,15	0,046
Comprimento Passada (m)	0,72	0,26	0,71	0,24	1,15*,b	0,39	1,17*,b	0,44	0,004
Tempo Apoio (s)	0,83	0,14	0,83	0,17	0,72*,b	0,10	0,71*,b	0,11	0,031
Tempo Balanço (s)	0,35	0,05	0,35	0,05	0,32*,b	0,04	0,32	0,05	<0,001

(*) diferença com o Segmento OA do grupo OA.

(b) diferença com o Segmento CL do grupo OA.

7.1.1 Análise cinemática dos movimentos no plano sagital

A Tabela 2 apresenta os parâmetros de variação angular no plano sagital para as articulações do quadril, joelho e tornozelo da marcha nos dois segmentos de indivíduos com OA e dos indivíduos do grupo controle.

TABELA 2. Média e desvio padrão (DP) dos parâmetros cinemáticos das articulações do tornozelo, joelho e quadril, no plano sagital, durante o ciclo da passada da marcha, nos segmentos OA e CL, para o grupo OA, e nos segmentos D e CL, para o grupo controle.

MARCHA	OSTEOARTRITE				CONTROLE				p
	OA	DP	CL	DP	D	DP	CL	DP	
Quadril									
Pico Flexão apoio Quadril (°)	28,4	7,9	30,2	7,0	37,0 ^{*,b}	9,8	37,9 ^{*,b}	10,7	0,046
Pico Extensão apoio Quadril (°)	-11,5	9,9	-11,7	6,4	-9,2	7,9	-10,3	8,1	0,12
ADM apoio Quadril (°)	39,9	9,0	41,9	7,8	46,2	7,8	48,2	9,0	0,34
ADM balanço Quadril (°)	28,8	7,7	28,9	7,2	30,5	8,5	32,3	10,6	0,06
Joelho									
Contato ângulo Joelho (°)	7,0	7,0	10,0	6,3	7,7	5,6	9,5	5,5	0,93
Pico Flexão apoio Joelho (°)	13,8	8,6	15,6	6,9	18,6	6,0	20,0	5,6	0,78
Pico Extensão apoio Joelho (°)	5,0	7,1	5,3	6,1	3,1 ^{*,b}	4,9	4,6 ^{*,b}	5,3	0,001
ADM apoio Joelho (°)	8,8	4,7	12,1 ^a	8,9	15,5 ^{*,b}	3,8	15,4 ^{*,b}	4,5	<0,001
ADM balanço Joelho (°)	44,2	15,6	49,0 ^a	10,1	59,0 ^{*,b}	6,3	57,7 ^{*,b}	6,4	<0,001
Tornozelo									
Contato ângulo Tornozelo (°)	-4,0	6,7	-4,2	6,5	-1,4 ^{*,b}	5,4	-0,9 ^{*,b}	6,6	0,001
Pico Flexão Dorsal apoio Tornoz. (°)	17,1	5,4	20,0	5,8	17,0	4,7	20,2	5,4	0,80
Pico Flexão Plantar apoio Tornoz. (°)	-9,4	5,5	-9,8	8,8	-9,1	4,3	-7,8	5,1	0,45
ADM apoio Tornozelo (°)	26,5	6,9	29,7	11,3	26,0	4,9	28,0	6,6	0,20
ADM balanço Tornozelo (°)	13,3	5,8	15,5	7,8	15,4	5,6	14,3	7,4	0,62

(*) diferença com o Segmento OA do grupo OA.

(b) diferença com o Segmento CL do grupo OA.

A Figura 26 apresenta as curvas referentes às variações angulares e aos momentos articulares internos para as articulações do quadril, joelho e tornozelo durante o ciclo de passada da marcha para o grupo OA (segmentos OA e CL), e para o grupo controle (segmentos D e CL).

A análise da Figura 26 e da Tabela 2 mostram as seguintes diferenças na variação angular da marcha: menor pico de flexão do quadril no contato inicial para o grupo OA comparado ao grupo Controle; menor amplitude de movimento da articulação do joelho (apoio e balanço) e menor extensão de joelho na fase de apoio do grupo OA comparado ao grupo Controle; maior flexão plantar do tornozelo no contato inicial do grupo OA comparado ao grupo controle. Não houve diferença entre os segmentos para ambos os grupos nas variações angulares da marcha.

A Figura 27 ilustra as variações angulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo na tarefa de levantar e sentar em uma cadeira. As amplitudes articulares foram semelhantes entre os grupos e entre os segmentos nas três articulações. Nenhuma diferença foi observada entre os grupos ou entre os segmentos nesta tarefa, nos parâmetros discretos (TABELA 3).

TABELA 3. Média e desvio padrão (DP) dos parâmetros cinemáticos das articulações do tornozelo, joelho e quadril, no plano sagital, durante o ciclo de execução do movimento do levantar e sentar, nos segmentos OA e CL, para o grupo OA, e nos segmentos D e CL, para o grupo controle. A coluna p indica valores de significância da interação dos grupos e segmentos, na análise de variância.

	OSTEOARTRITE				CONTROLE				
LEVANTAR	OA	DP	CL	DP	D	DP	CL	DP	p
Ângulo max Tornoz (o)	19.1	5.4	19.3	5.7	20.6	6.1	22.7	7.8	0.26
Ângulo max Joelho (o)	85.9	9.6	90.9	10.8	88.4	8.5	91.3	8.2	0.40
Ângulo max Quadril (o)	94.7	13.9	98.0	13.9	99.1	15.9	100.2	15.1	0.57
ADM Tornozelo (o)	14.0	4.4	14.8	8.3	15.3	4.8	17.4	6.4	0.42
ADM Joelho (o)	80.4	23.8	79.5	13.3	78.2	8.2	81.7	9.4	0.26
ADM Quadril (o)	78.5	14.7	80.2	14.5	79.8	11.9	83.1	13.0	0.65
SENTAR									
Ângulo max Tornoz (o)	17.7	7.8	16.8	4.4	17.8	5.7	19.7	7.4	0.12
Ângulo max Joelho (o)	82.8	10.3	87.9	11.2	86.7	8.4	88.9	8.2	0.29
Ângulo max Quadril (o)	93.6	15.8	97.3	16.1	97.3	16.8	98.0	16.7	0.51
ADM Tornozelo (o)	11.0	4.0	12.2	8.5	13.2	5.8	14.3	7.6	0.97
ADM Joelho (o)	73.1	12.2	76.6	13.2	78.8	9.9	80.2	10.1	0.48
ADM Quadril (o)	77.6	17.5	79.9	18.6	81.9	13.2	85.8	16.6	0.74

FIGURA 26. Curvas médias das variações angulares (curvas superiores) e dos momentos articulares internos (curvas inferiores) das articulações do quadril, joelho e tornozelo, dos segmentos OA e CL, do grupo OA, e dos segmentos D e CL, do grupo controle, no ciclo da passada da marcha. As curvas se iniciam com a fase de apoio e termina a 70% do ciclo da passada, para os indivíduos com OA, e 69% do ciclo da passada, para os indivíduos do grupo controle. Nas variações angulares, valores positivos indicam flexão articular no quadril e no joelho e dorsiflexão no tornozelo. Nos momentos articulares, valores positivos indicam momento extensor interno nas articulações do quadril e joelho e momento plantiflexor interno no tornozelo.

FIGURA 27. Curvas médias das variações angulares (curvas superiores) e dos momentos articulares internos (curvas inferiores) das articulações do quadril, joelho e tornozelo, dos segmentos OA e CL, do grupo OA, e dos segmentos D e CL, do grupo controle, na tarefa de levantar e sentar em uma cadeira. A tarefa se inicia com o levantar que termina a 45% do tempo total, nos indivíduos com OA, e a 47% do tempo total, nos indivíduos do grupo controle. Nas variações angulares, valores positivos indicam flexão articular no quadril e no joelho e dorsiflexão no tornozelo. Nos momentos articulares, valores positivos indicam momento extensor interno nas articulações do quadril e joelho e momento plantiflexor interno no tornozelo.

A Tabela 4 agrupa os parâmetros cinemáticos discretos na tarefa de descer degrau do segmento que iniciou a descida, em toda a extensão da tarefa. Não foram observadas diferenças no ângulo articular no instante de contato com o solo, no máximo ângulo de flexão e na amplitude de movimento das articulações do quadril e joelho, entre os grupos ou entre os segmentos. Na articulação do tornozelo, o ângulo no instante do contato e a máxima flexão plantar também não apresentaram diferença entre grupos e segmentos, mas a amplitude de movimento no tornozelo foi maior no segmento CL do grupo OA que nos dois segmentos, D e CL, do grupo controle.

TABELA 4. Média e desvio padrão (DP) dos parâmetros cinemáticos das articulações do tornozelo, joelho e quadril, no plano sagital, durante o ciclo de execução do movimento de descê degrau, nos segmentos OA e CL, para o grupo OA, e nos segmentos D e CL, para o grupo controle.

DESCER DEGRAU	OSTEOARTRITE				CONTROLE				p
	OA	DP	CL	DP	D	DP	CL	DP	
Quadril									
Contato ângulo Quadril (o)	12,76	8,75	14,94	8,61	18,41	9,67	16,15	9,53	0,09
Ângulo max Quadril (o)	33,97	7,83	38,25	8,87	39,98	9,77	41,70	11,68	0,36
ADM Quadril (o)	36,52	6,42	38,29	8,03	38,46	7,48	40,75	8,12	0,81
Joelho									
Contato ângulo Joelho (o)	8,25	7,49	9,22	4,87	9,01	4,36	9,50	4,00	0,75
Ângulo max Joelho (o)	45,32	15,33	49,72	8,63	51,55	5,85	51,57	7,41	0,25
ADM Joelho (o)	44,19	12,78	47,12	6,77	51,83	6,30	51,35	6,79	0,14
Tornozelo									
Contato ângulo Tornozelo (o)	-16,52	9,63	-19,55	13,30	-13,36	6,90	-11,62	12,74	0,12
Ângulo max Tornozelo (o)	17,52	5,79	16,53	10,04	16,74	4,54	18,24	6,16	0,19
ADM Tornozelo (o)	44,08	10,38	49,88	14,37	41,50 ^b	7,45	40,52 ^b	14,48	0,046

(^b) diferença com o Segmento CL do grupo OA.

As Figuras 28, 29 e 30 ilustram as variações angulares e os momentos articulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo, respectivamente, no descer de um degrau. As curvas de variação angular e de momentos são apresentadas para cada segmento dos dois grupos separadamente. As curvas a e c das Figuras 28, 29 e 30 representam o primeiro apoio na tarefa de descida, ou seja, o segmento que iniciou a descida do degrau. As curvas b e d das Figuras 28, 29 e 30 ilustram a variação angular e os momentos do segundo apoio, ou seja, o segmento que permaneceu sobre o degrau, controlando a descida e realizou o segundo contato com o solo.

FIGURA 28. Curvas médias das variações angulares (a e b) e dos momentos articulares internos (c e d) da articulação do quadril, dos segmentos OA e CL, do grupo OA, e dos segmentos D e CL, do grupo controle, na tarefa de descer um degrau. As figuras a e c indicam a variação angular e os momentos articulares, respectivamente, dos segmentos que realizaram o primeiro contato com o solo. As figuras b e d indicam os segmentos que realizaram o segundo contato com o solo. Nas variações angulares, valores positivos indicam flexão articular no quadril. Nos momentos articulares, valores positivos indicam momento extensor interno na articulação do quadril. A linha C1i indica o contato com o solo do primeiro apoio, C2i indica o contato com o solo do segundo apoio e C1t indica o termino da fase de apoio do C1.

As variações angulares no quadril dos segmentos que iniciam a decida (FIGURA 28a) apresentaram comportamento semelhante de flexão e extensão entre os grupos.

FIGURA 29. Curvas médias das variações angulares (a e b) e dos momentos articulares internos (c e d) da articulação do joelho, dos segmentos OA e CL, do grupo OA, e dos segmentos D e CL, do grupo controle, na tarefa de descer um degrau. As figuras a e c indicam a variação angular e os momentos articulares, respectivamente, dos segmentos que realizaram o primeiro contato com o solo. As figuras b e d indicam os segmentos que realizaram o segundo contato com o solo. Nas variações angulares, valores positivos indicam flexão articular no joelho. Nos momentos articulares, valores positivos indicam momento extensor interno na articulação do joelho. A linha C1i indica o contato com o solo do primeiro apoio, C2i indica o contato com o solo do segundo apoio e C1t indica o termino da fase de apoio do C1.

Nas variações angulares do tornozelo do segmento que iniciou a descida (FIGURA 30a), o contato com o solo foi iniciado com o tornozelo em plantiflexão. Diferença foi observada, na plantiflexão máxima até a dorsiflexão máxima na segunda metade do primeiro apoio, denominado de ADM tornozelo. O segmento CL do grupo OA apresentou maior ADM quando comparado aos dois segmentos do grupo controle. Variações angulares semelhantes foram observadas no segundo apoio.

FIGURA 30. Curvas médias das variações angulares (a e b) e dos momentos articulares internos (c e d) da articulação do tornozelo, dos segmentos OA e CL, do grupo OA, e dos segmentos D e CL, do grupo controle, na tarefa de descer um degrau. As figuras a e c indicam a variação angular e os momentos articulares, respectivamente, dos segmentos que realizaram o primeiro contato com o solo. As figuras b e d indicam os segmentos que realizaram o segundo contato com o solo. Nas variações angulares, valores positivos indicam dorsiflexão no tornozelo. Nos momentos articulares, valores positivos indicam momento plantiflexão interna na articulação do tornozelo. A linha C1i indica o contato com o solo do primeiro apoio, C2i indica o contato com o solo do segundo apoio e C1t indica o termino da fase de apoio do C1.

7.1.2 Análise cinemática dos movimentos no plano frontal

Na análise das variações angulares no plano frontal, poucas diferenças significativas foram encontradas nos parâmetros discretos, quando comparados os indivíduos com OA de joelho e os indivíduos saudáveis. Contudo, a partir da análise das curvas de variação angular das articulações do joelho e quadril nas tarefas marcha (FIGURA 31), levantar e sentar de uma cadeira (FIGURA 32) e descer degrau (FIGURA 33 e 34) foi possível verificar algumas diferenças que possivelmente estão associadas ao controle das articulações em adução e abdução.

FIGURA 31. Curvas médias de variação angular do joelho e quadril nos segmentos OA e CL, do grupo OA, e dos segmentos D e CL, do grupo controle, na marcha em velocidade autosselecionada. Valores positivos de variação angular indicam adução articular e valores negativos indicam abdução articular. As curvas se iniciam com a fase de apoio e termina a 70% do ciclo da passada, para os indivíduos com OA, e 69% do ciclo da passada, para os indivíduos do grupo controle.

Não foram observadas diferenças entre grupos ou entre segmentos na maioria dos parâmetros de ângulo no instante de contato, ângulo máximo na fase de apoio e amplitude de variação angular, nos diferentes movimentos investigados. Na marcha, no levantar e no sentar, nenhuma diferença foi observada entre indivíduos com OA e controle ou entre os segmentos. Na tarefa de descer o degrau, o ângulo máximo de adução do quadril na fase de apoio no segmento que iniciou a descida do degrau foi significativamente maior ($p < 0,001$) no segmento CL dos indivíduos com OA de joelho ($6,11 \pm 8,36^\circ$), do que no segmento CL dos indivíduos do grupo controle ($1,01 \pm 4,3^\circ$). Este valor de adução máxima do quadril no segmento CL do grupo controle foi menor que no segmento D ($4,58 \pm 6,67^\circ$).

Na marcha (FIGURA 31), notou-se que os indivíduos com OA de joelho apresentaram pequena abdução no joelho ao longo de todo ciclo. Os indivíduos do grupo controle apresentaram tendência de manutenção do joelho próximo à posição neutra, no segmento CL, e o segmento D apresentou magnitudes de abdução do joelho semelhantes ao segmento OA. No quadril, os dois grupos apresentaram adução do quadril durante a fase de apoio, com os dois segmentos.

No movimento de levantar e sentar (FIGURA 32), diferente do observado na marcha, o quadril permaneceu em abdução ao longo de toda a execução do movimento nos dois grupos. Nos joelhos, embora os parâmetros discretos de ângulo máximo e de amplitude não tenham sido diferentes entre os grupos e segmentos, observa-se nos indivíduos com OA um comportamento cinemático que apresenta características diferentes dos indivíduos saudáveis (FIGURA 32). Os indivíduos com OA, apresentaram uma adução no joelho no segmento OA, no início do levantar e no término do sentar, ou seja, nas maiores amplitudes de movimento do joelho. Aproximadamente, na metade do ciclo do levantar até a metade do ciclo do sentar, o joelho do segmento OA apresentou uma abdução. O joelho no segmento CL dos indivíduos com OA permaneceu em abdução durante toda a tarefa e assim como o segmento OA apresentou um pico de abdução no joelho no levantar e outro no sentar.

Os indivíduos do grupo controle apresentaram características semelhantes nos dois segmentos. No início do levantar ocorreu uma adução nos joelhos, seguido por uma abdução no joelho e uma nova adução para o final da tarefa de levantar. Durante o sentar, os dois segmentos do grupo controle apresentaram uma adução nos joelhos ao longo de toda a tarefa. Os indivíduos com OA permaneceram grande parte da tarefa de levantar e sentar em abdução nos joelhos, enquanto que o grupo controle permaneceu menos tempo em abdução durante o levantar e permaneceu com os joelhos em adução durante a tarefa do sentar.

FIGURA 32. Curvas médias de variação angular do joelho e quadril nos segmentos OA e CL, do grupo OA, e dos segmentos D e CL, do grupo controle, no movimento de levantar e sentar em uma cadeira em velocidade autosselecionada. Valores positivos de variação angular indicam adução articular e valores negativos indicam abdução articular. A tarefa se inicia com o levantar que termina a 45% do tempo total, nos indivíduos com OA, e a 47% do tempo total, nos indivíduos do grupo controle.

As Figuras 33 e 34 ilustram as variações angulares do quadril e do joelho, respectivamente, durante a tarefa de descer degrau. O formato das curvas de variação angular do quadril foi muito semelhante e coincidente nos eventos durante a tarefa de descer degrau, nos indivíduos com OA de joelho e saudáveis.

FIGURA 33. Curvas médias de variação angular do quadril nos segmentos OA e CL, do grupo OA (a e c), e dos segmentos D e CL, do grupo controle (b e d), no movimento de descer um degrau, em duas condições, iniciando a descida com o segmento OA ou D, condição DOA, ou iniciando a descida os segmentos CL, condição CL. Valores positivos de variação angular indicam adução articular e valores negativos indicam abdução articular. A linha C1i indica o contato com o solo do primeiro apoio, C2i indica o contato com o solo do segundo apoio e C1t indica o termino da fase de apoio do C1.

Para os dois grupos, o segmento que inicia a descida apresentou progressiva abdução de quadril, chegando à maior magnitude de abdução próximo ao contato deste segmento com o solo (FIGURA 33a e 33b, até o instante C1i). Comportamento semelhante de continua abdução foi observado enquanto o segundo segmento realizava sua descida ao solo (FIGURA 33c e 33d, de C1i até pouco após C2i). O segmento que permaneceu sobre o degrau controlando a descida, apresentou progressiva adução no quadril até o instante de contato com o solo (FIGURA 33c e 33d, instante C1i), que o segmento CL dos indivíduos com OA apresentou maior adução que o segmento CL do grupo controle. Durante a fase de apoio dos segmentos, nas duas condições e nos dois segmentos, o quadril realizou uma adução continua terminando o apoio com uma abdução de quadril antes da perda de contato com o solo (FIGURA 33a e 33b, de C1i a C1t, e FIGURA 33c e 33d, de C2i ao término da tarefa).

FIGURA 34. Curvas médias de variação angular do joelho nos segmentos OA e CL, do grupo OA (a e c), e dos segmentos D e CL, do grupo controle (b e d), no movimento de descer um degrau, em duas condições, iniciando a descida com o segmento OA ou D, condição DOA, ou iniciando a descida os segmentos CL, condição CL. Valores positivos de variação angular indicam adução articular e valores negativos indicam abdução articular. A linha C1i indica o contato com o solo do primeiro apoio, C2i indica o contato com o solo do segundo apoio e C1t indica o termino da fase de apoio do C1.

Na articulação do joelho, diferenças no comportamento em adução e abdução foram observadas entre os indivíduos com OA e os indivíduos saudáveis e entre os segmentos (FIGURA 34). Os dois segmentos dos indivíduos com OA de joelho apresentaram comportamentos semelhantes na articulação do joelho, permanecendo em abdução ao longo de toda a tarefa. No grupo controle, o segmento D permaneceu em abdução ao longo de toda a tarefa como os segmentos dos indivíduos com OA, mas o segmento CL apresentou dois picos de adução no joelho, um antes do contato com o solo, em suspensão (antes de C1i), e outro, na fase final de apoio (instante C1t). Nos indivíduos com OA os dois segmentos permaneceram em abdução ao longo de toda a tarefa, sendo que os dois segmentos realizaram uma abdução continua até o contato

com o solo (instante C2i). Posteriormente, observou-se uma tendência a diminuir a abdução nos dois joelhos até o final da tarefa. No grupo controle, pequena variação angular foi observada, como segmento D alternando entre adução e abdução no joelho e o segmento CL permanecendo em abdução ao longo de toda a tarefa.

7.2 Análise da Força de Reação do Solo

A Tabela 5 apresenta os parâmetros obtidos a partir da FRS nas três atividades de vida diária. Na marcha, os parâmetros foram obtidos das componentes vertical e anteroposterior. Nas demais tarefas, levantar e sentar, somente da componente vertical. Os valores dos dois segmentos dos dois grupos foram apresentados. Na descida do degrau, os parâmetros de força vertical correspondem ao primeiro contato do pé com o solo, na descida do degrau, segmentos OA e D, na descida DOA, e o segmento CL, na descida DCL.

TABELA 5. Média e desvio padrão (DP) dos parâmetros da componente vertical da marcha, levantar e sentar e do descer degrau e anteroposterior da FRS, na marcha, para o grupo com Osteoartrite, e nos segmentos dominante (D) e CL, no grupo controle.

	OSTEOARTRITE				CONTROLE				
MARCHA	OA	DP	CL	DP	D	DP	CL	DP	p
Fy1 (PC)	1,01	0,06	1,00	0,04	1,08	0,12	1,08	0,11	0,57
Δt Fy1 (%)	29,62	5,06	30,33	5,93	24,93 ^{*,b}	3,63	25,14 ^{*,b}	3,54	<0,001
TC1 (PC/s)	2,17	0,87	1,97	0,55	3,10	1,17	3,02	1,48	0,29
Fy2 (PC)	1,03	0,05	1,02	0,04	1,08	0,08	1,08	0,09	0,94
Fy min (PC)	0,86	0,06	0,87	0,06	0,74 ^{*,b}	0,12	0,74 ^{*,b}	0,11	<0,001
Δt Fy2 (%)	61,88	8,35	64,24	8,15	59,95	7,03	60,15	8,68	0,45
Imp (PC.s)	0,61	0,05	0,63 ^a	0,11	0,56 ^{*,b}	0,07	0,56 ^{*,b}	0,07	<0,001
Imp_fren (PC.s)	-0,022	0,010	-0,019	0,008	-0,027	0,006	-0,026	0,006	0,41
Imp_prop (PC.s)	0,028	0,009	0,028	0,007	0,033 [*]	0,007	0,031 [*]	0,006	<0,001
LEVANTAR E SENTAR									
Fy_levantar (PC)	0,59	0,05	0,60	0,06	0,63 ^{*,a}	0,07	0,60	0,04	0,04
Fy_sentar (PC)	0,56	0,06	0,58	0,05	0,59 ^{*,a}	0,06	0,57	0,05	0,004
Imp_levantar (PC.s)	0,78	0,19	0,82	0,21	0,67	0,18	0,65	0,18	0,34
Imp_sentar (PC.s)	0,50	0,27	0,52	0,26	0,57	0,31	0,56	0,33	0,75
DESCER DEGRAU									
Fy1 (PC)	1,31	0,26	1,32	0,23	1,47	0,32	1,46	0,33	0,81
Δt Fy1 (%)	22,12	21,93	25,85	28,82	18,59	21,17	18,76	19,08	0,57
TC1 (PC/s)	11,34	7,78	10,80	6,57	13,65	7,48	13,98	8,74	0,69
Imp (PC.s)	0,99	0,29	0,98	0,25	0,86	0,27	0,87	0,23	0,74

(*) diferença com o Segmento OA do grupo OA.

(^a) diferença entre Segmento OA e CL, no grupo OA, ou entre os segmentos D e CL, no grupo controle.

(^b) diferença com o Segmento CL do grupo OA.

As Figuras 35, 36 e 37 apresentam a componente vertical da FRS na marcha, no levantar e sentar e no descer degrau, para os segmentos OA e CL, no grupo OA, e nos segmentos D e CL, no grupo controle.

Nas características dos parâmetros da FRS (TABELA 5 e FIGURA 35), a marcha foi a atividade motora que evidenciou maiores diferenças entre os indivíduos com OA e os indivíduos do grupo controle. Nos movimentos de Levantar e Sentar de uma cadeira, foram observados maiores valores pico de força ($F_{y_levantar}$ e F_{y_sentar}) apenas quando o segmento D (grupo controle) foi comparado ao segmento OA, e ao segmento CL do próprio grupo controle. Nenhuma diferença adicional foi observada entre os indivíduos com OA e o grupo controle nas tarefas Levantar e Sentar de uma cadeira e descer degrau, apesar da velocidade maior de execução do movimento nos indivíduos saudáveis.

FIGURA 35. Curvas médias das componentes verticais da FRS na marcha, para cada segmento dos dois grupos.

Na marcha, o tempo para o primeiro pico de força foi menor no grupo controle comparado aos indivíduos com OA. Entretanto, o primeiro pico de força vertical e a TC1 não foram diferentes entre os grupos. Os impulsos verticais da fase de apoio

apresentaram-se maiores no grupo controle e com diferença entre segmentos. Os impulsos de propulsão da componente anteroposterior foram maiores nos dois segmentos do grupo controle do que no segmento OA.

Os picos de força vertical do levantar e do sentar foram maiores no segmento D, do grupo controle, que nos segmentos OA e no segmento CL do grupo controle, mas foi semelhante ao segmento CL do grupo OA. Não foram observadas diferenças nos parâmetros de força vertical na tarefa de descer degrau entre os grupos e segmentos.

FIGURA 36. Curvas médias e DP das componentes verticais da FRS na tarefa de levantar e sentar, para cada segmento dos dois grupos. A tarefa se inicia com o levantar que termina a 45% do tempo total, nos indivíduos com OA, e a 47% do tempo total, nos indivíduos do grupo controle.

FIGURA 37. Curvas médias e DP das componentes verticais da FRS na tarefa de descer um degrau, nas duas condições DOA e DCL, para cada segmento dos dois grupos.

7.3 Análise dos Momentos Articulares

Os momentos articulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo foram analisados no plano sagital, nos movimentos do ciclo da passada da marcha, no

levantar e sentar e no descer degrau. As indicações de momentos articulares flexores e extensores, nas articulações do quadril e joelho, e de momento plantiflexor e dorsiflexor no tornozelo, se referem aos momentos articulares internos. No plano frontal, foram analisados os momentos articulares do quadril e joelho. Os momentos adutores e abdutores do quadril e joelho se referem aos momentos articulares externos.

7.3.1 Momentos articulares no plano sagital

Os resultados dos momentos internos extensores e flexores das articulações do quadril, joelho e tornozelo da marcha, do levantar e sentar e do descer degrau, de indivíduos com OA (segmentos OA e CL) e o grupo controle (segmentos D e CL) são apresentados na TABELA 6.

Foram verificadas as seguintes diferenças nos momentos flexores e extensores internos das articulações do quadril e tornozelo durante a marcha: menor momento flexor do quadril no contato para o grupo OA, segmento OA, comparado ao segmento CL dos dois grupos; menor momento flexor do quadril no contato para o segmento D comparado ao segmento CL do grupo controle; maior pico de momento dorsiflexor no contato para o grupo OA comparado ao grupo controle; menor pico de momento dorsiflexor no contato para o segmento OA comparado ao segmento CL do grupo OA; menor pico de momento plantiflexor do tornozelo no final da fase de apoio para o grupo OA comparado ao grupo controle. Não foram observadas diferenças entre os grupos e os segmentos nos momentos internos flexores e extensores para a articulação do joelho (FIGURA 26 e TABELA 6).

TABELA 6. Média e desvio padrão (DP) dos picos de momentos articulares no plano sagital nas articulações do quadril, joelho e tornozelo, durante a marcha, levantar e sentar em uma cadeira e descer degrau, nos segmentos OA e CL, para o grupo OA, e nos segmentos D e CL, para o grupo controle. Os dados foram normalizados em função do peso corporal (PC) e da estatura dos indivíduos (N.m/PC.estatura). Os valores positivos de momento no tornozelo indicam momento plantiflexor interno e no joelho e quadril valores positivos indicam momento extensor interno.

	OSTEOARTRITE				CONTROLE				
MARCHA	OA	DP	CL	DP	D	DP	CL	DP	p
Pico Mom Plantiflexor Tornozelo	0,73	0,16	0,69	0,14	0,90 ^{*,b}	0,12	0,90 ^{*,b}	0,16	0,039
Pico Mom Extensor Joelho	0,28	0,22	0,33	0,21	0,28	0,16	0,28	0,20	0,10
Pico Mom Extensor Quadril	0,28	0,21	0,30	0,23	0,39	0,24	0,40	0,20	0,44
Pico Mom Dorsiflexor Tornozelo	-0,13	0,06	-0,14 ^a	0,08	-0,12 ^{*,b}	0,06	-0,12 ^{*,b}	0,05	0,018
Pico Mom Flexor Joelho	-0,10	0,15	-0,04	0,11	-0,13	0,11	-0,11	0,09	0,35
Pico Mom Flexor Quadril	-0,48	0,24	-0,61 [*]	0,28	-0,53 ^a	0,22	-0,62 [*]	0,18	<0,001
LEVANTAR									
Pico Mom Plantiflexor Tornozelo	0,15	0,06	0,13	0,07	0,15	0,09	0,15	0,08	0,33
Pico Mom Extensor Joelho	0,31	0,08	0,36 [*]	0,12	0,37 [*]	0,12	0,34	0,10	0,009
Pico Mom Extensor Quadril	0,40	0,15	0,37	0,11	0,55	0,21	0,47	0,13	0,32
SENTAR									
Pico Mom Plantiflexor Tornozelo	0,13	0,08	0,12	0,09	0,16	0,08	0,18	0,07	0,08
Pico Mom Extensor Joelho	0,27	0,09	0,32 [*]	0,11	0,33 [*]	0,10	0,29	0,11	0,001
Pico Mom Extensor Quadril	0,39	0,11	0,37	0,08	0,51	0,16	0,46	0,15	0,39
DESCER DEGRAU									
Pico Mom Plantiflexor Tornozelo	0,52	0,12	0,45	0,17	0,66	0,20	0,62	0,19	0,47
Pico Mom Extensor Joelho	0,38	0,21	0,48	0,26	0,38	0,24	0,36	0,27	0,11
Pico Mom Flexor Quadril	-0,27	0,22	-0,33	0,28	-0,30	0,19	-0,38	0,48	0,39

(*) diferença com o Segmento OA do grupo OA.

(^a) diferença entre Segmento OA e CL, no grupo OA, ou entre os segmentos D e CL, no grupo controle.

(^b) diferença com o Segmento CL do grupo OA.

A partir dos resultados da Figura 27 e da Tabela 6, não foram observadas diferenças nos picos de momentos extensores do quadril e tornozelo, nas tarefas de levantar e sentar. No joelho, o pico de momento extensor interno foi menor no segmento OA, que no segmento CL, dos indivíduos com OA e que no segmento D, dos indivíduos do grupo controle.

Segundo a Tabela 6, não foram observadas diferenças nos picos de momentos articulares no quadril, joelho e tornozelo para a tarefa de descer um degrau. Em análise qualitativa, nas Figuras 28, 29 e 30, características diferentes foram observadas. No quadril (FIGURA 28), tanto no primeiro apoio como no segundo apoio, momentos

flexores internos foram observados predominantemente e parece haver um momento flexor maior mantido por um período mais prolongado nos indivíduos com OA do que no grupo controle. Contudo, vale lembrar que o pico de momento flexor não foi diferente entre os grupos.

No joelho (FIGURA 29), no primeiro e no segundo apoios observou-se predominantemente um momento extensor interno ao longo das fases de apoio. No tornozelo (FIGURA 30), no primeiro e no segundo apoios observou-se predominantemente um momento plantiflexor interno nas fases de apoio. No primeiro apoio, o momento platiflexor foi mantido por praticamente toda a fase de apoio. No segundo apoio, o momento platiflexor foi observado na segunda metade do apoio, aproximadamente.

7.3.2 Momentos articulares no plano frontal

Na Tabela 7, observa-se os momentos adutores externos nas articulações do joelho e quadril, nas atividades de vida diária, marcha, levantar e sentar e descer degrau, nos dois segmentos, dos dois grupos. Os picos de momentos adutores foram investigados nas fases de apoio na marcha, durante toda a tarefa nos movimentos de levantar e sentar e na fase de apoio do primeiro segmento a entrar em contato com o solo, na descida do degrau, segmentos OA e D, na descida DOA, e o segmento CL, na descida DCL.

TABELA 7. Média e desvio padrão (DP) dos picos de momentos adutores nas articulações do joelho e quadril, no plano frontal, na fase de apoio da marcha, no levantar e sentar e no descer degrau, nos segmentos OA e CL, para o grupo OA, e nos segmentos D e CL, para o grupo controle. Os dados foram normalizados em função do peso corporal (PC) e da estatura dos indivíduos (N.m/PC.estatura). Na marcha, o p indica o nível de significância da interação dos fatores grupo, Segmento e da covariável velocidade de marcha, na análise de covariância. No levantar e sentar e no descer degrau, o p indica o nível de significância da interação dos fatores grupo e segmento, na análise de variância.

	OSTEOARTRITE				CONTROLE				
MARCHA	OA	DP	CL	DP	D	DP	CL	DP	p
Pico Mom Adutor Joelho	0,29	0,12	0,29	0,11	0,32	0,13	0,37	0,12	0,08
Pico Mom Adutor Quadril	0,55	0,15	0,58	0,14	0,58 ^{*,a}	0,12	0,51	0,14	<0,001
LEVANTAR									
Pico Mom Adutor Joelho	0,09	0,10	0,08	0,08	0,06	0,08	0,17 [*]	0,11	<0,001
Pico Mom Adutor Quadril	0,11	0,10	0,19	0,11	0,09 ^b	0,09	0,09 ^{*,b}	0,08	0,005
SENTAR									
Pico Mom Adutor Joelho	0,08	0,11	0,08	0,09	0,06 ^a	0,08	0,17	0,12	<0,001
Pico Mom Adutor Quadril	0,12	0,10	0,20	0,11	0,07 ^b	0,08	0,08	0,09	0,009
DESCER DEGRAU									
Pico Mom Adutor Joelho	0,28	0,10	0,33 ^a	0,16	0,23 [*]	0,16	0,42 [*]	0,19	<0,001
Pico Mom Adutor Quadril	0,43	0,16	0,52	0,20	0,46	0,17	0,54 ^{*,a}	0,25	<0,001

(*) diferença com o Segmento OA do grupo OA.

(a) diferença entre Segmento OA e CL, no grupo OA, ou entre os segmentos D e CL, no grupo controle.

(b) diferença com o Segmento CL do grupo OA.

A FIGURA 38 ilustra as curvas médias dos momentos adutores nos joelhos e nos quadris durante o ciclo da passada da marcha. Numa análise qualitativa, as curvas de momentos adutores no quadril e no joelho apresentam características diferentes entre indivíduos com OA e indivíduos saudáveis: indivíduos saudáveis apresentaram curvas com dois picos separados por uma deflexão; indivíduos com OA não apresentaram deflexão em suas curvas. Não houve diferença entre os picos de momentos adutores de joelho de indivíduos com OA e indivíduos saudáveis na marcha, enquanto que os momentos adutores no quadril foram significativamente maiores no segmento D dos indivíduos saudáveis, quando comparado como segmento OA e o segmento CL do grupo controle.

Na marcha, não houve diferença entre os picos de momentos adutores de joelho de indivíduos com OA e indivíduos saudáveis. No quadril, momentos adutores significativamente maiores foram observados no segmento D dos indivíduos saudáveis, quando comparado como segmento OA e o segmento CL do grupo controle.

FIGURA 38. Curvas médias dos momentos adutores do quadril e do joelho durante o ciclo da passada da marcha, fase de apoio e fase de balanço, nos segmentos OA e CL dos indivíduos do grupo OA, e nos segmentos D e CL dos indivíduos do grupo controle.

Os momentos adutores de joelho e quadril nas tarefas levantar e sentar da cadeira foram semelhantes entre os grupos e segmentos (TABELA 7). Os momentos adutores do quadril foram maiores no levantar, no segmento OA que nos dois segmentos dos indivíduos do grupo controle. No sentar, o pico de momento adutor do quadril foi maior no segmento OA que no segmento D dos indivíduos do grupo controle.

A FIGURA 39 apresenta os momentos adutores de joelho e quadril nas tarefas levantar e sentar da cadeira entre os grupos e segmentos. As curvas do grupo OA parecem apresentar momento abdutor externo no quadril no início do levantar, para depois o momento se tornar adutor, antes do término da tarefa. O inverso pode ser observado no sentar: surge momento adutor no início da execução do sentar e, próximo da posição sentada, o momento se torna abdutor no quadril. No grupo controle, a mesma característica do movimento de levantar se iniciar com momento abdutor e

terminar com momento adutor foi observado. No sentar, não se observou momento adutor tão bem definido, mas no final da tarefa de sentar o quadril apresentou momento abdutor bem definido. No quadril, os segmentos OA e D apresentaram características de momentos articulares semelhantes, foram os dois segmentos CL, dos dois grupos que diferiram sensivelmente nas características dos momentos adutores.

Na articulação do joelho, um momento abdutor foi observado no início do levantar e no final do sentar, no grupo OA. Praticamente não foram observadas diferenças no grupo OA. No grupo controle, a mesma característica de resposta foi observada nos dois segmentos e os picos de momentos adutores no joelho foram significativamente maiores no segmento CL que no segmento D.

FIGURA 39. Curvas médias dos momentos adutores do quadril e do joelho durante a tarefa de levantar e sentar em uma cadeira, nos segmentos OA e CL dos indivíduos do grupo OA, e nos segmentos D e CL dos indivíduos do grupo controle. A tarefa se iniciam com o levantar que termina a 45% do tempo total, nos indivíduos com OA, e a 47% do tempo total, nos indivíduos do grupo controle.

A descida do degrau ocorreu de duas formas, iniciando a descida com o segmento OA ou segmento D, no caso dos indivíduos do grupo controle, que foi

chamado de DOA ou iniciando a descida como segmento CL, chamado de DCL. Na Tabela 7 e na Figura 40 observam-se os picos de momentos adutores das articulações do joelho e quadril, nos primeiros apoios de cada tipo de descida: DOA e DCL. Para ambos os grupos, as magnitudes de pico de momentos adutores do quadril e do joelho foram semelhantes entre a marcha e o descer degrau e foram maiores que na tarefa de levantar e sentar da cadeira.

Nos indivíduos com OA de joelho, o pico de momento adutor no joelho foi significativamente maior no segmento CL do que no segmento OA. No quadril, não foram observadas diferenças entre os segmentos dos indivíduos com OA de joelho. Contudo, nos indivíduos saudáveis, foi observado pico de momento adutor maior no segmento CL do que nos segmentos D e OA.

FIGURA 40. Curvas médias dos momentos adutores do joelho e do quadril, nas condições DOA e DCL, nos segmentos OA e CL, do grupo OA, e segmentos D e CL, do grupo controle. Os momentos adutores apenas das fases de apoio foram investigados.

7.4 Análise Eletromiográfica

A Tabela 8 apresentam os valores RMS normalizados pelo valor RMS médio da postura estática de cada indivíduo, dos parâmetros discretos da marcha, para o segmento com maior grau de acometimento no grupo OA e no segmento dominante para o grupo controle.

TABELA 8. Média e desvio padrão (DP) das atividades eletromiográficas do segmento OA (grupo OA) e D (grupo controle), nos músculos RF (*reto femoris*), VL (*vastus lateralis*), BF (*biceps femoris*), TA (*tibialis anterior*) e GL (*gastrocnemius lateralis*), na marcha em velocidade autosselecionada. Os valores de p correspondem as respostas da análise de covariância. Os dados foram normalizados pelo valor RMS da postura estática de cada sujeito.

MARCHA	OSTEOARTRITE		CONTROLE		p
	Média	DP	Média	DP	
RF_RMS	2,28	1,98	3,11	2,68	0,63
VL_RMS	2,04	1,80	5,48	4,60	<0,001
BF_RMS	2,46	2,23	3,32	2,77	<0,001
TA_RMS	7,20	6,57	11,97	10,81	0,12
GL_RMS	2,89	2,46	3,92	3,35	<0,001
RF_RMS Pre	1,16	0,82	0,82	0,74	0,76
VL_RMS Pre	0,54	0,46	0,62	0,55	0,85
BF_RMS Pre	1,06	0,89	1,34	0,97	0,17
TA_RMS Pre	3,32	2,88	4,71	4,02	<0,001
GL_RMS Pre	0,74	0,60	0,61	0,53	0,034
RF_RMS Pos	1,29	1,07	1,13	1,03	0,036
VL_RMS Pos	1,13	0,99	1,65	1,43	0,33
BF_RMS Pos	1,77	1,57	3,47	2,79	0,99
TA_RMS Pos	3,72	3,33	6,90	5,96	0,43
GL_RMS Pos	0,73	0,63	0,66	0,57	0,63

Na ativação muscular, o grupo controle apresentou valores maiores de RMS durante toda a fase de apoio da marcha, nos músculos VL, BF e GL (TABELA 8). No RMS pré contato da marcha, o GL apresentou valores maiores no grupo OA que no controle e o TA apresentou atividade menor no grupo OA que no grupo controle. No RMS pós contato da marcha, RF apresentou ativação muscular maior no grupo OA que no grupo controle.

A Tabela 20 apresentam os valores RMS normalizados pelo valor RMS médio da postura estática de cada indivíduo, dos parâmetros discretos das tarefas de levantar e sentar. Nos valores RMS da fase toda do levantar e do sentar (TABELA 9), a ativação do VL foi menor no grupo OA que no grupo controle. Não foi observada diferença nos demais músculos, RF, BF, TA e GL, nas tarefas de levantar e sentar.

TABELA 9. Média e desvio padrão (DP) das atividades eletromiográficas do segmento OA (grupo OA) e D (grupo controle), nos músculos RF (*reto femoris*), VL (*vastus lateralis*), BF (*biceps femoris*), TA (*tibialis anterior*) e GL (*gastrocnemius lateralis*), na tarefa de levantar e sentar. Os valores de p correspondem as respostas da análise de covariância. Os dados foram normalizados pelo valor RMS da postura estática de cada sujeito.

	OSTEOARTRITE		CONTROLE		
LEVANTAR	OA	DP	D	DP	p
RF_RMS	5,18	3,73	5,40	9,17	0,42
VL_RMS	3,77	2,61	5,91	10,39	<0,001
BF_RMS	1,39	1,55	2,34	6,22	0,85
TA_RMS	10,56	6,63	16,10	22,49	0,99
GL_RMS	0,69	0,88	1,03	1,41	0,06
SENTAR					
RF_RMS	3,42	1,91	5,12	3,75	0,18
VL_RMS	3,87	3,34	8,18	8,99	0,037
BF_RMS	2,31	1,68	3,56	4,37	0,31
TA_RMS	6,65	3,43	13,11	11,57	0,052
GL_RMS	1,25	0,88	1,66	1,27	0,11

A Tabela 10 apresentam os valores RMS normalizados pelo valor RMS médio da postura estática de cada indivíduo, dos parâmetros discretos da tarefa de descer degrau. Nos valores RMS do apoio após a aterrissagem no descer degrau (DOA) (TABELA 10), a ativação foi menor no grupo OA nos músculos RF e VL. Na fase de apoio total (parâmetro RMS) nenhuma outra diferença foi observada entre os grupos.

TABELA 10. Média e desvio padrão (DP) das atividades eletromiográficas do segmento OA (grupo OA) e D (grupo controle), nos músculos RF (*reto femoris*), VL (*vastus lateralis*), BF (*biceps femoris*), TA (*tibialis anterior*) e GL (*gastrocnemius lateralis*), na descer um degrau. Os valores de p correspondem as respostas da análise de covariância. Os dados foram normalizados pelo valor RMS da postura estática de cada sujeito.

DESCER DEGRAU	OSTEOATRITE		CONTROLE		p
	OA	DP	D	DP	
RF_RMS	2,35	1,06	3,39	2,02	0,025
VL_RMS	2,36	1,74	4,76	4,95	0,021
BF_RMS	2,35	1,66	2,63	2,53	0,84
TA_RMS	6,17	3,50	7,42	5,34	0,45
GL_RMS	2,86	2,31	3,24	3,19	0,77
RF_PRE	2,89	1,60	4,44	4,00	0,12
VL_PRE	2,53	1,79	5,10	6,12	0,18
BF_PRE	1,14	1,02	1,11	1,15	0,92
TA_PRE	2,26	2,61	2,30	2,70	0,64
GL_PRE	2,94	2,64	3,71	4,98	0,72
RF_POS	3,04	2,01	4,06	3,03	0,13
VL_POS	3,06	3,32	4,84	5,32	0,15
BF_POS	1,28	0,91	1,23	1,41	0,29
TA_POS	3,37	4,02	3,28	4,41	0,24
GL_POS	4,18	4,16	4,99	5,27	0,54
RF_RMS_Suporte	2,49	1,42	3,07	1,79	0,18
VL_RMS_Suporte	2,84	2,07	5,68	5,52	0,010
BF_RMS_Suporte	2,31	1,33	2,66	2,15	0,94
TA_RMS_Suporte	8,33	4,40	9,62	6,76	0,55
GL_RMS_Suporte	3,15	3,04	2,98	2,49	0,93

No RMS pré contato e pós contato na tarefa descer degrau, nenhum músculo apresentou diferença entre os grupos controle e OA. No RMS suporte, que indica a atividade muscular do segmento que permaneceu sobre o degrau desacelerando a descida, apenas o músculo VL foi menor no grupo OA que no grupo controle. Nos demais músculos não foi observada diferença entre os indivíduos com OA e o controle.

A Tabela 11 contém as médias e desvios padrão das correlações cruzadas feitas entre as curvas RMS das combinações RF-BF, VL-BF e TA-GL, para as três tarefas. Os coeficientes de determinação R^2 das correlações cruzadas foram apresentados e convertidos em porcentagem.

TABELA 11. Médias e desvios padrão (DP) dos valores de coeficiente de determinação (r^2), expressas em porcentagem, das correlações cruzadas entre as curvas RMS dos músculos, nas combinações RF (*reto femoris*) e BF (*biceps femoris*), VL (*vastus lateralis*) e BF e TA (*tibialis anterior*) e GL (*gastrocnemius lateralis*), para o segmento OA, do grupo OA, e para o segmento D, do grupo controle, nas tarefas marcha, levantar e sentar de uma cadeira e descer o degrau.

MARCHA	OSTEOARTRITE		CONTROLE		p
	Média	DP	Média	DP	
RF-BF	62,7	14,5	46,2	15,2	<0,001
VL-BF	70,1	13,6	54,0	15,4	<0,001
TA-GL	42,8	21,7	34,1	23,5	<0,001
LEVANTAR E SENTAR					
RF-BF	55,0	20,0	52,9	20,3	0,59
VL-BF	66,7	16,4	62,3	16,6	0,16
TA-GL	27,4	14,5	31,7	20,6	0,23
DESCER DEGRAU					
RF-BF	56,8	19,2	48,8	18,3	0,003
VL-BF	60,7	17,9	52,0	18,5	0,001
TA-GL	32,2	16,2	30,4	20,0	0,50

Na marcha, maior sincronização nas atividades musculares foi observada nos indivíduos com OA de joelho, em todas as correlações realizadas, RF-BF, VL-BF e TA-GL. Não foram observadas diferenças nas co-ativações durante o levantar e o sentar entre os grupos. No descer degrau, ativações mais coincidentes foram observadas nos indivíduos com OA nas combinações dos músculos RF-BF e VL-BF, mas não entre os músculos TA-GL.

No levantar e no sentar, mesmo sem diferença entre os grupos OA e controle, a co-ativação de RF-BF e de VL-BF apresenta nível alto de sincronicidade para ambos que denota que a ativação dos músculos apresenta considerável grau de dependência.

A Tabela 12 apresenta as médias e desvio padrão dos índices de co-contração, nas relações de ativação dos músculos RF e BF, VL e BF e GL e TA, nas diferentes janelas temporais nas três tarefas investigadas. Os valores de p indicam a significância entre os grupos OA e controle.

Na marcha, menor valor de índice de co-contração foi observado nos indivíduos com OA de joelho entre os músculos RF/BF e VL/BF, durante a fase de apoio, que nos indivíduos do grupo controle. Valores mais próximos de 1,0, nestes índices, denotam que as intensidades de contração foram mais semelhantes e, portanto, denotam maior

co-contração. Nas comparações dos músculos RF/BF e VL/BF, pode ser observado valores de índice muito próximos de 1,0, indicando maior co-contração. No pré contato, a co-contração foi maior nos indivíduos com OA, para as relações VL/BF e GL/TA, do que nos indivíduos do grupo controle. Não houve diferença na co-contração pós contato, na marcha.

TABELA 12. Médias e desvios padrão (DP) dos valores co-contração, nos diferentes intervalos de análise e nas tarefas marcha, levantar e sentar de uma cadeira e descer o degrau, para o segmento OA, do grupo OA, e para o segmento D, do grupo controle. As relações de co-contração foram investigadas entre os músculos RF (*reto femoris*) e BF (*biceps femoris*), VL (*vastus lateralis*) e BF e GL (*gastrocnemius lateralis*) e TA (*tibialis anterior*).

MARCHA	OSTEOARTRITE		CONTROLE		p
	Média	DP	Média	DP	
RF/BF	1,11	0,96	1,84	1,54	0,002
VL/BF	1,01	0,89	3,44	2,69	<0,001
GL/TA	0,90	0,69	0,74	0,58	0,92
RF/BF Pré contato	2,80	1,31	1,66	1,38	0,34
VL/BF Pré contato	1,00	0,84	1,22	0,96	0,01
GL/TA Pré contato	0,55	0,38	0,75	0,47	0,01
RF/BF Pós contato	1,28	0,85	0,90	0,75	0,50
VL/BF Pós contato	0,97	0,82	1,21	0,99	0,06
GL/TA Pós contato	0,44	0,33	0,44	0,31	0,52
LEVANTAR E SENTAR					
RF/BF Levantar	8,10	9,09	4,76	4,23	0,33
VL/BF Levantar	5,40	6,26	4,68	4,03	0,99
GL/TA Levantar	0,12	0,19	0,28	0,41	0,022
RF/BF Sentar	2,51	3,33	2,68	2,43	0,65
VL/BF Sentar	2,84	4,65	4,10	4,92	0,041
GL/TA Sentar	0,33	0,46	0,38	0,41	0,80
DESCER DEGRAU					
RF/BF RMS	1,39	1,04	2,09	1,77	0,06
VL/BF RMS	1,46	1,95	2,75	3,05	0,73
GL/TA RMS	0,83	1,28	1,10	2,00	0,53
RF/BF Pré contato	5,61	6,33	7,30	8,83	0,35
VL/BF Pré contato	4,79	6,04	6,22	6,66	0,12
GL/TA Pré contato	2,35	3,62	2,22	2,67	0,59
RF /BF Pós contato	4,18	4,31	6,11	5,95	0,08
VL/BF Pós contato	4,51	6,82	6,51	8,34	0,028
GL/TA Pós contato	2,50	3,76	3,01	4,12	0,36
RF/BF Suporte	1,68	1,37	3,17	2,93	0,14
VL/BF Suporte	2,07	2,04	5,98	7,69	0,023
GL/TA Suporte	0,72	1,12	0,60	0,99	0,53

No levantar, apenas um índice de co-contracção foi diferente entre os grupos, GL/TA. Na relação GL/TA, maior co-contracção foi observada no grupo OA que no grupo controle. No sentar, valores diferentes de co-contracção foram obtidos apenas na relação VL/BF, na qual maior co-contracção foi observada no grupo OA que no grupo controle.

No descer degrau, o grupo OA apresentou maior co-contracção na relação dos músculos VL/BF, no instante pós contato com o solo com o segmento que iniciou a descida (VL/BF pós contato) e no segmento que desacelerou a descida nos momentos pós-contato (VL/BF Suporte). Nos índices da fase de apoio do primeiro apoio e nos índices pré-contato não foram observadas diferenças na co-contracção entre os grupos.

8. DISCUSSÃO

8.1. Técnica de movimento e sua influência no controle das cargas mecânicas.

Os indivíduos com OA de joelho foram mais lentos na execução das três tarefas analisadas, marcha, levantar e sentar e descer degrau. Os escores de intensidade da dor, de grau de rigidez articular e de grau de funcionalidade dos indivíduos com OA de joelho foram piores do que os dos indivíduos do grupo controle. Outros estudos também já reportaram que há uma tendência de indivíduos com OA de joelho em reduzir a velocidade de execução do movimento de atividades de vida diária, como as investigadas no presente estudo (PATSIKA; KELLIS; AMIRIDIS, 2011; TURCOT et al., 2012; SEGAL et al., 2013; ANAN et al., 2014). Contudo, as velocidades de execução de movimento observadas na literatura são geralmente mais altas que as apontadas no presente estudo e as diferenças entre os grupos controle e OA de joelho são maiores. Essa pode ser uma possível explicação para as poucas diferenças observadas entre os grupos e segmentos no presente estudo. Há evidências de que as velocidades de execução de movimento mais baixas podem ser uma estratégia adotada pelos indivíduos com OA para diminuir a sensação de dor, por exemplo, pois há evidências na literatura de que os escores de WOMAC apresentam correlação positiva com o tempo para levantar de uma cadeira, ou seja, quanto maior o escore do WOMAC, maior o tempo para se levantar (TURCOT et al., 2012).

Na marcha, o pico de flexão do quadril no contato inicial foi menor para os indivíduos com OA de joelho quando comparados ao grupo controle, sendo que não houve diferença significativa entre os segmentos. Mündermann, Dyrby e Andriacchi (2005) não observaram diferenças nas variações angulares da articulação do quadril no plano sagital entre indivíduos com OA e assintomáticos. É possível que essa diferença no quadril esteja associada ao menor comprimento de passada também observado para esse grupo de indivíduos. Mesmo usando a velocidade de locomoção como uma covariável, todos os parâmetros do ciclo da passada foram diferentes entre os grupos e é possível que o comprimento de passada tenha influenciado o ângulo máximo de flexão nos indivíduos com OA.

Não foram observadas diferenças significativas no pico de flexão de joelho na fase de contato da marcha. O pico de extensão do joelho no apoio foi menor para o grupo OA comparado ao grupo controle, o que resultou em uma menor ADM dessa articulação. Essa menor ADM na articulação do joelho pode estar associada à maior rigidez articular nos indivíduos com OA, característica comumente observada em decorrência dessa doença (MESSIER, et al., 1992). A ADM da articulação do joelho durante a fase de balanço foi menor para o grupo OA quando comparado ao grupo controle.

Já foi observado na literatura que indivíduos com OA de joelho apresentam menor amplitude de movimento no joelho durante o ciclo da passada da marcha, tanto na fase de apoio como na fase de balanço. Indivíduos com OA de joelho podem apresentar variação no ângulo do joelho no instante do contato com o solo, podendo este estar mais estendido ou fletido. Também há divergência com relação à amplitude de flexão do joelho no início contato que pode ser menor em indivíduos com OA, mas também podem não apresentar diferença entre os grupos nos ângulos máximos de flexão após contato ou no tempo para obter este ângulo máximo. É possível que, a presença de alterações cinemáticas na marcha dependa das características do acometimento no joelho dos indivíduos com OA (MESSIER et al., 1992; GÖK; ERGIN; YAVUZE, 2002).

O grupo com OA iniciou o contato com o solo na marcha com o pé mais aplanado, ou seja, com maior ângulo de plantiflexão do tornozelo comparado aos

indivíduos do grupo controle. Isso pode estar associado a menor flexão do quadril no início do contato para esse grupo, o que permite que nesse instante da passada o pé não esteja tão anteriorizado em relação ao corpo. Não foram observadas diferenças nas variações angulares do tornozelo na literatura (MÜNDERMANN, DYRBY e ANDRIACCHI, 2005).

Embora possam ser observadas algumas alterações cinemáticas, nas articulações do quadril, joelho e tornozelo, observa-se que o controle das cargas mecânicas não foi afetado. Na marcha, os resultados de primeiro pico e de taxa de crescimento do primeiro pico não foram diferentes entre os grupos. O aparelho locomotor tem grande importância no controle das cargas mecânicas, sendo que estratégias como flexionar o joelho logo após o contato na fase passiva do movimento e iniciar o contato com o pé mais aplanado favorecem o controle das cargas mecânicas (CAVANAGH; LAFORTUNE, 1980; CLARKE; FREDERICK; COOPER, 1983). No presente estudo, embora algumas alterações cinemáticas tenham sido observadas, o ângulo no instante do contato e o pico de flexão do joelho nos instantes iniciais da fase de apoio não foram diferentes nos indivíduos com OA do que no grupo controle. Além disso, a maior plantiflexão no início do apoio denota possível mudança de técnica de movimento de retropé para médio-pé. Cavanagh e Lafortune (1980) apontaram que a técnica do médio-pé é capaz de atenuar mais cargas mecânicas que a técnica do retropé. Portanto, essa forma de iniciar o contato com o solo pode ser mais uma estratégia para atenuar as cargas mecânica e reduzir as forças que incidem na articulação doente.

No levantar e sentar em uma cadeira, nenhuma diferença significativa foi observada nas características cinemáticas entre os grupos ou entre os segmentos. Mesmo sendo o levantar e sentar uma tarefa mais exigente, na qual os indivíduos com OA poderiam ter modulado o movimento de forma distinta, a técnica de execução do movimento foi muito semelhante. É possível que, a ausência de diferenças significativas nas variações angulares desta tarefa tenha ocorrido em função da característica restritiva da tarefa, na qual a amplitude de movimento estava restringida pela posição sentada na cadeira e pela posição em pé ereta.

Turcot et al. (2012) e Anan et al. (2014) observaram maior inclinação anterior de tronco e maior inclinação lateral do tronco no sentido do segmento CL. Não foi observada maior flexão de quadril nos indivíduos com OA nesta tarefa, sugerindo que não houve maior inclinação anterior do tronco. Essas inclinações deslocam a projeção do centro de massa para a base de apoio do segmento não acometido e isso levaria à assimetria na FRS e às diferenças nos momentos extensores entre os segmentos nos indivíduos com OA de joelho (TURCOT et al., 2012). É possível que inclinações do tronco maiores nos indivíduos com OA de joelho não tenham sido identificados em função de diferenças metodológicas entre os estudos na determinação desse movimento, pois no presente estudo não foram posicionados marcadores reflexivos no tronco dos indivíduos e isso pode ter subestimado as inclinações anteriores do tronco nesta tarefa de levantar e sentar.

No presente estudo não foi observada assimetria entre os segmentos na componente vertical da FRS nos indivíduos com OA, mas foi observada assimetria no grupo controle, no qual o segmento D apresentou maior pico de força vertical que o segmento CL, no levantar e no sentar. Assimetrias foram observadas na literatura em indivíduos com OA no joelho. Sugere-se que essas assimetrias ocorreram possivelmente para poupar o segmento mais acometido pela OA em função da dor reportada pelos indivíduos com OA, conforme apontado por Christiansen e Stevens-Lapsley (2010) e Luepongsak et al. (2002). Neste movimento de levantar e sentar em uma cadeira, as amplitudes de movimento são maiores do que na marcha durante fase de apoio, por exemplo. Não ter assimetria, entre os segmentos, nos indivíduos com OA, pode indicar não uma tendência a poupar o segmento OA, mas sim um possível controle para não sobrecarregar mais o joelho com OA.

No descer degrau, não foram observadas diferenças nos parâmetros cinemáticos das articulações do quadril e joelho. Diferenças foram observadas apenas no tornozelo, sendo que o segmento CL dos indivíduos com OA apresentou ADM significativamente maior que os segmentos dos indivíduos do grupo controle. Lessi et al. (2012), Duffell et al. (2014) e Sanchez-Ramirez et al. (2016) também não observaram diferenças nos parâmetros cinemáticos de quadril e joelho entre indivíduos com OA e controle. Contudo, alguns estudos observaram diferença na amplitude de flexão de joelho, no

qual indivíduos com OA apresentaram menor amplitude que indivíduos assintomáticos (HINMAN et al., 2002; CHILDS et al., 2004).

Curiosamente, diferenças cinemáticas que foram observadas na marcha, principalmente nas variações angulares do joelho, não foram observadas nas demais tarefas, como levantar e sentar e descer degrau. Algumas especulações podem ser apontadas: é possível que o estágio de progressão da doença e das degenerações nas estruturas articulares não tenham alcançado níveis de gravidade que pudessem suscitar respostas cinemáticas diferentes nestas tarefas. Na classificação de Kellgren e Lawrence (1957) o grau três que corresponde ao nível moderado, sugere que neste nível haja diminuição de espessura da cartilagem articular associada a esclerose de osso subcondral. No joelho os níveis maiores ou menores desses acometimentos, isso ainda associado aos desalinhamentos articulares, podem suscitar variações nas respostas dos movimentos realizados (MESSIER et al., 1992; GÖK; ERGIN; YAVUZE, 2002).

Também é possível especular que na marcha, as demandas de controle articular e de amplitude de movimento sendo menores, que no descer degrau e no levantar e sentar, respectivamente, permitam que o aparelho locomotor se ajuste mais livremente às condições de eventual presença de dor, aumento de rigidez articular e de possível diminuição de força de grupamentos musculares. Dessa forma, na tarefa de levantar e sentar de uma cadeira, a grande amplitude de movimento e relativa demanda de força, e no descer degrau, a necessidade de controle das articulações na aterrissagem e a necessidade de atenuação das cargas mecânicas, parecem deixar pouco espaço para grandes variações na técnica de movimento.

Não foram observadas diferenças consideráveis nas cargas mecânicas associadas à FRS nos indivíduos com OA de joelho e os indivíduos saudáveis, em nenhum dos três movimentos investigados. Mesmo levando em consideração que o segmento OA apresentava gravidade maior de degeneração articular que o segmento CL dos indivíduos com OA, não foi observada a tendência por parte desses indivíduos em poupar o joelho com maior gravidade de doença. O maior pico de força no segmento D em relação ao segmento CL, no grupo controle, denota a tendência de dominância nos segmentos destes indivíduos, que no grupo OA não foi observado. No

levantar de uma cadeira, há evidências na literatura de que indivíduos com OA de joelho apresentam assimetria maior entre os segmentos que indivíduos saudáveis no primeiro pico de força vertical entre os dois apoios ao levantar de uma cadeira (TURCOT et al., 2012), porém há evidências de ausência assimetrias e de diferença no pico de força vertical da FRS entre indivíduos com OA e assintomáticos (BOUCHOURAS et al., 2015). Ao descer escadas, indivíduos com OA de joelho tendem a apresentar maior pico de força e maior taxa de crescimento de força do que indivíduos assintomáticos (LIKAVAINIO et al., 2007). A ausência de diferenças possivelmente ocorreu por conta de algum ajuste na técnica de movimento ao realizar estas tarefas em associação com as diferenças na velocidade de execução do movimento.

Nos movimentos de adução e abdução do quadril e joelho, observou-se na marcha, que os indivíduos com OA de joelho apresentaram abdução no joelho ao longo de todo ciclo da passada, nos dois segmentos. Já a articulação do quadril na marcha se manteve adução de quadril durante a fase de apoio nos dois grupos e para os dois segmentos. Essa adução é apontada como sendo consequência principalmente do desabamento da pelve sobre o fêmur, promovendo adução do quadril (SIMONEAU, 2002) ou devido à falta de estabilização ativa adequada por parte dos abdutores do quadril (MACKINNON; WINTER, 1993).

Na tarefa de descer degrau, esta possível falta de estabilização da pelve também foi observada, pois o quadril fez uma abdução quando em suspensão e balanço e uma adução em condições de descarga de peso. Este comportamento durante a descarga de peso possivelmente reflete a falta de estabilização do quadril, comentada anteriormente (MACKINNON; WINTER, 1993), permitindo o desalinhamento da pelve (SIMONEAU, 2002) e isto explicaria a adução do quadril no segmento de apoio e a abdução do quadril no segmento em suspensão, semelhante ao observado na marcha.

Diferente da marcha, na tarefa de levantar e sentar de uma cadeira, o apoio bipodal impossibilita os desabamentos pélvicos, o que explicaria a continua abdução dos quadris dos dois grupos, nos dois segmentos. Aparentemente as variações angulares do quadril durante o levantar e sentar, que afetam os movimentos do joelho

abdução, ocorrem por falta de estabilização adequada da musculatura abdutora do quadril.

Na marcha, adultos saudáveis apresentam uma quantidade de abdução no joelho com pequena variação (APKARIAN; NAUMANN; CAIRNS, 1989; LAFORTUNE et al., 1992). No presente estudo, os dois grupos de idosos, saudáveis e com OA, apresentaram abdução de joelho durante a fase de apoio. Estes resultados não estão em concordância com os dados da literatura, na qual indivíduos com OA de joelho em compartimento medial apresentaram adução no joelho (BUTLER et al., 2011). Comportamento semelhante aos observados no presente estudo, Butler et al. (2011) observaram em indivíduos com OA de joelho com comprometimento em compartimento lateral (deformação em valgo).

A adução de quadril e a abdução de joelho indicam um alinhamento em valgo durante a fase de apoio. Seria esperado para indivíduos com OA de joelho, principalmente em decorrência da deformidade, um alinhamento em varo dos segmentos coxa e perna. Contudo, o desabamento do joelho ocorre continuamente com a progressão da doença e com a deterioração das estruturas articulares (KELLGREN, 1979; FARROKHI et al., 2013). Em estudo realizado com indivíduos com OA de joelho em nível menos avançado (grau 2 na escala Kellgren Lawrence), nenhuma diferença significativa foi observada nos parâmetros cinemáticos da marcha entre os indivíduos com OA e os sujeitos do grupo controle. Isso sugere que em fases iniciais de surgimento da OA no joelho, talvez ainda não seja possível observar diferenças nas características da marcha (DUFFELL et al., 2014). Os resultados do presente estudo parecem indicar que a cinemática do joelho de adução e abdução esteja principalmente associada às características de deformação e desalinhamento do joelho e que em nível moderado de OA, as deformações podem também não ser suficientes para suscitar características cinemáticas diferentes durante a realização do movimento.

Os segmentos que permaneceram sobre o degrau para o controle da descida, apresentaram progressiva abdução nos joelhos nos indivíduos com OA e aparente estabilidade com variações angulares pequenas em adução e abdução, durante a flexão dos joelhos para a descida do degrau. Especula-se que essa característica de

movimento seja resultante da falta de estabilização do quadril, o que apresenta reflexo na articulação do joelho promovendo o valgo observado, conforme já discutido. Durante a descida, o segmento que permaneceu no degrau precisa sustentar todo o peso do corpo em apoio unipodal. Em situações de falta de adequada estabilização do quadril, o peso do corpo tenderá a promover uma adução no quadril deste segmento.

8.2 Momentos articulares, eficiência do movimento e solicitação mecânica

Ao analisar os momentos articulares do quadril durante o ciclo da marcha foi verificado menor pico de momento flexor do quadril no final da fase contato para o grupo OA, no segmento OA, comparado ao segmento CL dos dois grupos, bem como menor momento flexor do quadril na fase de apoio para o segmento D comparado ao segmento CL do grupo controle. Estes resultados não estão em concordância com a literatura, que observou pico de momento flexor aproximadamente 18% maior em indivíduos com OA (MÜNDERMANN; DYRBY; ANDRIACCHI, 2005). O momento flexor tem a função de desacelerar a extensão do quadril no final da fase de apoio e gerar o movimento de flexão do quadril em preparação para a fase de balanço (WINTER, 1984). Uma vez que o comprimento de passo e a velocidade de locomoção são menores ($p=0,004$ e $p<0,001$, respectivamente) nos indivíduos com OA de joelho, é possível que não seja necessário um momento flexor de quadril da magnitude da gerada pelo grupo controle.

Não foram verificadas diferenças entre os grupos e os segmentos nos momentos articulares analisados no joelho (TABELA 1). Kaufman et al. (2001) observou menor pico de momento extensor no início do apoio da marcha e menor momento flexor no final da fase de apoio, nos indivíduos com OA. Astephen et al. (2008) também reportou diminuição do pico do momento flexor do joelho em indivíduos com OA, nos instantes iniciais da fase de apoio. Os autores comentam que essa diminuição nos momentos extensores é uma tentativa de diminuir as solicitações mecânicas articulares e a sensação de dor (KAUFMAN et al., 2001). Gök, Ergin e Yavuzer (2002) observaram que indivíduos com OA apresentam um momento extensor maior no início da fase de apoio, e um momento flexor menor na fase terminal do apoio. Segundo os autores, esse momento extensor maior nos indivíduos com OA indica possível maior exigência

de quadríceps para controle articular. Mündermann, Dyrby e Andriacchi, (2005) não observaram diferenças nos momentos articulares do joelho entre indivíduos com OA e indivíduos do grupo controle. Portanto, parece haver concordância de que o menor momento extensor é uma tentativa de reduzir as cargas mecânicas sobre o aparelho locomotor e a exigência de força por parte do quadríceps femoral. Parece haver certa variação nos resultados dos momentos extensores e flexores no joelho que pode estar associado às diferenças que indivíduos com OA apresentam na sensação de dor e nas características de degeneração das estruturas articulares.

No ciclo de passada da marcha, foi verificado maior pico de momento dorsiflexor no contato para o grupo OA, comparado ao grupo controle, e menor pico de momento dorsiflexor no contato para o segmento OA, comparado ao segmento CL do grupo OA. Esses menores momentos dorsiflexores verificados para o grupo OA no segmento OA, podem ser explicados pelo fato desse grupo realizar o contato inicial com maior ângulo de plantiflexão (TABELA 1), o que diminui a necessidade da ação dos músculos dorsiflexores para controlar o aplanamento do pé. Foi observado, também, menor pico de momento interno plantiflexor do tornozelo no final da fase de apoio para o grupo OA comparado ao grupo controle. Isso pode estar associado à menor eficiência dos indivíduos com OA para realizar propulsão, que está associada ao momento plantiflexor nessa fase do ciclo da marcha (WINTER, 1984).

No levantar e sentar, não foram observadas diferenças significativas nos picos de momentos extensores do quadril e tornozelo, nas tarefas de levantar e sentar. No joelho, o pico de momento extensor foi menor no segmento OA, que no segmento CL, dos indivíduos com OA e que no segmento D, dos indivíduos do grupo controle. Os resultados da literatura apontam para características semelhantes nas articulações do quadril e tornozelo, sem diferenças nos valores máximos e médios de momentos articulares durante esta tarefa (TURCOT et al., 2012; ANAN et al., 2014). No joelho, diferenças são reportadas nos momentos articulares entre indivíduos com OA de joelho e indivíduos controle. O momento extensor médio do joelho foi menor em indivíduos com OA, enquanto o pico de momento extensor não apresentou diferença (ANAN et al., 2014). O momento extensor médio indica a demanda de controle articular em determinada fase do movimento. Essa variação nos momentos de pico ou momento

médio denota a variação grande que pode ser observada entre indivíduos nos momentos articulares, conforme observado por Winter (1984), que observou que variações angulares semelhantes podem ser obtidas com diferentes características de momentos articulares.

Aparentemente, os momentos articulares do joelho são sensíveis à presença da OA e esses menores momentos extensores podem, como discutido para a marcha, ser uma estratégia para diminuir as solicitações mecânicas articulares e a sensação de dor (KAUFMAN et al., 2001). Contudo, a característica de menor momento extensor no joelho durante a tarefa de levantar e sentar pode indicar alguma alteração na eficiência em executar a tarefa, em indivíduos com OA. Momentos extensores menores podem indicar maior dificuldade em controlar a articulação do joelho durante o sentar e maior dificuldade em produzir movimento durante o levantar. Contudo, é possível também que os momentos extensores menores durante o levantar e sentar sejam um ajuste em função da velocidade menor de realização da tarefa nos indivíduos com OA.

Não houve tendência em poupar o segmento OA nas outras tarefas, marcha e descer degrau, ao considerar os momentos articulares. É possível que a sensação de dor que suscite a tendência a poupar o segmento esteja associada mais à amplitude de movimento da tarefa do que à carga mecânica aplicada sobre a articulação com OA. Na tarefa de levantar e sentar, a amplitude de movimento necessita ser grande, caso contrário, a pessoa não se levanta ou senta na cadeira.

No descer degrau, não foram observadas diferenças nos picos de momentos articulares no quadril, joelho e tornozelo. Aparentemente, não houve diminuição na eficiência em realizar esta tarefa, nem aumento da solicitação mecânica na articulação. Assim como na marcha, os momentos articulares não foram afetados pela presença da OA. Nesta tarefa, os indivíduos tinham que descer uma altura de 20cm, que demanda certo controle. A ausência de diferença entre os grupos no presente estudo nos momentos extensores do joelho, por exemplo, denota que apesar da OA no joelho, certa quantidade de esforço é necessária para que a tarefa seja executada adequadamente. É possível que a exigência da tarefa não permita que uma articulação com certo grau de degeneração seja poupada, como no levantar e sentar. Isso traria possíveis consequências como aumento da sensação de dor e desconforto, como foi

observado no presente estudo, pois dos 18 sujeitos com OA de joelho, apenas 14 executaram a tarefa durante a coleta de dados. Os demais executaram a tarefa uma única vez e depois consideraram melhor não realizar nova tentativa do experimento.

Não houve diferença entre os picos de momentos adutores de joelho de indivíduos com OA e indivíduos saudáveis na marcha. Os momentos adutores de joelho e quadril nas tarefas levantar e sentar da cadeira também foram semelhantes entre os grupos e segmentos. A altura de queda de 20 cm não interferiu nos momentos adutores das articulações. Na marcha, em alguns estudos, foram observados momentos adutores de joelho semelhantes entre indivíduos com OA e indivíduos saudáveis (CREABY; BENNELL; HUNT, 2012; TURCOT et al., 2012), mas em outros estudos, o momento adutor de joelho foi maior nos indivíduos com OA (BALIUNAS et al., 2002; GÖK; ERGIN; YAVUZER, 2002; MÜNDERMANN; DYRBY; ANDRIACCHI, 2005; BUTLER et al., 2011). No descer degrau, foi observado pico do momento adutor externo do joelho maior em pacientes com OA do que em pacientes assintomáticos (GUO; AXE; MANAL, 2007; SACCO et al., 2012).

O momento adutor é um parâmetro importante para investigar a distribuição de carga mecânica articular nos compartimentos medial e lateral do joelho (SCHIPPLEIN; ANDRIACCHI, 1991). O momento adutor vem sendo usado como indicador de aumento de concentração de cargas mecânicas no compartimento medial da articulação tíbiofemoral (MÜNDERMANN; DYRBY; ANDRIACCHI, 2005).

Não foi observado magnitude de momento adutor consistentemente maior no segmento OA do que no segmento CL e nos segmentos do grupo controle. Isso é um fator positivo, pois indica que apesar da OA de joelho em nível moderado, os indivíduos conseguiram manter as magnitudes de momentos adutores em níveis semelhantes aos do grupo controle. Especula-se, com esses resultados, que a distribuição das cargas compressivas no compartimento medial da articulação tíbiofemoral não sejam maiores que os observados nos indivíduos do grupo controle.

Não é possível determinar precisamente a causa dos momentos adutores semelhantes, mas possivelmente se deve a uma estratégia adotada pelos sujeitos para diminuir as cargas mecânicas transmitidas ao aparelho locomotor, como por exemplo, adotar um alinhamento em valgo durante a realização das tarefas. Butler et al (2011)

observou que o momento adutor diminui de um alinhamento em varo para um alinhamento normal e de um alinhamento normal para um alinhamento em valgo. A partir destes resultados, também é possível especular que o desalinhamento em varo dos indivíduos do presente estudo ainda não esteja em níveis tão avançados.

Nos indivíduos com OA de joelho, durante a descida do degrau, o pico de momento adutor no joelho foi maior no segmento CL do que no segmento OA. Isso denota que o segmento CL recebe uma carga mecânica maior quando o primeiro contato é feito com o mesmo. Isso talvez indique que quando o segmento OA sustenta e desacelera a descida, o mesmo não é tão eficiente do que quando o controle e a sustentação da descida são feitos pelo segmento CL. Parece que a descida é mais eficiente quando o segmento com maior acometimento de OA inicia a descida.

O mesmo comportamento foi observado nos indivíduos do grupo controle, pois o pico de momento adutor do joelho do segmento CL foi maior que os picos de momentos adutores dos segmentos OA e D. Nos indivíduos saudáveis parece que o controle das cargas mecânicas é melhor quando o segmento D inicia a descida. Contudo, vale lembrar que não foram medidas as forças aplicadas, nem os momentos articulares sobre o segmento de sustentação. Por isso, esta especulação sobre a estratégia para a melhor descida de um degrau está exclusivamente pautada nos momentos articulares do segmento que iniciou o contato com o solo.

Já foi indicado na literatura que o momento adutor externo do quadril menor apresenta um aspecto positivo por diminuir a exigência de controle por parte da musculatura abduutora do quadril (MÜNDERMANN; DYRBY; ANDRIACCHI, 2005), mas o momento adutor externo maior no quadril não necessariamente seria negativo, pois ele parece indicar maior controle nos deslocamentos horizontais da pelve e o controle nas magnitudes do momento adutor do joelho (CHANG et al., 2005; TAKACS; HUNT, 2012). Nesse sentido, quanto maior o momento adutor externo do quadril, maior será a exigência de estabilização ativa e passiva do quadril e da pelve. Caso ocorra enfraquecimento muscular dos abdutores do quadril, poderá ocorrer o desabamento da pelve, que aumentará a inclinação lateral do tronco e deslocará o centro de massa do tronco no sentido do segmento contralateral, resultando no aumento do braço de

alavanca e do momento adutor sobre o joelho (CHANG et al., 2005; TAKACS e HUNT, 2012).

Nos resultados do presente estudo, na marcha, momentos adutores maiores no quadril foram observados no segmento D dos indivíduos saudáveis, quando comparado como segmento OA e o segmento CL do grupo controle. No levantar e sentar, os momentos adutores do quadril maiores no segmento CL, não afetaram os momentos adutores do joelho. No descer degrau, no quadril, não foram observadas diferenças entre os segmentos dos indivíduos com OA de joelho. Contudo, nos indivíduos saudáveis, foi observado pico de momento adutor maior no segmento CL do que nos segmentos D e OA, sem diminuição nos momentos adutores do joelho.

É possível que exista alguma relação entre os momentos adutores do quadril e os momentos adutores do joelho, mas no presente estudo tal relação não foi observada de forma consistente. Momentos adutores externos maiores de quadril, não influenciaram os momentos adutores do joelho para que fossem menores. Acredita-se que a investigação dessa associação precise ser um pouco mais aprofundada antes que em movimentos complexos de execução de atividade cotidianas essa relação possa ser compreendida.

8.3 Ativação muscular, co-ativação e co-contração

Na intensidade de ativação muscular, de uma forma geral nas três atividades cotidianas investigadas, as diferenças apontaram para maior intensidade de ativação muscular nos indivíduos saudáveis. Duas exceções foram observadas na marcha, na qual o GL no pré-contato e o RF no pós-contato apresentaram maior ativação nos indivíduos com OA de joelho.

FIGURA 41. Média e desvio padrão (DP) das atividades eletromiográficas do segmento OA (grupo OA) e segmento D (grupo controle), nos músculos RF (*reto femoris*), VL (*vastus lateralis*), BF (*biceps femoris*), TA (*tibialis anterior*) e GL (*gastrocnemius lateralis*), na marcha em velocidade autosselecionada. Os dados RMS foram normalizados pelo valor RMS médio na postura estática, para cada sujeito (RMS/RMS estático).

Nos parâmetros que representam a fase de apoio total nas atividades investigadas, a marcha foi a atividade cotidiana que mais diferenças apresentou (FIGURA 41). Na marcha, os músculos VL, BF e GL apresentaram intensidades de ativação maiores nos indivíduos saudáveis (parâmetro RMS). No levantar e sentar (FIGURA 42), apenas o músculo VL apresentou intensidade maior nos indivíduos saudáveis e no descer degrau (FIGURA 43), no primeiro contato com o solo, os músculos RF e VL apresentaram intensidades de ativação maior nos indivíduos saudáveis (parâmetro RMS), e no segmento que desacelerou a descida (RMS Suporte), a intensidade de ativação foi maior na ausência de OA. Estes resultados estão em discordância com os resultados apresentados na literatura (CHILDS et al., 2004; HORTOBÁGYI et al., 2005; LIIKAVAINIO et al. 2010).

FIGURA 42. Média e desvio padrão dos valores RMS da atividade eletromiográfica dos músculos RF (*reto femoris*), VL (*vastus lateralis*), BF (*biceps femoris*), TA (*tibialis anterior*) e GL (*gastrocnemius lateralis*), na tarefa levantar e sentar, separadamente, para grupo OA e controle. Os dados RMS foram normalizados pelo valor RMS médio na postura estática, para cada sujeito (RMS/RMS estático).

O VL e RF, como representante do músculo quadríceps, são particularmente importantes no controle da articulação do joelho e atenuação das cargas mecânicas, principalmente nos instantes iniciais de contato do pé como solo (JONES; WATT, 1971; McCLAY; LAKE; CAVANAGH, 1990; WALL, 2001), em situações como a marcha, corrida e aterrissagem na descida de um degrau. A ausência de diferenças na ativação destes músculos no grupo OA, tanto na marcha quanto no descer degrau, parece indicar que apesar da doença, os indivíduos com OA de joelho garantiram intensidades de ativação semelhantes às intensidades de indivíduos saudáveis, para o controle das cargas mecânicas. Estes resultados estão em concordância com Liikavainio et al. (2010).

FIGURA 43. Média e desvio padrão (DP) das atividades eletromiográficas do segmento OA (grupo OA) e D (grupo controle), nos músculos RF (*reto femoris*), VL (*vastus lateralis*), BF (*biceps femoris*), TA (*tibialis anterior*) e GL (*gastrocnemius lateralis*), na tarefa descida do degrau com o segmento OA (DOA) ou com o segmento contralateral (DCL). Os dados RMS foram normalizados pelo valor RMS médio na postura estática, para cada sujeito (RMS/RMS estático).

Contudo, a velocidade de descida e a velocidade de locomoção na marcha dos indivíduos com OA foram menores que no grupo controle. Liikavainio et al. (2010) observaram que em velocidades maiores de descida de degrau, por exemplo, a atividade muscular precisa ser maior para promover o controle e a atenuação destas cargas. Nesse sentido, atividades musculares semelhantes em velocidades menores de execução de movimento podem indicar que os indivíduos com OA necessitaram aumentar a ativação muscular para ter controle das cargas mecânicas do movimento, o que pode denotar menor eficiência dos músculos.

Indivíduos com OA de joelho tendem a apresentar níveis de força muscular menores, principalmente nos músculos extensores do joelho (SLEMENDA et al., 1997; O'REILLY et al., 1998; BENNELL et al., 2011). Fonseca et al. (2006) observaram que

indivíduos cujos músculos apresentaram torque isocinético menor, apresentavam atividade muscular maior durante a marcha e durante a aterrissagem de saltos, em possível compensação para garantir estabilidade articular e controle de cargas externas. É possível que os indivíduos com OA, participantes deste estudo, apresentem algum nível de perda de força e, em função disso, mesmo em velocidades menores de execução de movimento, as atividades musculares foram semelhantes aos de indivíduos saudáveis, nos músculos que controlam o joelho.

O músculo BF vem sendo reportado como apresentando atividade muscular maior em indivíduos com OA de joelho em diferentes movimentos de vida diária (CHILDS et al., 2004; HORTOBÁGYI et al., 2005; LIIKAVAINIO et al. 2010; SANCHEZ-RAMIREZ et al., 2016). Contudo, no presente estudo na marcha, no levantar e sentar e no descer degrau, a intensidade de ativação do BF foi semelhante ou menor nos indivíduos com OA que no grupo controle.

No levantar e no sentar, uma única atividade muscular foi diferente entre os grupos. A intensidade de ativação do músculo VL foi significativamente maior nos indivíduos saudáveis (Figura 42). Nenhuma outra diferença foi observada. Há divergência na literatura com relação à atividade muscular durante o levantar e o sentar. Em alguns casos não foram observadas diferenças entre indivíduos com OA e saudáveis (PATSIKA; KELLIS; AMIRIDIS, 2011), em outros casos ativação menor foi observada em indivíduos com OA de joelho (BOUCHOURAS et al, 2015), com exceção do BF que ter ativação maior em indivíduos com OA (PATSIKA; KELLIS; AMIRIDIS, 2011; BOUCHOURAS et al, 2015). No presente estudo, a ativação maior do músculo VL na tarefa de levantar e sentar no grupo de indivíduos saudáveis pode ter ocorrido em decorrência da maior velocidade de realização do movimento que demandam ativações maiores para realizar o levantar e para controlar o sentar na cadeira.

As co-ativações musculares foram investigadas por meio da correlação cruzada das curvas RMS dos músculos. Os coeficientes de determinação R^2 apresentados em porcentagem denotam a intensidade da sincronização das atividades, ou seja, quanto maior o valor da co-ativação, mais coincidente é a ativação dos dois músculos analisados. Para esta análise, foram correlacionados os músculos RF e BF, VL e BF e TA e GL.

Na marcha, maior sincronização nas atividades musculares foi observada nos indivíduos com OA de joelho, em todas as correlações realizadas. Não foram observadas diferenças nas co-ativações durante o levantar e o sentar entre os grupos. No descer degrau, ativações mais coincidentes foram observadas nos indivíduos com OA somente entre os músculos RF-BF e VL-BF, mas não entre os músculos TA-GL.

Se considerado que a ativação de RF e BF podem servir como indicadores de músculos que controlam o quadril, VL e BF servem como indicadores de músculos que controlam o joelho e TA e GL como indicadores de controle do tornozelo, pode-se afirmar que temporalmente, as atividades musculares em indivíduos com OA apresentou maior coincidência que no grupo de indivíduos saudáveis, nas principais articulações de membros inferiores. Não se deve desconsiderar as diferenças que músculos monoarticulares e biarticulares apresentam em suas funções e características de ativação durante movimentos complexos (SAVELBERG; MEIJER, 2003). Apesar disso, as atividades de RF e BF exercem influência sobre a articulação do quadril, que nos permite afirmar que a OA parece interferir não somente na articulação que apresenta a lesão, mas nas articulações adjacentes também (MUNTON et al., 1981; CHILDS et al., 2004).

RF e BF, além de atuarem na articulação do quadril, também auxiliam na mobilização e controle dos movimentos do joelho em situação de cadeia cinética fechada como no caso da fase de apoio da marcha, do levantar e sentar e da fase de apoio do descer degrau. Essa ideia apoia-se na Teoria dos pseudo-antagonistas de Lombard (Paradoxo de Lombard), segundo o qual em situações de dois músculos biarticulares ativos com funções opostas, este músculo biarticular pode facilitar ou auxiliar a extensão de uma articulação, mesmo que sua função anatômica na articulação seja de flexão (KUO, 2001). Portanto, é possível especular que a co-ativação maior de RF-BF na marcha e no descer degrau em indivíduos com OA seja uma estratégia para aumentar a estabilidade da articulação do quadril e ao mesmo tempo auxiliar no controle na estabilidade da articulação do joelho.

No levantar e no sentar, diferente dos resultados obtidos no presente estudo, a co-ativação apresentou-se maior no grupo com OA do que no grupo controle (PATSIKA; KELLIS; AMIRIDIS, 2011; BOUCHOURAS et al, 2015). Mesmo sem

diferença entre os grupos OA e controle, a co-ativação de RF-BF e de VL-BF apresenta um nível alto de sincronicidade que denota que a ativação dos músculos apresenta um considerável grau de dependência. Isso provavelmente se deve à exigência de força e amplitude de movimento presente na tarefa de levantar de uma cadeira. Além disso, por estar o tempo todo em contato com o solo, há contínuo envio de informações via mecanismos proprioceptivos para ajustes no movimento. Portanto, na presença ou ausência da OA, as ações musculares precisam ser mais sincronizadas.

No descer degrau e na marcha, as co-ativações de RF-BF e VL-BF foram mais altas nos indivíduos com OA. Na articulação, a co-ativação de TA-GL foi maior apenas na marcha. Aparentemente, o tornozelo demanda maior estabilidade na marcha do que no descer degrau. Não há como ter certeza da causa dessa diferença, mas especula-se que isso possa ter relação com as magnitudes das forças horizontais (CAVANAGH; WILLIAMS; CLARKE, 1981; ZACHAZEWSKI; O´RILEY; KREBS, 1993) e/ou com as estratégias na técnica de movimento adotadas para iniciar o contato com o solo (LOY; VOLOSHIN, 1991), que podem ter demandas diferentes de sincronização das ações musculares.

As co-contrações foram investigadas por meio dos índices de co-contração que foram calculados nas relações dos valores RMS da atividade muscular entre os músculos RF/BF, VL/BF e GL/TA, para todas as três tarefas motoras. Nestes índices, valores inferiores a 1,0 indicam que, na relação de ativação entre os músculos, o RMS do músculo no denominador apresenta valor superior ao RMS do músculo que se encontra no numerador. Valor superior a 1,0 indica que o músculo que se encontra no numerador apresenta um valor RMS maior que o músculo que se encontra no denominador. Para maior rigidez e estabilidade articular (SOLOMONOW et al., 1987; HAGOOD et al., 1990) é mais interessante o índice de co-contração próximo a 1,0, pois quanto mais afastados deste valor, maior é a intensidade de ativação de um dos músculos em relação ao outro.

Na marcha, maior co-contração foi observada nos indivíduos com OA de joelho entre os músculos RF/BF e VL/BF, durante a fase de apoio, que nos indivíduos do grupo controle. Isso pode ser observado nos valores de índice muito próximos de 1,0. Esses resultados estão em consonância com os observados pela literatura (CHILDS et

al., 2004; HORTOBÁGYI et al., 2005), mas os resultados da literatura analisaram toda a fase de apoio, não analisando momento específicos durante o ciclo da passada da marcha, como os instantes pré e pós contato. No pré contato, a co-contração foi menor nos indivíduos com OA, para a relação VL/BF e para a relação GL/TA, do que nos indivíduos saudáveis. Não houve diferença na co-contração pós contato, na marcha. Esses resultados, sugerem que a estratégia de controle neuromuscular adotada pelos sujeitos com OA no presente estudo visou aumentar a rigidez e a estabilidade, preparatória à fase de apoio, nas articulações do joelho e tornozelo.

No levantar, apenas um índice de co-contração foi diferente entre os grupos, GL/TA. Na relação GL/TA, maior co-contração foi observada no grupo OA que no grupo controle. No sentar, valores diferentes de co-contração foram obtidos apenas na relação VL/BF, na qual maior co-contração foi observada no grupo OA que no grupo controle. Esses resultados não concordam com a literatura, na qual maior co-contração no joelho foi observada durante o levantar no grupo com OA do que no grupo controle (PATSIKA; KELLIS; AMIRIDIS, 2011; BOUCHOURAS et al, 2015). No presente estudo, maior nível de co-contração foi observado apenas durante o sentar, possivelmente como estratégia de maior controle e de estabilização durante a tarefa.

Segundo a literatura, embora a maior co-contração possa ser positiva do ponto de vista da estabilidade; nesta tarefa, a rigidez articular torna mais difícil produção de momentos extensores internos a favor do movimento. Com isso, indivíduos com OA são menos eficientes para se levantar de uma cadeira (PATSIKA; KELLIS; AMIRIDIS, 2011; ANAN et al., 2015). No presente estudo, não há evidências nas co-contrações e até mesmo nas ativações musculares que indiquem menor eficiência em executar o movimento de levantar e sentar em uma cadeira.

No descer degrau, o grupo OA apresentou maior co-contração na relação dos músculos VL/BF, no instante pós contato com o solo com o segmento que iniciou a descida (VL/BF pós contato) e no segmento que desacelerou a descida nos momentos pós-contato (VL/BF Suporte). Nos índices da fase de apoio do primeiro apoio e nos índices pré-contato não foram observadas diferenças na co-contração entre os grupos.

Na análise da co-contração no apoio do segmento contralateral à descida do degrau, que permanece no degrau controlando a descida (DCL), os índices de co-

contração foram maiores no grupo controle na comparação VL/BF, o que sugere que a diferença na intensidade de ativação foi menor nos indivíduos com OA. Essa é uma condição na qual há o apoio unipodal, com o segmento com maior grau de gravidade de OA, e ocorre a flexão de quadril e joelho, no qual os músculos monoarticulares encontram-se em contração excêntrica. Nesse sentido, a maior co-contração no joelho visa aumentar a rigidez para maior estabilização nas articulações. Esses valores associados às co-ativações indicam que essas articulações apresentam atividades musculares mais coincidentes nos indivíduos com OA. Estes dois aspectos podem ocorrer para maior proteção e controle à articulação na presença da OA.

Se considerado que a co-contração é positiva pois aumenta a rigidez da articulação e promove controle e estabilização; essa co-contração pode levar ao agravamento da OA, por aumentar as forças compressivas na articulação (LEWEK et al., 2004; HORTOBAGYI et al., 2005; HODGES et al., 2016; SANCHEZ-RAMIREZ et al., 2016), e ainda, considerando que a amplitude de movimento no quadril e no joelho do segmento que controla a descida, com descarga de peso com apoio unipodal é maior que a magnitude de flexão de quadril e joelho do segmento que aterrissa no solo (ANDRIACCHI et al., 1980), é razoável especular que seja mais adequado iniciar a descida como segmento com maior gravidade de OA no joelho, pois a sobrecarga articular será menor e haverá menor risco de agravar a lesão existente no joelho.

9. LIMITAÇÕES METODOLÓGICAS

No presente estudo algumas limitações podem ser apontadas, como o uso de uma ordem estabelecida para realização das tarefas investigadas. Deve-se ter em mente que algum grau de interferência a marcha teve sobre o levantar e sentar e ambos tiveram sobre o descer degrau. Essa interferência pode ser desde algum nível de cansaço até algum aumento, mesmo que pequeno, na sensação de dor ou desconforto na articulação com OA.

Outro fator que pode ter interferido nos resultados é a velocidade de locomoção e de execução do levantar e sentar e descer degrau mais baixos que a observada na literatura em indivíduos com OA de joelho. Essa velocidade mais baixa provavelmente diminuiu as diferenças que poderiam ser evidenciadas se as velocidades fossem mais

altas. Apesar disso, ainda foi possível observar diferenças nos índices de co-ativação e de co-contração dos indivíduos com OA de joelho em comparação com os indivíduos saudáveis. Talvez no futuro fosse interessante estabelecer uma velocidade confortável, mas mais alta para execução destas tarefas, para ver se as diferenças entre os grupos podem ser potencializadas.

Na determinação dos ângulos e dos momentos, certa imprecisão pode ter ocorrido, pois os marcadores reflexivos foram posicionados sobre a pele e a partir de modelos ocorre a estimativa do centro de rotação da articulação. Essa estimativa é fixa, mas em cada sujeito, eventualmente se observou quantidade maior ou menor de gordura subcutânea, que afastou ou aproximou o marcador reflexivo do centro de rotação da articulação. Esse erro, principalmente interfere na determinação das variações angulares e nos momentos do plano frontal. Acredita-se que este fator pouco tenha influenciado as variações angulares e momentos no plano sagital.

Nas análises de EMG, outra possível limitação seja a normalização dos dados em função da RMS da postura estática. Na postura estática, a atividade dos músculos é diferente em intensidade. Por exemplo, o tibial anterior apresenta uma atividade relativamente baixa, quando comparado com o gastrocnêmio. Por conta disso, a ativação muscular do tibial anterior, nas diferentes tarefas, apresentou valores bem mais altos que os demais músculos. Certamente isso não teria ocorrido se a Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM) tivesse sido usada. Contudo, não foi possível usar a CIVM neste estudo, por isso optou-se por usar o RMS da postura estática.

Ainda na análise eletromiográfica, deve ser reconhecido que dois músculos não são suficientes para determinar o comportamento de todo um grupamento muscular flexor e extensor de uma articulação. No presente estudos músculos RF e BF representaram flexores e extensores do quadril, VL e BF representaram extensores e flexores de joelho e TA e GL representaram flexores dorsais e flexores plantares, respectivamente, no tornozelo. Estes músculos podem servir de indicador neuromuscular de controle articular, mas no futuro, mais músculos precisam ser investigados para melhor compreender o comportamento muscular nas articulações.

10 CONCLUSÃO

Os resultados apresentados nesse estudo permitiram verificar algumas evidências de alteração na técnica de movimento, que estão presentes principalmente na marcha. Poucas diferenças na técnica de movimento foram observadas nas tarefas de levantar e sentar em uma cadeira e no descer de um degrau, o que denota que essas alterações em decorrência da OA no joelho mostram-se tarefa dependente.

Apesar de os indivíduos com OA de joelho serem nível 3 na escala Kellgren Lawrence, não foram observadas características de variação angular de adução e abdução nas articulações do joelho e quadril que fossem condizentes às características de deformidade dos joelhos em varo, normalmente observadas em posturas estáticas para indivíduos com OA de joelho.

Não foi observado aumento no choque mecânico nos indivíduos com OA de joelho, o que significa que as alterações na execução do movimento no plano sagital não foram suficientes para afetar o controle das cargas mecânicas, na marcha e no descer degrau. As características de adução e abdução das articulações, quando as amplitudes não chegam a ser significativamente diferentes, na realização das atividades de vida diária, parecem afetar pouco o controle das cargas mecânicas.

Do ponto de vista da eficiência do movimento, apenas na tarefa de levantar e sentar surgiu algum indicio de que a eficiência seria pior. Talvez indivíduos com OA de joelho busquem uma relação ideal entre conseguir executar a tarefa e reduzir as cargas mecânicas para poupar a articulação com maior grau de acometimento. Aparentemente no descer degrau tal relação de custo benefício não possa ser alcançado em função da demanda da tarefa, por isso essa talvez seja uma atividade que exija maior cuidado, mas se for necessária, melhor que seja feita iniciando a descida com o segmento com maior acometimento.

Nesta população investigada, não foram encontradas evidências que indiquem uma pior distribuição de força compressiva nos compartimentos da articulação do joelho, nos indivíduos com OA. Não foi evidenciada relação direta entre os momentos adutores do quadril e do joelho sugerindo que um possa diminuir a magnitude do outro.

É possível observar diferenças nas intensidades de ativação dos músculos de membros inferiores e nas estratégias de co-ativação e de co-contração entre indivíduos

com OA de joelho e indivíduos saudáveis. Essas diferenças parecem ser tarefa dependentes e não necessariamente seguem a mesma direção, pois, por exemplo, em algumas tarefas e articulações a co-contração pode ser menor em indivíduos com OA de joelho. O que significa que a estratégia adotada e a necessidade de estabilização ativa das articulações de membros inferiores podem variar em função da presença ou ausência de OA de joelho e em função da tarefa executada pelos indivíduos.

As coativações maiores observadas em indivíduos com OA parece ocorrer não somente na articulação que apresenta a lesão, mas nas articulações adjacentes. Já as co-contrações predominantemente se concentram em torno do joelho. Isso sugere que, talvez, as características temporais sejam mais sensíveis à presença da OA no joelho do que a intensidade de ativação.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AGRANONIK, M.; MACHADO, L.R. Analysis of covariance: application to pulmonary function data, adjusted for age. **Clinical & Biomedical Research**, v.31, n.2, p.248-253, 2011.
- AMIN, S. et al. Quadriceps strength and the risk of cartilage loss and symptom progression in knee osteoarthritis. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v.60, p.189-198, 2009.
- AMIN, S. et al. Knee adduction moment and development of chronic knee pain in elders. **Arthritis & Rheumatism**, v.51, n. 3, p. 371–376, 2004.
- AMTI. **AMTI: Advanced Mechanical Technology, Inc.** Watertown, EUA, 2008.
- ANAN, M. et al. Do patients with knee osteoarthritis perform sit-to-stand motion efficiently? **Gait and Posture**, v.41, n.2, p. 488-492, 2014.
- ANDRIACCHI, T.P. Dynamics of knee malalignment. **Orthopedic Clinics of North America**, v.25, p.395-403, 1994.
- ANDRIACCHI, T.P. et al. A study of lower limb mechanics during stair-climbing. **Journal of Bone Joint Surgery**, v.62A, n.9, p.749-757, 1980.
- APKARIAN, J.; NAUMANN, S.; CAIRNS, B. A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb. **Journal of Biomechanics**, v.22, n.2, p.143-155, 1989.
- ARDEN, N.K.; LEYLAND, K.M. Osteoarthritis year 2013 in review: clinical. **Osteoarthritis and Cartilage**, v.21, p.1409-1413, 2013.

ASPDEN, R.M. Obesity punches above its weight in osteoarthritis. **Nature Reviews Rheumatology**, v.7, p.65–8, 2011.

ASTEPHEN, J.L. et al. Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. **Journal of Orthopaedic Research March**, v. 26, p.332–341, 2008.

BAER, G.D.; ASHBURN, A.M. Trunk movements in older subjects during sit to stand. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.76, p.844-849, 1995.

BAER, G.D.; DURWARD, B.R. Levantar e sentar. In: DURWARD, B.R.; BAER, G.D.; ROWE, P.J. (eds.) **Movimento funcional humano: mensuração e análise**. São Paulo: Manole, cap.5, p.77-92, 2001.

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

BELLAMY, N. et al. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes following total hip or knee arthroplasty in osteoarthritis. **Journal of Rheumatology and Orthopedics**, v.1, p.95-108, 1988.

BENNELL, K. et al. P. Exercise and osteoarthritis: cause and effects. **Comprehensive Physiology**, v.1, p.1943-2008, 2011.

BENNELL, K.L. et al. Hip strengthening reduces symptoms but not knee load in people with medial knee osteoarthritis and varus malalignment: a randomised controlled trial. **Osteoarthritis and Cartilage**, v.18, p.621-628, 2010.

BOUCHOURAS, G. et al. Kinematics and knee muscle activation during sit-to-stand movement in women with knee osteoarthritis. **Clinical Biomechanics**, v.30, p.599–607, 2015.

BROUWER, G.M. et al. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. **Arthritis Rheumatology**, v.56, n.4, p.1204-1211, 2007.

BUTLER, R.J. et al. Frontal-plane gait mechanics in people with medial knee osteoarthritis are different from those in people with lateral knee osteoarthritis. **Physical Therapy**, v.91, p.1235-1243, 2011.

CAVANAGH, P.R.; LAFORTUNE, M.A. Ground reaction forces in distance running. **Journal of Biomechanics**, v.13, p.397-406, 1980.

CAVANAGH, P.R.; WILLIAMS, K.R.; CLARKE, T.E. A comparison of ground reaction forces during walking barefoot and in shoes. In: MORECKI, A. et al. (eds.) **Biomechanics VII - B**. Baltimore, University Park Press, p.151-156, 1981.

CHANG, A. et al. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. **Arthritis and Rheumatism**, v.52, n.11, p. 3515–3519, 2005.

CHILDS, J.D. et al. Alterations in lower extremity movement and muscle activation patterns in individuals with knee osteoarthritis. **Clinical Biomechanics**, v.19, p. 44–49, 2004.

CHRISTIANSEN, C.L.; STEVENS-LAPSLEY, J.E. Weight-bearing asymmetry in relation to measures of impairment and functional mobility for people with knee osteoarthritis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.91, n.10, p.1524–1528, 2010.

CLARKE, T.E.; FREDERICK E.C.; COOPER, L.B. Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. **International Journal of Sports Medicine**, v.4, n.4, p. 247-251, 1983.

CONROY, M.B. et al. Muscle strength, mass, and quality in older men and women with knee osteoarthritis. **Arthritis Care Research**, v.64, p.15-21, 2012.

CREABY, M.W.; BENNELL, K.L.; HUNT, M.A. Gait differs between unilateral and bilateral knee osteoarthritis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.93, p.822-827, 2012.

DERRICK, T.R.; THOMAS, J.M. Time series analysis: the cross-correlation function. In: STERGIOU, N. **Innovative analyses of human movement: analytical tools for human movement research**. Champaign: Human Kinetics. Chapter 7, p. 189-205, 2004.

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

FARROKHI, S. et al. A biomechanical perspective on physical therapy management of knee osteoarthritis. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v.43, n.9, p.600-619, 2013.

FELSON, D.T. Osteoarthritis as a disease of mechanics. **Osteoarthritis and Cartilage**, v.21, p.10-15, 2013.

FONSECA, S.T. et al. Muscular co-contraction during walking and landing from a jump: comparison between genders and influence of activity level. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.16, p.273-280, 2006.

GÖK, H.; ERGIN, S.; YAVUZER, G. Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v.73, p.647–652, 2002.

GUO, M.; AXE M.J.; MANAL, K. The influence of foot progression angle on the knee adduction moment during walking and stair climbing in pain free individuals with knee osteoarthritis. **Gait and Posture**, v.26, p.436–441, 2007.

GUPTA, S. et al. The economic burden of disabling hip and knee osteoarthritis (OA) from the perspective of individuals living with this condition. **Rheumatology**, v.44, p.1531–1537, 2005.

HAGOOD, S. et al. The effect of joint velocity on the contribution of the antagonist musculature to knee stiffness and laxity. **American Journal of Sports Medicine**, v.18, n.2, p.182-187, 1990.

HAMILL, J.; SELBIE, W.S. Three-dimensional kinetics. In: ROBERTSON, D.G.E. et al. **Research methods in biomechanics**. Champaign: Human Kinetics, cap.7, p.145-160, 2004.

HERMENS, H.J. et al. (eds.) **SENIAM 8: European recommendations for surface electromyography**. ISBN: 90-75452-15-2: Roessingh Research and Development bv, 1999.

HERZOG, W. et al. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.21, n.1, p.110-114, 1989.

HICKS-LITTLE, C.A. et al. Lower extremity joint kinematics during stair climbing in knee osteoarthritis. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.43, n.3, p.516-24, 2011.

HINMAN, R.S. et al. Delayed onset of quadriceps activity and altered knee joint kinematics during stair stepping in individuals with knee osteoarthritis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.83, p.1080-1086, 2002.

HODGES, P.W. 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.

HORTOBAGYI, T. et al. Altered hamstring-quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. **Clinical Biomechanics**, v.20, p.97–104, 2005.

HUNT, M.A. et al. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. **Journal of Biomechanics**, v.39, p.2213–2220, 2006.

HURWITZ, D.E.; ANDRIACCHI, T.P.; ANDERSSON, G.B.J. Biomecânica da artroplastia. In: NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. **Biomecânica básica do sistema musculoesquelético**. 3.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, cap.16, p.350-368, 2003.

HURWITZ, D.E. et al. The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. **Journal of Orthopaedic Research**, v.20, p.101-107, 2002.

ISSA, R.I.; GRIFFIN, T.M. Pathobiology of obesity and osteoarthritis: integrating biomechanics and inflammation. **Pathobiology of Aging Age Related Diseases**. 2012. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.3402/pba.v2i0.17470>. Acesso em 04/02/2016.

JOHNSON, F.; LEITL, S.; WAUGH, W. The distribution of load across the knee. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v.62B, p.715-724, 1980.

JONES, G.M.; WATT, D.G. Muscular control of landing from unexpected falls in man. **The Journal of Physiology**, v.219, p.729-737, 1971.

KAUFMAN, K.R. et al. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. **Journal of Biomechanics**, v.34, p.907-915, 2001.

KELLEY, S.S. et al. Joelho e perna. In: SNIDER, R.K. (ed.) **Tratamento das doenças do sistema musculoesquelético**. São Paulo: Manole, seção 6, p.304-365, 2000.

KELLGREN, J.H. Osteoarthritis in Patients and Populations. **British Medical Journal**, v.2, p.1-6, 1979.

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

KOHN, A.F. Autocorrelation and cross-correlation methods. In: AKAY, M. (Ed.) **Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering**. Hoboken: John Wiley & Sons, p.1-23, 2006.

KRALJ, A.; JAEGER, R.J.; MUNIH, M. Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. **Journal of Biomechanics**, v.23, p.1123-1138, 1990.

KUMMER, F.J. Introdução à biomecânica da fixação da fratura. In: NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. **Biomecânica do sistema musculoesquelético**. 3.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, cap.15, p.338-345, 2003.

KUO, A.D. The action of two-joint muscles: the legacy of w. P. Lombard In: LATASH, M.; ZATSIORSKY, V. (eds.) **Classics in Movement Science**, cap.10, p. 289-315, 2001.

LEDINGHAM, J. et al. Radiographic patterns and associations of osteoarthritis of the knee in patients referred to hospital. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v.52, p.520-526, 1993.

LESSI, G.C. et al. Male subjects with early-stage knee osteoarthritis do not present biomechanical alterations in the sagittal plane during stair descent. **The Knee**, v.19, p. 387–391, 2012.

LEWEK, M.D.; RUDOLPH, K.S.; SNYDER-MACKLER, L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. **Osteoarthritis and Cartilage**, v.1, p.745-751, 2004.

LIKAVAINIO, T. et al. Gait and muscle activation changes in men with knee osteoarthritis. **The Knee**, v.17, p.69–76, 2010.

LIKAVAINIO, T. et al. Loading and gait symmetry during level and stair walking in asymptomatic subjects with knee osteoarthritis: importance of quadriceps femoris in reducing impact force during heel strike? **Knee**, v.14, n.3, p.231-238, 2007.

LOESER, R.F. Molecular mechanisms of cartilage destructions: mechanics, inflammatory mediators, and aging collide. **Arthritis & Rheumatism**, v.54, p.1357-1360, 2006.

LOSS, J.F. et al. Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v.23, n.3, p.93-104, 2002.

LOY, D.J.; VOLOSHIN, A.S. Biomechanics of stair walking and jumping. **Journal of Sports Sciences**, v.9, p.137-149, 1991.

LUEPONGSAK, N. et al. The contribution of type of daily activity to loading across the hip and knee joints in the elderly. **Osteoarthritis and Cartilage**, v.10, p.353–359, 2002.

MACKINNON, C.D.; WINTER, D.A. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. **Journal of Biomechanics**, v.26, n.6, p.633 644, 1993.

MANCUSO, C.A. et al. Indicators for total hip and total knee arthroplasties. Results of Orthopaedic Surveys. **The Journal of Arthroplasty**, v.11, p.34-46, 1996.

McCLAY, I.S.; LAKE, M.J.; CAVANAGH, P.R. Muscle activity in running. In: CAVANAGH, P.R., (ed.) **Biomechanics of distance running**. Champaign, Human Kinetics, p.165-186, 1990.

MESSIER, S.P. et al. Osteoarthritis of the knee: effects on gait, strength, and flexibility. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.73, p.29–36, 1992.

MILLS, K. et al. A systematic review and meta-analysis of lower limb neuromuscular alterations associated with knee osteoarthritis during level walking. **Clinical Biomechanics**, v.28, p.713–724, 2013.

MINOR, M.A.; KAY, D.R. Arthritis. In: DURSTINE, J.L.; MOORE, G.E.; PAINTER, P.L.; ROBERTS, S.O. (Eds.) **ACSM's exercise management for persons with chronic diseases and disabilities**. 3th ed. Champaign: Human Kinetics, cap.34, 259-265, 2009.

MOISIO, K.C. et al. Normalization of joint moments during gait: a comparison of two techniques. **Journal of Biomechanics**, v.36, p.599–603, 2003.

MÜNDERMANN, A.; DYRBY, C.O.; ANDRIACCHI, T.P. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: increased load at the ankle, knee, and hip during walking. **Arthritis & Rheumatism**, v.52, n.9, p.2835–2844, 2005.

MUNTON, J.S. et al. An investigation into the problems of easy chairs used by the arthritic and the elderly. **Rheumatology**, v.20, n.3, p.164-173, 1981.

MURPHY, L. et al. Lifetime risk of symptomatic knee osteoarthritis. **Arthritis & Rheumatism**, v.59, p.1207–1213, 2008.

MYLES, C.M. Escadas. In: DURWARD, B.R.; BAER, G.D.; ROWE, P.J. **Movimento funcional humano: mensuração e análise**. São Paulo: Manole, cap.7, p.107-120, 2001.

NEOGI, T.; ZHANG, Y. Epidemiology of Osteoarthritis. **Rheumatic diseases clinics of North America**, v.39, p.1–19, 2013.

NEUMANN, D.A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para a reabilitação**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, cap.13, p.437-479, 2006.

NORAXON. **Desktop DTS: User manual**. Noraxon U.S.A. Inc., 2012.

NUZIK, S. et al. Sit-to-stand movement patterns, a kinematic study. **Physical Therapy**, v.66, p.1708-1713, 1986.

O'REILLY, S.C. et al. Quadriceps weakness in knee osteoarthritis: the effect on pain and disability. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v.57, p.588–594, 1998.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE (OMS). **Prevenção de doenças crônicas: um investimento vital**. Brasília: Organização Mundial da Saúde; 2005.

PAQUETTE, M.R. et al. Does increasing step width alter knee biomechanics in medial compartment knee osteoarthritis patients during stair descent? **The Knee**, v.21, p.676-682, 2014.

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

PRODROMOS, C.C.; ANDRIACCHI, T.P.; GALANTE, J.O. A relationship between gait and clinical changes following high tibial osteotomy. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v.67, p.1188-1194, 1985.

ROEBROECK, M.E. et al. Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. **Clinical Biomechanics**, v.9, p.235–244, 1994.

ROSCHER, H. et al. Exercício físico e Osteoartrite. In: PINTO, A.L.S.; GUALANO, B.; LIMA, F.R.; ROSCHER, H. **Exercício físico nas doenças reumáticas: efeitos terapêuticos**, São Paulo: Sarvier, cap.9, p.91-103, 2011.

ROSEMFET, M.G. et al. Effects of functional electrostimulation on pain, muscular strength, and functional capacity in patients with osteoarthritis of the knee. **Journal of Clinical Rheumatology**, v.10, p.246–249, 2004.

SACCO, I.C. et al. Joint loading decreased by inexpensive and minimalist footwear in elderly women with knee osteoarthritis during stair descent. **Arthritis Care Research**, v.64, p.368–374, 2012.

SANCHEZ-RAMIREZ, D.C. et al. Biomechanical and neuromuscular adaptations during the landing phase of a stepping-down task in patients with early or established knee osteoarthritis. **The Knee**, v.23, p.367–375, 2016.

SATTLER, M. et al. Side differences of thigh muscle cross-sectional areas and maximal isometric muscle force in bilateral knees with the same radiographic disease stage, but unilateral frequent pain e data from the osteoarthritis initiative. **Osteoarthritis and Cartilage**, v.20, p.532-40, 2012.

SAVELBERG, H.H.C.M.; MEIJER, K. Contribution of mono- and biarticular muscles to extending knee joint moments in runners and cyclists. **Journal of Applied Physiology**, v.94, p.2241–2248, 2003.

SCHIPPLEIN, O.D.; ANDRIACCHI, T.P. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. **Journal of Orthopaedics Research**, v.9, p.113–119, 1991.

SEGAL, N.A. et al. Association Between Chair Stand Strategy and Mobility Limitations in Older Adults With Symptomatic Knee Osteoarthritis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.94, p.375-383, 2013.

SHARMA, L. et al. Does laxity alter the relationship between strength and physical function in knee osteoarthritis? **Arthritis & Rheumatism**, v.42, p.25–32, 1999.

SIMONEAU, G.G. Kinesiology of walking. In: NEUMANN, D.A. (Ed.) **Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation**. 2.ed. New York: Elsevier Inc., cap.15, p.525-573, 2002.

SLEMENDA, C. et al. Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee. **Annals of Internal Medicine**, v.127, p.97–104, 1997.

SMITH, L.K.; WEISS, E.L.; LEHMKUHL, L.D. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. 5.ed., São Paulo: Editora Manole, cap. 9, p.347-380, 1997.

SOLOMONOW, M. et al. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. **American Journal of Sports Medicine**, v.15, p.207-213, 1987.

TAKACS, J.; HUNT, M.A. The effect of contralateral pelvic drop and trunk lean on frontal plane knee biomechanics during single limb standing. **Journal of Biomechanics**, v.45, p.2791-2796, 2012.

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

VICON. **Vicon MX Hardware System Reference Revision 1.7**. Oxford: Vicon Motion Systems, 2007.

WALL, J.C. Marcha. In: DURWARD, B.R.; BAER, G.D.; ROWE, P.J. **Movimento funcional humano: mensuração e análise**. São Paulo: Manole, cap.6, p.93-106, 2001.

WANNOP, J.W.; WROBETS, J.T.; STEFANYSHYN, D.J. Normalization of ground reaction forces, joint moments, and free moments in human locomotion. **Journal of Applied Biomechanics**, v.28, p.665-676, 2012

WASIELEWSKI, R.C. et al. Wear patterns on retrieved polyethylene tibial inserts and their relationship to technical considerations during total knee arthroplasty. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.299, p.31-43, 1994.

WINTER, D.A. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. **Human Movement Science**, v.3, p.51-76, 1984.

WINTER, D.A. **Biomechanics and Motor Control of human movement**. John Wiley & Sons, New York, Chichester, Brisbane, Toronto, 1991.

WINTER, D.A. **Biomechanics and Motor Control of human movement**. 3.ed. New Jersey: John Wiley & Sons, 2005.

WRETENBERG, P.; ARBORELIUS, U.P. Power and work produced in different leg muscle groups when rising from a chair. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v.68, p.413-417, 1994.

ZACHAZEWSKI, J.E.; O RILEY,P.; KREBS, D.E. Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.30, n.4, p.412-422, 1993.

ANEXO I Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. DADOS DO INDIVÍDUO

Nome completo _____

Sexo ☐ Masculino
☐ Feminino

RG _____

Data de nascimento _____

Endereço completo _____

CEP _____

Fone _____

e-mail _____

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. Título do Projeto de Pesquisa

Análise de variáveis cinemáticas, dinâmicas e eletromiográficas em indivíduos com diferentes níveis de osteoartrite na articulação do joelho.

2. Pesquisador Responsável

Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão.

3. Cargo/Função

Professor MS-5 Associado

4. Avaliação do risco da pesquisa:

☒ RISCO MÍNIMO ☐ RISCO BAIXO ☐ RISCO MÉDIO ☐ RISCO MAIOR |
 (probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

5. Duração da Pesquisa

Dois anos.

III - EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, DE FORMA CLARA E SIMPLES, CONSIGNANDO:

1. O aumento das doenças crônico-degenerativas, como a Osteoartrite, tem atingido proporções epidêmicas em todo o mundo. A Osteoartrite tem sido apontada como uma das principais responsáveis pela incapacidade locomotora e funcional de idosos. O objetivo dessa pesquisa é analisar de forma biomecânica tarefas como andar, subir e descer escadas, sentar e levantar de uma cadeira, realizadas por indivíduos com diferentes níveis de Osteoartrite na articulação do joelho.

2. Procedimentos que serão utilizados:

a) A avaliação acontecerá no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo (USP), com a presença dos pesquisadores e técnicos responsáveis.

O tempo para realização das avaliações será de aproximadamente uma hora.

Para a avaliação, você deverá usar roupas que permitam a prática de atividades físicas, como, por exemplo, camiseta, bermuda e tênis.

b) Testes que serão realizados:

- Teste de equilíbrio em que você deverá permanecer parado por sete segundos na posição em pé de olhos abertos e fechados, e com apoio em apenas um pé de olhos abertos. Você realizará três tentativas para cada posição.

- Teste de caminhada em velocidade de sua livre escolha.

- Teste para avaliar como você senta e levanta de uma cadeira. Para tanto você deverá repetir três vezes essa tarefa.

- Teste para avaliar como você desce de um degrau. Para isso você deverá descer de um degrau três vezes.
- c) O que será avaliado em cada um dos testes:
 - a atividade elétrica de músculos com eletrodos colados sobre a pele. Previamente, um processo de limpeza da pele será feito, raspando o pelo, passando uma lixa fina e álcool.
 - a descrição de como movimento ocorre, analisado por câmeras de alta frequência.
 - as forças de impacto nos diferentes testes.
- 3. Nenhuma das etapas da avaliação oferece nenhum risco grave à sua saúde, tão pouco o expõe a situações constrangedoras. Os testes serão realizados de forma não invasiva, portanto você não sentirá nenhuma sensação de dor ou desconforto. Você estará protegido pelo anonimato, não havendo qualquer possibilidade de identificação pessoal dos resultados.
- 4. Benefícios que poderão ser obtidos:
Os resultados das avaliações realizadas serão encaminhados ao seu médico responsável por meio de um relatório. Esse relatório apresentará informações sobre a análise biomecânica das suas condições de marcha, equilíbrio e controle postural, e de atividades como levantar e sentar em uma cadeira, e descer de um degrau.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:

Nós estamos à disposição para esclarecer eventuais dúvidas, sobre os procedimentos e resultados do estudo. Você tem o direito de se retirar a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem que isso provoque qualquer transtorno. Nós asseguramos o sigilo, confidencialidade e privacidade dos dados. A Universidade de São Paulo coloca à disposição a assistência no Hospital Universitário (HU) para eventuais danos à saúde, decorrentes da pesquisa.

V - INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.

Supervisor da pesquisa: Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão.
Email: wcarina_helena@hotmail.com
Laboratório de Biomecânica
Endereço: Av. Prof. Mello Moraes, 65.
CEP: 05508-900 – São Paulo/SP.
Telefone: (11) 3091-3184

VI. - OBSERVAÇÕES COMPLEMENTARES

Ficará resguardado ao pesquisador responsável e protegidas de revelação não autorizada o uso das informações recolhidas.

VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Projeto de Pesquisa.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura do sujeito da pesquisa

Assinatura do pesquisador

ANEXO II Parecer Consubstanciado do CEP do projeto de pós-doutoramento

ESCOLA DE EDUCAÇÃO
FÍSICA E ESPORTE DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: ANÁLISE DE VARIÁVEIS CINEMÁTICAS, DINÂMICAS E ELETROMIOGRÁFICAS EM INDIVÍDUOS COM DIFERENTES NÍVEIS DE OSTEOARTRITE NA ARTICULAÇÃO DO JOELHO.

Pesquisador: Julio Cerca Serrão

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 14245913.9.0000.5391

Instituição Proponente: Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo - EEFE /

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 318.687

Data da Relatoria: 27/06/2013

Apresentação do Projeto:

Conforme relatoria anterior.

Objetivo da Pesquisa:

Conforme relatoria anterior.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Conforme relatoria anterior.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Conforme relatoria anterior.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Conforme relatoria anterior.

Recomendações:

Conforme relatoria anterior.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Conforme relatoria anterior.

Endereço: Av. Profº Mello Moraes, 65

Bairro:

CEP: 06.757-060

UF: SP

Município:

Telefone: (113)091-3097

Fax: (113)812-4141

E-mail: cep39@usp.br

ESCOLA DE EDUCAÇÃO
FÍSICA E ESPORTE DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 318.687

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Trata-se de uma emenda no sentido de identificar a instituição co-participante, a qual foi inserida na emenda, pois a parceria com o Hospital de Clínicas foi definida após a submissão inicial do Projeto ao Comitê de Ética. O projeto já havia sido aprovado pelo relator anteriormente.

Emenda aprovada na reunião ordinária do Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo realizada em 27/06/2013

27 de Junho de 2013

Assinador por:

Maria Augusta Peduti Dal'Molin Kiss
(Coordenador)

Endereço: Av. Profº Mello Moraes, 65

Bairro:

CEP: 06.757-060

UF: SP

Município:

Telefone: (113)091-3097

Fax: (113)812-4141

E-mail: cep39@usp.br

Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
Departamento de Clínica Médica – Disciplina de Geriatria

São Paulo, 02 de Julho de 2013.

Ilmo. Sr.
Prof. Dr. Irineu Tadeu Velasco
D.D. Chefe do Departamento de Clínica Médica

CARTA DE CIENCIA DE PARTICIPAÇÃO EM PROJETO DE PESQUISA

Venho, através desta, confirmar a participação da Disciplina de Geriatria da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo como colaborador no projeto de pesquisa intitulado “Análise de variáveis cinemáticas, dinâmicas e eletromiográficas em indivíduos com diferentes níveis de osteoartrite na articulação do joelho” a ser realizado sob coordenação do Prof. Dr. Wilson Jacob Filho, do Serviço de Geriatria do HCFMUSP.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Wilson Jacob Filho
Prof. Titular da Disciplina de Geriatria e Diretor Técnico de Saúde
Serviço de Geriatria do HCFMUSP

ANEXO III Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index (WOMAC)

WESTERN ONTÁRIO AND MCMASTER UNIVERSITIES OSTEOARTHRITIS INDEX (WOMAC)

O WOMAC é um questionário de qualidade de vida específico para Osteoartrite, com três domínios: avaliação da sensação de dor, rigidez articular (dificuldade de movimentar as articulações), e capacidade de realizar atividades físicas.

Nome _____ do _____ Paciente:

Data da Avaliação: _____

Índice de Dor:

Qual a intensidade da sua dor?

1- Caminhando em um lugar plano.

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

2- Subindo ou descendo escadas.

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

3- A noite deitado na cama.

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

4- Sentando-se ou deitando-se.

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

5- Ficando em pé.

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

Índice de Rigidez:

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

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

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

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

Índice de Atividade Física/Funcionalidade:

Qual o grau de dificuldade que você tem ao:

1- Descer escadas.

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

2- Subir escadas.

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

3- Levantar-se estando sentada.

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