FRANCIS TROMBINI DE SOUZA

**Análise da influência de um calçado flexível e desprovido de salto sobre a
mecânica da marcha e a carga articular de indivíduos com osteoartrite de
joelho**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Mestre em Ciências
Área de concentração: Movimento, Postura e
Ação Humana
Programa de Ciências da Reabilitação
Orientadora: Prof^a. Dr^a. Isabel de Camargo
Neves Sacco

**São Paulo
2010**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Trombini-Souza, Francis

Análise da influência de um calçado flexível e desprovido de salto sobre a mecânica da marcha e a carga articular de indivíduos com osteoartrite de joelho / Francis Trombini de Souza . -- São Paulo, 2010.

Dissertação(mestrado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Programa de Ciências da Reabilitação. Área de concentração: Movimento, Postura e Ação Humana.

Orientadora: Isabel de Camargo Neves Sacco.

Descritores: 1.Osteoartrite 2.Joelho 3.Marcha 4.Calçado

USP/FM/DBD-154/10

FRANCIS TROMBINI DE SOUZA

**Análise da influência de um calçado flexível e desprovido de salto sobre a
mecânica da marcha e a carga articular de indivíduos com osteoartrite de
joelho**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Mestre em Ciências
Área de concentração: Movimento, Postura e
Ação Humana
Programa de Ciências da Reabilitação
Orientadora: Prof^a. Dr^a. Isabel de Camargo
Neves Sacco

**São Paulo
2010**

Dedico este trabalho aos meus pais e irmãos.

Às minhas avós, tios e primos.

À minha namorada.

E a todos que contribuíram para a concretização deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

“Verba volant, scripta manent”. De fato, poderia ser que meus agradecimentos expressos em forma verbal poderiam voar... ser esquecidos. Por isso, hoje, para que permaneçam, deixo aqui registrado – na forma escrita – os meus efusivos reconhecimento e gratidão a todos que verdadeiramente me aconselharam, motivaram, orientaram e colaboraram ao longo dessa jornada acadêmica e pessoal. No decorrer destes agradecimentos aqui grafados, espero encontrar a melhor forma para dizer a todos o quanto sou grato por tudo.

Ao Deus Pai, Filho e Espírito Santo, que, ao longo dessa árdua jornada, sempre me proporcionou sabedoria para mudar as coisas que eu poderia mudar; por me dar paciência para aceitar as coisas que não poderia ser mudadas e por fim, por me permitir o discernimento para diferenciar as coisas que poderiam ser mudadas e as coisas que não poderiam ser mudadas. Enfim, por me fazer acreditar que a glória é tanto mais tardia quanto mais duradoura há de ser, porque todo bom fruto amadurece lentamente.

Ao meu pai, Rogério, pelos alicerces que me ensinou a edificar sempre sobre as bases da honestidade, honra e hombridade e aos meus irmãos, Charles e Raquel, agradeço de coração pelo orgulho que sempre sentiram de mim, pois, a cada dificuldade, me faziam levantar, “sacudir a poeira”, olhar para frente e continuar a caminhada.

À minha querida vovó Neinha, meu muitíssimo obrigado, pois meu sonho de um dia me tornar um *Magister Scientiæ* era constantemente solidificado pelos seus sábios ensinamentos. Ensinamentos estes que sempre foram capazes reestruturar meus sentimentos e dar um sentido maior à minha luta.

À minha eterna e amável mãe, Sirlene, (*in memorian*) que, pelos desígnios de Deus, se foi cedo demais. Hoje, embora ausente, posso senti-la bem perto de mim. A você, mãe, que sempre lutou para que eu me realizasse em todos os sentidos, que sempre soube aplaudir meu sucesso, apoiar meus fracassos e escutar meus desabafos, minha eterna gratidão. Obrigado por ter sido para mim um belo exemplo na terra, e hoje, essa bela luz que brilha no meu interior.

À minha querida vovó Agripa (*in memorian*) que a vida levou tão recente e inesperadamente. Mas como já dizia meu conterrâneo João Guimarães Rosa: “*as pessoas não morrem, ficam encantadas*”. Com o encanto de vocês – mãe e avó, filha e mãe – em um único e verdadeiro ensinamento me mostraram que a vida pode nos tirar quase tudo, exceto o conhecimento. Hoje, se conquisto mais uma vitória, é porque um dia estiveram ao meu lado e me ensinaram a seguir sempre pelo bom caminho.

Aos meus tios e primos, meus irrestritos agradecimentos pelo carinho, força, coragem e confiança que sempre me transmitiram, os quais foram mais uma vez, armas essenciais para mais essa conquista.

À minha namorada, Ana Paula, que, desde a concepção deste projeto, ou melhor, do desde o início da minha vida acadêmica, esteve sempre ao meu lado. Uma pessoa singular, companheira no sucesso e no fracasso, na alegria e na tristeza, na saúde e na doença, ao longo desses quase quatro anos. Entre nós fica provado que os grandes e verdadeiros sentimentos podem sim suportar os grandes desafios. De tudo isso fica uma certeza: para que os bons momentos sempre continuem a nos compensar, as coisas menos agradáveis devem ser escritas onde o vento do esquecimento se encarregue de passar e apagar a lembrança. Por outro lado, quando nos acontece algo de grandioso, devemos gravar esse fato na pedra da memória e no coração onde vento nenhum em todo o mundo possa apagar.

À família Ribeiro, pela constante torcida, confiança e orações que sempre me transmitiram durante essa jornada.

À minha orientadora Isabel Sacco, agradeço o apoio, a partilha do saber e as valiosas contribuições para o meu crescimento profissional. Também sou grato a você, Bel, por sua constante disponibilidade, sua forma exigente, crítica e criativa de arguir as ideias apresentadas. Sou grato também por sempre me estimular a buscar a solução dos problemas ao invés de apenas apresentá-los aos demais. Sem dúvida, essas atitudes de um pesquisador e orientador pioneiro me deram norte ao longo do mestrado. Agradeço ainda a análise rigorosa e afetuosa de cada capítulo dessa jornada; as sugestões, os esclarecimentos e os comentários sempre oportunos, os quais certamente pude apreender.

Às professoras doutoras Paula Hentschel Lobo da Costa, Raquel Aparecida Casarotto e Sílvia Maria Amado João que compuseram a minha banca de qualificação, agradeço grandemente pelos ricos comentários, sugestões, exemplos e críticas fundamentais à reelaboração e aprimoramento deste trabalho.

Meu muito obrigado ao grande amigo DeChamps pelas incontáveis horas de conselhos sábios e valiosos. Obrigado também por me ensinar que cada ciclo, embora parecesse muito longo, tinha seu início e fim já predeterminados. Obrigado por me fazer acreditar que transpor cada obstáculo (ao seu tempo) era necessário e valeria à pena.

Quero expressar minha gratidão de forma bastante especial aos saudosos amigos Bergson e Vitor, pelas trocas de pontos de vista, sempre feitas de forma segura e bem pautada. Pela força que me deram nos bons e maus momentos dessa caminhada. Tudo isso, mais uma vez confirma que a simplicidade é apanágio dos grandes.

De forma igualmente especial, à Aline Kimura e ao Kenji, alunos de iniciação científica, que assim como eu, abraçaram os ideais deste estudo e de forma imensurável, colaboraram com as diversas tarefas que lhes foram atribuídas, o que em muito me aliviou, permitindo que eu me dedicasse a outras tarefas do mestrado.

À Paulinha e à Naomi, meu verdadeiro reconhecimento e gratidão pelas constantes ajudas para com as minhas limitações no que tange a programação das rotinas Matlab.

Aos demais colegas da vida acadêmica: Aline Arcanjo, Andreja, Cristina, Denise Lacase, Denise Pripas, Érica, Franklin, Maria Isabel, Mariana Cagliari e Sandra. Agradeço a vocês toda a colaboração que me prestaram. Não só os que me ajudaram efetivamente na concretização deste projeto, mas também a todos os que compartilharam comigo ideias e fomentaram discussões.

O que seria deste estudo sem a colaboração dedicada de todas as queridas idosas? A elas então expresso o meu imenso reconhecimento e gratidão. Espero que de fato não tenham sido apenas objeto deste estudo, mas que verdadeiramente, os resultados que tanto lutei para concretizar, possam ajudá-las de alguma forma.

Agradeço também à fisioterapeuta Anice Campos Pássaro e ao médico ortopedista Antônio Carlos Arnone pela valiosa colaboração durante a etapa de seleção, agendamento, encaminhamento e diagnóstico das idosas participantes deste estudo.

Aos funcionários do Centro de Docência e Pesquisa – CDP, que nos bastidores desta jornada contribuíram também, de alguma maneira, para o desenvolvimento deste estudo. Em especial, meus sinceros agradecimentos ao Sidney pelas constantes e pacientes esperas após o horário de funcionamento do CDP e às secretárias: Beatriz, Célia, Christina e Lúcia pela amigável presteza, a qual foi de grande valia para o desenvolvimento do presente estudo.

Por fim, mas não menos importante, à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES pela bolsa de mestrado concedida, a qual me foi de grandiosa valia. Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq, que também acreditou neste projeto ao nos proporcionar um auxílio pesquisa (processo 480209/2007-3) para aquisição de novos equipamentos.

*“Bom mesmo é ir à luta com determinação, abraçar a vida e viver com intensidade,
perder com classe e vencer com ousadia, pois o futuro pertence a quem se atreve...*

e a vida é muito para ser insignificante”

Charles Chaplin

NORMALIZAÇÃO ADOTADA

Esta dissertação está de acordo com as seguintes normas em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver)

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 2ª. Ed. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação; 2005.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	xi
LISTA DE TABELAS	xiv
RESUMO	xv
SUMMARY	xvi
1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVOS	4
2.1 OBJETIVO GERAL	4
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	4
3 REVISÃO E ATUALIZAÇÃO DA LITERATURA	5
4 CONJECTURAS INICIAIS	15
5 MÉTODOS	16
5.1 DESENHO EXPERIMENTAL	16
5.2 CASUÍSTICA	16
5.3 PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO	20
5.4 AVALIAÇÃO INICIAL	20
5.5 AVALIAÇÃO DA MARCHA: CINEMÁTICA DE MEMBROS INFERIORES E FORÇA REAÇÃO DO SOLO	21
5.6 ANÁLISE MATEMÁTICA DOS DADOS	28
5.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS	38

6	RESULTADOS	39
6.1	VARIÁVEIS CINEMÁTICAS	39
6.1.1	<i>Efeito de Grupo</i>	40
6.1.2	<i>Efeito de Condição e Interação</i>	41
6.2	FORÇA REAÇÃO DO SOLO VERTICAL E HORIZONTAL.....	45
6.2.1	<i>Efeito de Grupo</i>	46
6.2.2	<i>Efeito de Condição e Interação</i>	47
6.3	MOMENTOS DE FORÇA DO JOELHO.....	51
6.3.1	<i>Efeito de Grupo</i>	51
6.3.2	<i>Efeito de Condição e Interação</i>	52
7	DISCUSSÃO	54
7.1	CINEMÁTICA NO PLANO SAGITAL DO MOVIMENTO	55
7.2	FORÇA REAÇÃO DO SOLO VERTICAL E HORIZONTAL.....	58
7.3	MOMENTO DE FORÇA DO JOELHO.....	61
8	CONCLUSÃO.....	69
	ANEXO 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	70
	ANEXO 2 – APROVAÇÃO DO CEP – HU/USP.....	71
	ANEXO 3 – AVALIAÇÃO INICIAL: WOMAC, DOR E FUNÇÃO	72
9	REFERÊNCIAS	75
	APÊNDICES	

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Fluxograma das etapas do desenvolvimento do estudo.....	18
Figura 2 – Imagem da localização da plataforma de força sob a pista de 10 m no Laboratório de Biomecânica do Movimento e Postura Humana.	22
Figura 3 – (A) Calçado Moleca® e (B) Calçado de salto típico.....	22
Figura 4 – Materiais utilizados: gaze para limpeza da pele antes da fixação dos marcadores, fita adesiva VHB 3M® para fixação dos marcadores, marcadores refletivos, <i>clusters</i> para fixação na coxa e na perna e faixa com marcadores para a cabeça.	24
Figura 5 – Idosa com os marcadores refletivos fixados no corpo para a tomada estática.....	24
Figura 6 – Sistema para captura de imagens do movimento humano (<i>OptiTrack</i>): (A) câmera infravermelho FLEX V100, (B) esquadro para calibração do solo, (C) instrumento (<i>Wand</i>) para calibração do espaço de coleta.....	25
Figura 7 – Dispositivo construído para sincronizar os dados cinemáticos e a força reação do solo. (A) dispositivo preparado para ser acionado com sua face refletiva exposta. (B) dispositivo já acionado com sua face refletiva não mais visível.....	26
Figura 8 – Representação gráfica das variáveis cinemáticas determinadas a partir das curvas de variação angular (graus) do tornozelo (sagital) e do eixo longo do pé em relação eixo de progressão da marcha (y) para determinação do ângulo do <i>toe-out</i> durante a fase de apoio, onde: (1) máxima extensão inicial do tornozelo (aplainamento do pé); (2) máxima flexão do tornozelo; (3) máxima extensão final	

do tornozelo (retirada dos dedos); (4) amplitude de movimento sagital do tornozelo; (5) ângulo máximo de *toe-out*. 31

Figura 9 – Representação gráfica das variáveis cinemáticas determinadas a partir das curvas de variação angular (graus) sagital do joelho durante a fase de apoio da marcha, onde: (1) máxima flexão inicial do joelho; (2) máxima extensão do joelho; (3) máxima flexão final do joelho; (4) amplitude de movimento sagital do joelho..... 32

Figura 10 – Representação gráfica das variáveis cinemáticas determinadas a partir das curvas de variação angular (graus) do quadril no plano sagital durante a fase de apoio, onde: (1) máxima flexão inicial do quadril; (2) máxima extensão do quadril e (3) amplitude de movimento sagital do quadril. 33

Figura 11 – Esquema demonstrativo da direção dos movimentos angulares dos membros inferiores no plano sagital..... 34

Figura 12 – Representação gráfica das variáveis de força reação do solo vertical e horizontal ântero-posterior, onde (Fz_1) 1º pico da força reação do solo vertical; (Fz_2) 2º pico da força reação do solo vertical; ($Fz_{\min}$) força vertical mínima; ($t_{xa} = Fz_1/\Delta t_1$) taxa de aceitação do peso corporal; ($t_{xp} = Fz_2/\Delta t_2$) taxa de propulsão; (Fx_1) 1º pico da força ântero-posterior; (Fx_2) 2º pico da força ântero-posterior; (id) 1ª integral da força ântero-posterior - impulso de desaceleração; (ia) 2ª integral da força ântero-posterior - impulso de aceleração..... 35

Figura 13 – Representação gráfica das variáveis dos momentos de força do joelho no plano frontal, onde: (1) 1º pico do momento adutor do joelho (apoio inicial); (2) pico mínimo do momento adutor do joelho correspondente ao médio apoio; (3) 2º pico do momento adutor do joelho (apoio final), normalizados na base de tempo de apoio (% peso corporal x estatura); (4) impulso de adução do joelho não-

normalizado na base do tempo de apoio (% peso corporal x estatura x segundos).	
.....	36
Figura 14 – Esquema demonstrativo da direção dos momentos de força articulares do joelho no plano frontal (momento de adução e momento de abdução).....	37
Figura 15 – Curvas médias do ângulo sagital do tornozelo na fase de apoio da marcha: condição descalça x Moleca® x salto nos grupos controle (GC) e OA (GOA).	43
Figura 16 – Curvas médias da variação angular sagital do joelho na fase de apoio da marcha: condição descalça x Moleca® x salto nos grupos controle (GC) e OA (GOA).	44
Figura 17 – Curvas médias da variação angular sagital do quadril na fase de apoio da marcha: condição descalça x Moleca® x salto nos grupos controle (GC) e OA (GOA).	44
Figura 18 – Curvas médias da força reação do solo vertical do grupo controle (CG) e OA (GOA) nas condições descalço, Moleca® e salto.....	48
Figura 19 – Curvas médias da força reação do solo ântero-posterior do grupo controle (CG) e OA (GOA) nas condições descalço, Moleca® e salto.	49
Figura 20 – Curvas médias do momento de adução do joelho na fase de apoio da marcha nos grupos controle (GC) e OA (GOA) para as condições descalço, Moleca® e salto.	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Dados demográficos, antropométricos e de dor do grupo OA (GOA) e controle (GC).....	21
Tabela 2 – Pontuação média e desvio-padrão do questionário WOMAC dos grupos controle (GC) e OA (GOA).	21
Tabela 3 – Médias, desvios-padrão e valores de p da comparação entre os grupos controle (GC) e osteoartrite (GOA) das variáveis cinemáticas (graus) no plano sagital do tornozelo, joelho e quadril nas condições descalça (D), Moleca® (M) e salto (S).	39
Tabela 4 – Médias, desvios-padrão e valores de p da comparação entre os grupos controle (GC) e osteoartrite (GOA) das variáveis da força reação do solo nas condições descalça (D), Moleca® (M) e salto (S).....	45
Tabela 5 – Médias, desvios-padrão e valores de p da comparação entre os grupos controle (GC) e osteoartrite (GOA) dos momentos de força articular do joelho no plano frontal nas condições descalça (D), Moleca® (M) e salto (S).	51

RESUMO

TROMBINI-SOUZA, F. *Análise da influência de um calçado flexível e desprovido de salto sobre a mecânica da marcha e a carga articular de indivíduos com osteoartrite de joelho* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2010. 94 p.

A literatura tem dado evidências de que uso de um calçado flexível e desprovido de salto que reproduza as características cinemáticas e cinéticas da marcha descalça poderia reduzir as cargas articulares e a progressão da osteoartrite (OA) de joelho. Assim, o propósito deste estudo foi avaliar e comparar a influência do uso agudo de um calçado flexível, desprovido de salto e de baixo custo (Moleca®), de um calçado moderno de salto e da condição descalça sobre os padrões cinéticos e cinemáticos do membro inferior durante a marcha de idosas com e sem OA de joelho. Foi avaliada a marcha de 45 idosas: 21 com OA (GOA) grau 2 ou 3 pelos critérios de Kellgren e Lawrence e 24 assintomáticas como grupo controle (GC) entre 60 e 75 anos. Foram adquiridas a força reação do solo vertical e horizontal e a variação angular sagital do tornozelo, joelho e quadril nas condições: descalça, Moleca® e salto alto. Também foram calculados, para as mesmas condições, os picos e o impulso dos momentos de força de adução do joelho por dinâmica inversa. As comparações inter-grupos e inter-condições foram realizadas por ANOVAs dois fatores, sendo as três condições de marcha, medidas repetidas. Em ambos os grupos, o uso agudo da Moleca® impôs ao tornozelo uma variação angular sagital semelhante à condição descalça. Observou-se também que, em ambos os grupos, o uso agudo da Moleca® e do salto, gerou um aumento da amplitude de movimento sagital e da flexão final do joelho. No GOA, o salto impôs maior flexão de quadril que a condição descalça. Em ambos os grupos, o salto e a Moleca® apresentaram aumento do 1º pico da força vertical em relação à marcha descalça. Por outro lado, a magnitude dessa variável foi ainda maior com o uso do salto em relação à Moleca®. No GOA, o uso agudo da Moleca® comparado à marcha descalça proporcionou maior atenuação da força vertical durante o médio apoio. Ainda no GOA, a Moleca® em relação ao salto proporcionou maior capacidade de desaceleração e aceleração. Em ambos os grupos, o uso da Moleca® proporcionou momento de adução do joelho semelhante à marcha descalça. A Moleca®, porém, foi ainda mais efetiva que a marcha descalça na diminuição do momento de adução do joelho durante o médio apoio. Conclui-se que o calçado flexível, desprovido de salto e de baixo custo (Moleca®), em idosas com OA de joelho, devido à associação das características cinemáticas dos membros inferiores e da força reação do solo, proporciona momentos de força resultantes no joelho semelhantes à marcha descalça e uma efetiva redução de sobrecarga em relação ao calçado de salto. O uso agudo da Moleca® permitiu também, em algumas fases do apoio, uma redução ainda maior do momento de força do joelho em relação à marcha descalça, com a vantagem, porém, de proporcionar proteção externa aos pés durante a locomoção.

Descritores: osteoartrite, joelho, marcha, calçado.

SUMMARY

TROMBINI-SOUZA, F. *Influence of flexible footwear and without heel on the gait mechanics and joint loading in individuals with knee osteoarthritis* [dissertation]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2010. 94 p.

The literature has been given evidences that the use of flexible and non-heeled footwear that reproduces the kinematic and kinetic characteristics of barefoot gait may reduce the joint loads and the progression of the knee osteoarthritis (OA). The purpose of this study was to evaluate and compare the influence of the acute use of flexible, non-heeled and inexpensive footwear (Moleca®), with a modern heeled shoe and barefoot condition on the lower limb kinetic and kinematic patterns during gait in elderly women with and without knee OA. The gait of 45 elderly women was evaluated: 21 with OA grade 2 or 3 (OAG) according to Kellgren and Lawrence's criteria and 24 asymptomatic control group (CG) between 60 and 75 years. Vertical and horizontal ground reaction force, ankle, knee and hip sagittal angular variation were acquired in the follow conditions: barefoot, Moleca® and heeled shoe. Knee adduction moments and angular impulse were also calculated by inverse dynamics. Comparisons inter-groups and inter-conditions were performed by two-way ANOVAs, and the three gait conditions were within factors. In both groups, the acute use of Moleca® produced ankle sagittal angular variation similar to barefoot condition. In the sagittal plane, the use of Moleca® and heeled shoe generated an increased knee range of motion and increased knee final flexion in both groups. In the OAG, the heeled shoe imposed an increased hip flexion compared to the barefoot condition. In both groups, the heeled shoe and Moleca® increased the 1st vertical force peak in comparison to barefoot condition. Moreover, the magnitude of this variable was even greater when using the heeled shoe compared to the Moleca®. In the OAG, the acute use of Moleca® provided greater attenuation of the vertical force in midstance. Also in the OAG, the Moleca® provided greater capacity of deceleration and acceleration in comparison to the heeled shoe. In both groups, the Moleca® provided joint loads to the knee medial compartment similar to barefoot gait. Moleca®, however, was even more effective than barefoot gait in reducing the knee loads during midstance. We conclude that flexible, non-heeled and inexpensive footwear (Moleca®), in elderly women with knee OA, due to the association of the lower limb kinematics and ground reaction force characteristics, provides loads on the knee joint similar to barefoot gait and a significant reduction of overloads in comparison to the heeled shoe. The Moleca® also allows, in some gait support phases, a greater reduction in the knee joint load compared to the barefoot gait; however, with the advantage of providing external protection to the feet during gait.

Descriptors: osteoarthritis, knee, gait, shoe.

1 INTRODUÇÃO

A osteoartrite (OA), classificada como uma doença reumática crônico-degenerativa (Martin, 1994) é a afecção mais freqüente do sistema musculoesquelético (Scott *et al.*, 1998; Vad *et al.*, 2002).

Sabe-se que a OA é uma doença responsável pela incapacidade laborativa de aproximadamente 15% da população adulta mundial e que, em nosso país, ocupa o terceiro lugar na lista dos segurados da Previdência Social que recebem auxílio-doença, ou seja, 65% das causas de incapacidade, estando atrás somente das doenças mentais e cardiovasculares (Pastor, 1994). Desse percentual tão alarmante, sabe-se que a articulação do joelho é a segunda mais afetada de todo o corpo humano e a primeira em se tratando de membros inferiores (Doherty, 2001), onde, particularmente, o compartimento medial é o mais afetado devido ao excesso de carga transmitida a esse compartimento durante atividades de locomoção (Andriacchi, 1994; Mazzuca *et al.*, 2001).

Diante de tamanho impacto que a OA de joelho tem sobre uma das atividades de vida diária mais comuns inerentes ao ser humano – a marcha –, e, conseqüentemente, a precípua necessidade de minimizar os efeitos deletérios causados pela doença, é que decidiu-se desenvolver este estudo.

Sabe-se que um dos objetivos terapêuticos mais importantes no tratamento da OA é a redução de cargas no joelho já que a sobrecarga aumenta o processo de degeneração articular, e, conseqüentemente, a perda da funcionalidade para atividades de vida diária. Entre as opções discutidas na literatura para a redução de sobrecarga encontram-se: as cirurgias corretivas do desalinhamento anormal (varo - valgo) do joelho em casos mais

avancados de OA (Grelsamer, 1995; Borjesson *et al.*, 2005; Brouwer *et al.*, 2007), o uso de contensores de deformidades no alinhamento dos joelhos (Drapper *et al.*, 2000; Richards *et al.*, 2005) e uso de calçados especiais e órteses para os pés (Toda, Tskimura e Nato 2004; Fang *et al.* 2006; Toda e Tsukimura, 2006).

Baseado nos pioneiros estudos de Robbins e Hanna (1987) e recentes resultados publicados por Shakoore *et al.* (2006, 2008, *in press*), acredita-se que o uso de calçados que mimetizem a marcha descalça possam minimizar as sobrecargas no joelho durante a marcha. Há evidências que as propriedades mecânicas dos calçados modernos interferem negativamente na progressão da OA (Shakoore e Block, 2006), calçados estes, que, na grande maioria das vezes, possuem elevações na região do retropé (salto) e que são fabricados com solados mais rígidos, características estas que pouco reproduzem a flexibilidade dos movimentos dos pés descalços e do membro inferior como um todo.

A literatura mais recente tem dado destaque à importância da flexibilidade do pé e do membro inferior para a redução de sobrecarga mecânica no joelho de indivíduos com OA dessa articulação. É descrito que o andar descalço promoveria uma importante redução na carga articular de pacientes com OA de joelho, sem a necessidade, por exemplo, do uso de órteses para os pés, a qual poderia induzir mudanças indesejáveis na artrocinemática e nas cargas internas de outras articulações (Bergmann *et al.*, 1995; Shakoore e Block, 2006). Contudo, andar descalço nos dias atuais não seria uma tarefa muito comum e/ou confortável. Com isso, especulam os autores proponentes deste estudo e também a literatura, que o uso de um calçado que melhor reproduza os movimentos da marcha descalça poderia surtir em resultados satisfatórios para tal objetivo.

No entanto, embora seja considerável o número de estudos sobre a importância da base de sustentação e a adequação de calçados e/ou órteses abordando tal doença, deve-se

considerar que: (i) a maioria dos estudos leva em consideração calçados especialmente desenvolvidos para estudos, o que poderia ser mais dispendioso financeiramente, e acima de tudo, calçados importados, os quais são diferentes dos utilizados pela população osteoartrítica do Brasil; (ii) grande parte dos estudos compara calçados de salto alto e os com baixo índice de flexibilidade em relação à marcha descalça e não avaliam uma alternativa (calçado) que melhor reproduza as características da marcha descalça e (iii) de certa forma, há uma falta de padronização do calçado controle ao comparar a marcha descalça com o calçado habitual de cada indivíduo.

Diante disso, é de grande necessidade a investigação dos benefícios de um calçado flexível e desprovido de salto na tentativa de reduzir ou abrandar a sobrecarga articular do joelho e, conseqüentemente, a progressão mecânica da OA de joelho.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

O objetivo do presente estudo foi avaliar e comparar a influência de um calçado flexível, desprovido de salto e de baixo custo, de um calçado moderno de salto e da condição descalça sobre os padrões cinéticos e cinemáticos do membro inferior durante a marcha de idosas com e sem OA de joelho.

2.2 Objetivos Específicos

- Avaliar e comparar a cinemática de tornozelo, joelho e quadril de idosas com e sem OA de joelho durante a marcha descalça, com um calçado de salto habitual e com um calçado flexível e desprovido de salto (Moleca®).
- Avaliar e comparar as forças reação do solo vertical e horizontal de idosas com e sem OA de joelho durante a marcha descalça, com um calçado de salto habitual e com um calçado flexível e desprovido de salto (Moleca®).
- Avaliar e comparar os momentos de força de joelho de idosas com e sem OA de joelho durante a marcha descalça, com um calçado de salto habitual e com um calçado flexível e desprovido de salto (Moleca®).

3 REVISÃO E ATUALIZAÇÃO DA LITERATURA

A OA é uma doença que consiste no acometimento das articulações sinoviais e caracteriza-se por zonas de fibrilação e fissuração da cartilagem articular, bem como por esclerose do osso subcondral, microfraturas ósseas, cistos e formação de osteófitos nas bordas articulares (Greve *et al.*, 1992). Segundo Block e Shakoore (2009) uma moderna definição para OA seria: “um processo degenerativo doloroso que envolve todas as estruturas articulares com caráter primariamente não-inflamatório, o qual leva a uma progressiva deterioração da cartilagem articular e às alterações reativas do osso subcondral e estruturas articulares adjacentes”.

De acordo com Seda e Seda (2001), clínica e experimentalmente, tem sido demonstrado que a OA não resulta de uma única causa, mas sim, de um conjunto de causas, configurando-se uma verdadeira constelação etiológica. Precisamente, a etiologia da OA ainda é desconhecida, mas os fatores bioquímicos e biomecânicos são, provavelmente, elementares na etiologia e patogênese dessa afecção (Felson e Zhang, 1998). Wilson, McWalter e Jonnston (2008), complementam descrevendo que a mecânica exerce um papel não somente como desencadeador da OA, como também na sua progressão e tratamento.

Contudo, acredita-se que a OA se desenvolva mais comumente na ausência de uma causa conhecida (primária ou idiopática), embora tenha uma forte associação com o aumento da idade. Menos frequentemente, se desenvolve como resultado de uma infecção, hereditariedade, desordens metabólicas, desordens neurológicas, fatores ambientais e/ou ocupacionais – grupo este referente à OA secundária (Buckwalter e Mankin, 1997).

Na literatura pertinente ao assunto tem sido relatado que a idade, o sexo, a raça, a genética, a densidade óssea, a reposição hormonal, os fatores nutricionais (Peterson *et al.*, 1996; Felson e Zhang, 1998), bem como a obesidade, a deformidade articular, a fraqueza muscular, o local e severidade da doença, entre outros, podem ser preditos como fatores de risco para o surgimento de um processo osteoartítico (Felson e Zhang, 1998).

Particularmente, o diagnóstico da OA é clínico-radiográfico e, em geral, sinais e sintomas como dor, limitações de mobilidade, crepitação, derrame articular e deformidades estão presentes (Creamer e Hochberg, 1997; Andriacchi *et al.*, 2000). Quanto ao diagnóstico radiológico da OA, a classificação proposta por Kellgren e Lawrence (1957) e aceita pela Organização Mundial de Saúde em 1961 (Altman *et al.*, 1987) é a mais amplamente utilizada na literatura até a atualidade (Messier *et al.*, 2005; Bejek *et al.*, 2006; Shakoore e Block, 2006; Kemp *et al.*, 2008; Shakoore *et al.*, 2008; Zeni e Higginson, 2009). Segundo Kellgren e Lawrence (1957), os níveis de comprometimento articular pela OA são: 0 ou normal (ausência de sinais radiográficos de OA); 1 ou duvidoso (osteófito minúsculo; significância duvidosa); 2 ou mínimo (osteófito definido; espaço articular normal); 3 ou moderado (diminuição moderada do espaço articular) e 4 ou severo (intenso comprometimento do espaço articular; esclerose do osso subcondral).

Baseado na confirmação diagnóstica verifica-se que a prevalência dessa patologia se encontra muito elevada nos dias atuais, sendo a mesma, responsável pela incapacidade laborativa de aproximadamente 15% da população adulta mundial (Pastor, 1994).

Em países desenvolvidos como os Estados Unidos, em um recente estudo realizado por Lawrence *et al.* (2008), estima-se que exista, no mínimo, 27 milhões de americanos clinicamente afetados pela OA sintomática e que a prevalência aumente drasticamente durante as próximas décadas.

Em nosso país, a OA ocupa o terceiro lugar na lista dos segurados da Previdência Social que recebem auxílio-doença, ou seja, 65% das causas de incapacidade, estando atrás somente das doenças mentais e cardiovasculares (Pastor, 1994).

É relatado que a prevalência da OA é consistentemente maior em algumas articulações do que em outras (Huch *et al.*, 1997), sendo o joelho, segundo Pecina, Bojanic e Haspl (2001), uma das articulações mais afetadas. Esse dado se torna mais dimensionável com o relato de Baliunas *et al.* (2002), os quais demonstram que cerca de 10% dos adultos com idade superior a 55 anos, têm seus joelhos acometidos pela OA, acompanhada por dor e diminuição da mobilidade articular.

Apesar de haver poucos estudos epidemiológicos no Brasil sobre a prevalência de OA, estima-se que aproximadamente 4% da população apresentem OA sintomática, e que o joelho é a segunda articulação mais acometida pela doença, com 37% dos casos (Senna *et al.*, 2004). Nos membros inferiores, essa articulação assume o primeiro lugar entre as mais acometidas (Doherty, 2001). Segundo Oliveria *et al.* (1995), o comprometimento osteoartrítico dessa articulação ocorre duas vezes mais freqüentemente do que nas articulações da mão ou do quadril.

A alta prevalência de OA de joelho – gonartrose – é explicada pelos seus complexos mecanismo e estrutura, e por ser esta uma articulação de descarga de peso na posição bípede, quando estático, e de constante movimentação (andar, correr, sentar, agachar), o que favorece a instalação de doenças degenerativas (Pecina *et al.*, 2001).

De acordo com a literatura (Thomas *et al.*, 1975; Cooke *et al.*, 1994; Huch *et al.*, 1997; Mazzuca *et al.*, 2001; Neogi *et al.*, 2009), o compartimento medial do joelho é o mais afetado por mudanças osteoartríticas. Essa carga, segundo Schipplein e Andriacchi (1991), é aproximadamente 2,5 vezes maior que as transmitidas ao compartimento lateral durante a

marcha. Esse padrão de sobrecarga pode ser explicado pelo aumento do momento de adução durante a marcha.

A continuidade da doença, sem nenhuma intervenção, leva a um círculo vicioso formado pelo aumento do desalinhamento varo do joelho (geralmente estabelecido no início da doença) e pela maior sobrecarga no compartimento medial dessa articulação (Moreland, Bassett e Hunker, 1987; Chao *et al.*, 1994).

Atualmente, além dos métodos diagnósticos convencionais, modernos métodos biomecânicos de análises da marcha vêm sendo utilizados como ferramentas não-invasivas extremamente úteis para mensuração da resposta biomecânica das doenças do sistema musculoesquelético como é o caso da OA de joelho (Chau, 2001). De acordo com Block e Shakoore (2009), a análise da marcha é um método indireto confiável para avaliar a carga que ocorre dinamicamente nas articulações de suporte de peso, como o joelho, por exemplo.

Tais métodos são utilizados com a finalidade de avaliar a influência da dor (Hurwitz *et al.*, 2002; Henriksen *et al.*, 2006), da funcionalidade e do alinhamento do eixo mecânico dos membros inferiores de pacientes com OA de joelho (Hurwitz, Sharma e Andriacchi, 2002), bem como da severidade da doença (Sharma *et al.*, 1998; Hurwitz *et al.*, 1999; Al-Zahrani e Bakheit, 2002; Hurwitz *et al.*, 2002; Mündermann, Dyrby e Andriacchi, 2005) sobre a resposta cinética e cinemática da marcha desses pacientes.

Métodos biomecânicos foram também utilizados para verificar a efetividade de contensores para o joelho (Pollo, 1998; Drapper *et al.*, 2000; Self, Guenwald e Pflaster 2000; Birmingham *et al.*, 2001; Richards *et al.*, 2005; Ramsey *et al.*, 2007; Barrios *et al.*, 2009; Butler *et al.*, 2009), órteses para os pés (Bagge e Brooks, 1995; Perrot e Menkes, 1996; Toda e Segal, 2002; Toda *et al.*, 2004; Toda e Tsukimura, 2006), de cirurgias corretivas (Maquet, 1985; White, Ludkowski e Goodfellow, 1991; Grelsamer, 1995; Otsuki, Nawata e Okuno, 1999;

Tang *et al.*, 2004; Borjesson *et al.*, 2005), de medicamentos de uso tópico (Kraemer *et al.*, 2005) e injetável (Briem, Axe e Snyder-Mackler, 2009), bem como de calçados usuais e especiais (Kerrigan, Todd e Roley, 1998; Kerrigan, Lilas e Karvosky, 2001; Kerrigan *et al.*, 2005; Kemp *et al.*, 2008; Shakoor *et al.*, 2008; Shakoor *et al.*, *in press*) e a marcha descalça de pacientes com tal doença (Shakoor e Block, 2006).

Outra parcela dos estudos se ateve especialmente a essa metodologia para melhor entendimento biomecânico da OA de joelho e assim, segundo os autores, futuramente contribuir com os tratamentos preventivos e curativos (Kaufman *et al.*, 2001; Maly, Culhan e Costigan, 2002; Deluzio e Astephen, 2007).

Como percebido, a maioria dos autores se concentrou nos estudos cinemáticos e cinéticos da articulação diartrodial do joelho (Kaufman *et al.*, 2001; Baliunas *et al.*, 2002; Gök, Ergin e Yavuzer, 2002; Chen *et al.*, 2003; Childs *et al.*, 2004; Shakoor e Block, 2006; Shakoor *et al.*, 2008; Shakoor *et al.*, *in press*). Foram observadas mudanças nas variáveis espaço-temporais da marcha de indivíduos com OA de joelho como menor velocidade, menor cadência, comprimento mais curto e maior tempo do passo, bem como o aumento do percentual do tempo de duplo apoio quando comparado com pessoas sem OA de joelho (Brinkmann e Perry, 1985; Messier *et al.*, 1992; Borjesson *et al.*, 2005).

No que tange os resultados cinemáticos, é demonstrada uma reduzida flexão máxima de joelho durante a fase de apoio e de balanço, bem como um aumento do valgo articular durante a fase de balanço e do varo durante a fase de apoio. A amplitude de movimento diminuída tanto no quadril quanto no joelho e no tornozelo era atribuída no passado à presença de dor e/ou déficit de propriocepção (Stauffer, Chao e Gyery, 1977; Messier *et al.*, 1992). No entanto, os resultados do estudo de Al-Zahrani e Bakheit (2002), sugerem que tais fatores provavelmente não sejam a única causa das anormalidades cinemáticas e espaço-

temporais da marcha. Os autores pontuam a importância da estabilidade articular do joelho durante a fase de apoio, comprometida pela fraqueza do reto femoral – estabilizador dinâmico durante a marcha – o que certamente influenciará no aumento das cargas impostas ao joelho.

O aumento do momento de adução do joelho, em particular, tem sido o resultado mais encontrado na literatura quando se trata de sobrecarga articular do joelho osteoartrítico.

O momento de adução ou momento adutor do joelho pode ser descrito como o produto da componente vertical da força reação do solo no plano frontal e o braço de alavanca descrito como a distância ortogonal entre o centro de rotação articular do joelho no plano frontal e o vetor da força reação do solo vertical direcionado ao centro de massa corporal (Hunt *et al.*, 2008).

Na literatura, tem sido verificado a associação do momento de adução do joelho tanto com a severidade (Sharma *et al.*, 1998) quanto com a progressão da doença (Miyazaki *et al.*, 2002; Mündermann *et al.*, 2004), deixando claro que quanto maior forem as cargas intra-articulares do joelho, maior o grau e a progressão da doença. Mündermann *et al.* (2004), ao avaliarem o momento de adução do joelho e a progressão da doença, observaram que os sujeitos com maior momento adutor, consequente à maior severidade da OA, apresentaram também, maior desalinhamento varo dos joelhos em relação aos graus menos severos. Quanto à associação com a severidade da doença, Sharma *et al.* (1998) observaram um maior momento de adução nos graus 3 e 4, de acordo com Kellgren e Lawrence (1957), comparado com aqueles com grau de 0 a 2. Desse modo, fica explícito que os diferentes graus da progressão da OA, resultam em diferentes respostas biomecânicas durante a marcha, sendo assim, de suma importância em estudos de OA, incluírem-se os diferentes graus para que os resultados sejam melhor entendidos e fundamentados.

Outra característica cinética da marcha desses sujeitos foi observada por Gök, Ergin e Yavuzer (2002). Além da diminuição do momento flexor articular do joelho também foi observada uma assimetria na força reação do solo vertical que, ao invés de apresentarem um padrão usual formado por dois picos (observado em sujeitos sem OA), exibiu na verdade, um platô (Gök, Ergin e Yavuzer, 2002). Esses dados corroboram com os encontrados por Chen *et al.* (2003) os quais demonstraram um aumento da força mínima quando comparadas com as pessoas idosas e jovens assintomáticos.

Diante de tais alterações, grandes tem sido as tentativas de reduzir ou abrandar a sobrecarga mecânica da OA no compartimento medial do joelho, enfatizando-se a redução do desalinhamento varo anormal do membro inferior por meio de cirurgias valgisantes (Maquet, 1985; White, Ludkowski e Goodfellow, 1991; Grelsamer, 1995; Otsuki, Nawata e Okuno, 1999; Tang *et al.*, 2004; Borjesson *et al.*, 2005).

Porém, vários outros autores têm defendido estratégias conservadoras, como é o caso do uso de contensores para os joelhos (Pollo, 1998; Drapper *et al.*, 2000; Self, Greenwald e Pflaster, 2000; Birmingham *et al.*, 2001; Richards *et al.*, 2005), órteses para os pés (Bagge e Brooks, 1995; Perrot e Menkes, 1996; Toda e Segal, 2002; Toda, Tsukimura e Nato, 2004; Toda e Tsukimura, 2006) e até mesmo o uso de calçados com diferentes graus de rigidez, absorção de impacto e angulação do solado (Kerrigan, Todd e Riley, 1998; Kerrigan, Lelas e Karvosky, 2001; Kerrigan *et al.*, 2005; Fang *et al.*, 2006; Fisher *et al.*, 2007; Shakoore *et al.*, 2008; Shakoore *et al.*, *in press*).

No entanto, alguns autores (Kerrigan *et al.*, 2005; Shakoore e Block, 2006; Shakoore *et al.*, 2008) acreditam que palmilhas e/ou órteses em calçados normais ou ainda, alguns tipos de calçados como os de salto alto e alguns esportivos, possam comprometer o mecanismo da marcha por meio do bloqueio da função natural do rolamento do pé, e levar a um aumento

dos momentos de força articular dos joelhos osteoartríticos. Shakoore e Block (2006) relatam também que, pelo fato de haver uma interligação – cadeia cinética – entre as articulações dos membros inferiores, as alterações da mecânica do pé causadas pelo uso prolongado de órteses podais podem não somente afetar a carga imposta ao joelho como também ter consequências na artrocinemática de outras articulações da extremidade inferior. Este pensamento pode ser mais bem explicado por Toda, Tsukimura e Nato (2004), os quais sugerem que os movimentos do tálus têm ação direta sobre o calcâneo e, subsequentemente, na angulação da articulação femorotibial, influenciado assim a mecânica do joelho. Uma adaptação bastante comum adotada pela base de sustentação – os pés – de indivíduos com OA de joelho é o aumento do ângulo de *toe-out* (ângulo entre o eixo longo do pé e a linha de progressão da marcha no instante da retirada do hálux do solo) com a finalidade de reduzir o braço de momento da força vertical de reação do solo e, consequentemente, o momento de adução do joelho durante a marcha (Teichtahl *et al.*, 2006; Chang *et al.*, 2007; Guo, Axe e Nato, 2007).

Outra questão a ser levantada é sobre o desconforto e, às vezes, a ineficiência de alguns tipos de órteses tanto para a remissão da sintomatologia quanto para a otimização da mecânica do joelho osteoartrítico (Toda, Tsukimura e Nato, 2004). Foi relatado também por Tohyama, Yasuda e Kaneda (1991) que ao final de um acompanhamento de aproximadamente nove anos de uso de órtese plantar, observou-se um retardo no início do comprometimento de atividades de vida diária, porém, não em relação à progressão da doença.

Uma atual linha de pesquisa baseia-se na teoria de que o andar descalço de indivíduos com OA de joelho reduziria a carga articular, principalmente no compartimento medial do joelho, sem necessariamente, acrescentar um elemento externo que possa alterar

a artrocinemática e as cargas internas de outras articulações. Shakoore e Block (2006), ao realizarem um estudo no qual os indivíduos com OA de joelho foram avaliados durante a marcha descalça e calçada, surpreenderam-se com a diminuição do momento de adução do joelho – uma das variáveis mais comprometidas em pessoas com OA de joelho –, como já descrito previamente na literatura (Sharma *et al.*, 1998; Miyazaki *et al.*, 2002; Mündermann, Dyrby e Andriacchi, 2004; Borjesson *et al.*, 2005; Richards *et al.*, 2005; Fisher *et al.*, 2007). Os autores discutem que possivelmente esses resultados mais danosos à articulação do joelho osteoartrítico são inerentes às propriedades dos calçados modernos que pouco reproduzem a flexibilidade dos movimentos dos pés descalços e que, além disso, também possuem uma elevação sob o calcâneo – o salto.

Robbins e Hanna já haviam relatado em 1987, que as adaptações do pé para absorção de choque são uma consequência inerente à condição descalça, caracterizando um mecanismo responsável pela diminuição da frequência de lesões em populações que não fazem uso de calçado. Esse mecanismo se dá pela deflexão do arco longitudinal medial do pé quando imposto a cargas. Ao contrário, como hipotetizado pelos autores, uma desconhecida inabilidade do arco do pé calçado em deflexionar sem restrições pode ser responsável pela alta frequência de lesões na população que faz uso frequente de calçado. Outra evidência é que o *feedback* sensorial provindo da interação física do pé descalço com o chão ou com a parte interna do calçado é um elemento capital para essas adaptações durante a marcha. Novamente, Shakoore e Block (2006) confirmam tais discussões sobre a diminuição sensorial e a menor maleabilidade inerente aos calçados modernos que parecem ser responsáveis pela alta frequência de lesões dos membros inferiores.

Bergmann *et al.* (1995), por meio de um método direto utilizando um transdutor de força implantado na articulação do quadril durante um processo cirúrgico, avaliaram a carga

articular de um paciente submetido a uma revisão protética dessa articulação e observaram que não houve diferença na carga intra-articular acetabulofemoral com o uso agudo de aproximadamente 15 diferentes tipos de calçado, mas uma redução da carga intra-articular quando o sujeito realizou a marcha descalça. Os autores acreditam que a rigidez imposta pela sola da maioria dos calçados pode ser desfavorável e promotora desse aumento de carga intra-articular.

Demais autores também compararam a marcha descalça e calçada de sujeitos com OA de joelho. Eles sugerem que os saltos nos calçados podem aumentar o pico dos momentos flexor e adutor dos joelhos durante a marcha (Kerrigan *et al.*, 2005). Não obstante, é observado na literatura que de 37 a 69% das mulheres usam com frequência sapatos de salto alto no dia-a-dia (Frey *et al.*, 1993). Apesar de ser esta uma prática comum entre as mulheres, observa-se que o uso do salto alto provoca uma modificação nos padrões cinéticos e cinemáticos da marcha (Kerrigan, Tood e Riley, 1998; Esenyel *et al.*, 2003). Sabendo-se que a maioria dos calçados comerciais tem uma elevação parcial no calcanhar e que este fato é danoso ao aparelho locomotor, acredita-se que a ausência do salto durante a marcha poderia ser efetiva na redução dos picos dos momentos de força do joelho, principalmente de indivíduos osteoartíticos (Shakoor e Block, 2006).

No entanto, nos dias modernos, os quais seguem padrões predeterminados pela sociedade, e também pela necessidade de proteção externa aos pés, raramente se tem a oportunidade de deambular descalço para realizar as tarefas cotidianas. O ideal então para pessoas com comprometimento osteoartítico do joelho seria o uso de um calçado que conseguisse reproduzir o máximo possível as propriedades mecânicas da marcha descalça e assim minimizar os danos causados pelo excesso de carga intra-articular do joelho durante a marcha.

4 CONJECTURAS INICIAIS

Espera-se observar ao final deste estudo que o efeito agudo da condição de marcha (calçada ou descalça) se reflita nas variáveis cinemáticas e cinéticas investigadas e que a doença interfira nas respostas cinemáticas e cinéticas durante a marcha, bem como nos ajustes biomecânicos, os quais devem ocorrer nas diferentes condições de marcha (com Moleca®, calçado de salto e descalça).

Diante disso, as hipóteses iniciais do presente estudo foram: (i) que o calçado flexível, desprovido de salto e de baixo custo (Moleca®) promoveria amplitudes de movimento dos membros inferiores, forças de reação do solo e momentos de adução do joelho semelhantes à marcha descalça; (ii) que o calçado de salto, quando comparado ao uso agudo da Moleca® e à condição descalça, promoveria maiores amplitudes de movimento dos membros inferiores, forças de reação do solo e momentos de adução do joelho; (iii) que o uso agudo da Moleca® por idosas com OA de joelho, promoveria variações angulares nos membros inferiores, forças de reação do solo e momento de adução do joelho semelhantes às idosas sem OA.

5 MÉTODOS

5.1 Desenho experimental

Estudo caso-controle longitudinal (três momentos) com alocação aleatória. Os fatores doença e tipo de calçado (variáveis independentes) foram apresentados em dois níveis para o primeiro fator em: (i) doente (OA) e (ii) não doente (controle); e três níveis para o fator calçado: (i) descalço, (ii) calçado Moleca®, (iii) calçado de salto. Todos foram relacionados com o grupo de variáveis dependentes provindas da cinemática de tornozelo, joelho e quadril, forças reação do solo vertical e horizontal e momentos de força do joelho.

As hipóteses testadas para os grupos estudados (com e sem doença) foram:

$$H_0: \lambda_1 = \lambda_2 = \lambda_3 = 0 \text{ e}$$

$$H_A: \text{no mínimo um } \lambda_i \neq 0,$$

onde λ_i , $i = 1, 2, 3$, representando os efeitos dos tipos de calçado.

5.2 Casuística

Os critérios de inclusão para este estudo foram: mulheres voluntárias com idade entre 60 e 75 anos (Mündermann *et al.*, 2004), índice de massa corporal (IMC) menor que 35kg/m² (Shakoor e Block, 2006), que andassem de forma independente sem auxílio, sem próteses e/ou órteses em membros inferiores (Hunt *et al.*, 2006), sem antecedente de qualquer processo cirúrgico em joelhos, tornozelos e quadris ou lesão muscular nos últimos 6 meses e sem doença neurológica diagnosticada. Além destes critérios, as idosas não

poderiam apresentar: instabilidade articular no joelho (resultados positivos nos testes dos ligamentos colateral medial, lateral, gaveta anterior e posterior), OA de quadril e/ou tornozelo diagnosticada, OA incapacitante ou inflamatória sistêmica, OA assintomática de um ou ambos os joelhos, artrite reumatóide, quadro de demência ou incapacidade de dar informações consistentes (Hunt *et al.*, 2006) e também não poderiam ter recebido injeção de esteróide intra-articular no joelho dentro dos três últimos meses (Mündermann, Dyrby e Andriacchi, 2005).

A fim de se definirem as idosas que participariam deste estudo, foi realizado um levantamento epidemiológico inicial das pacientes portadoras de OA de joelho atendidas no Hospital Universitário da Universidade de São Paulo (HU - USP) no período compreendido entre julho de 2007 e junho de 2009, totalizando 639 pacientes (Figura 1). Destas, foram eleitas como potenciais participantes 226 pacientes que, a princípio, se enquadravam nos critérios de inclusão previamente estabelecidos (Figura 1). O contato com essas pacientes foi realizado via telefone para confirmar se estas, de fato, se enquadravam nos critérios de inclusão. Aquelas que se adequavam nesses critérios foram convocadas para participar do estudo, como grupo OA (Figura 1). Idosas assintomáticas sem OA de joelho também foram recrutadas para constituírem o grupo controle que foi constituído por acompanhantes das pacientes com OA ou pacientes atendidas no HU - USP que não apresentavam OA de joelho e nenhum outro quadro que fosse critério de exclusão estabelecido previamente (Figura 1).

Foram coletadas inicialmente 70 idosas voluntárias, no entanto, devido a erros durante a aquisição dos dados, ou ainda por perda de dados durante o processamento, foram excluídas 25 idosas da participação efetiva do estudo, totalizando ao final, 45 idosas (Figura 1).

Figura 1 – Fluxograma das etapas do desenvolvimento do estudo.

Foi realizado o cálculo amostral no software G Power v.3.0.10, assumindo-se um erro tipo I (α) de 5%, poder do teste de 80%, com tamanho do efeito moderado ($f = 0,25$), um *design* estatístico de teste F para medidas repetidas (efeitos *between* e *within*), obtendo-se um n de 28 idosas, portanto, o n de 45 idosas avaliadas preenche perfeitamente o cálculo amostral realizado.

O grupo OA (GOA) foi constituída por 21 idosas portadoras de OA de joelho com graus 2 e 3 segundo os critérios de Kellgren e Lawrence (1957). Todas elas com OA femorotibial medial, obrigatoriamente diagnosticada radiograficamente (Jenkyn *et al.*, 2008) pelo médico que as acompanhava no HU - USP.

O grupo controle (GC) foi constituído por 24 idosas assintomáticas, sem confirmação radiológica de OA de joelhos, com mesma faixa etária, massa, estatura e mesma classificação de IMC que as idosas do GOA (Kaufman *et al.*, 2001; Mündermann *et al.*, 2004).

No momento do contato via telefone, era solicitado a elas que continuassem fazendo uso de medicamentos analgésicos/antiinflamatórios, caso estes já tivessem sido prescritos previamente pelo médico responsável. Portanto, durante a avaliação, nenhuma idosa apresentava quadro algico, reduzindo assim o efeito interveniente da dor no momento da avaliação (Guo, Axe e Manal, 2007).

Para participação efetiva no estudo, após prévio esclarecimento do escopo da pesquisa, todas as idosas assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido elaborado conforme resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (ANEXO 1), o qual foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário da Universidade de São Paulo – CEP HU - USP (Protocolo no. 765/07) (ANEXO 2).

5.3 Protocolo de avaliação

Todo o protocolo de coleta foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica do Movimento e Postura Humana do departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (Figura 1).

5.4 Avaliação inicial

As idosas, pré-selecionadas por diagnóstico médico de OA femorotibial medial e contato prévio, responderam a um questionário de dados pessoais. Cada uma teve uma respectiva ficha de avaliação na qual foram anotados: identificação, sexo, idade, data do diagnóstico, bem como tratamentos instituídos, data da última radiografia, classificação radiológica da AO, segundo a escala de Kellgren e Lawrence (1957) fornecido pelo médico, além de uma escala de dor EVA – Escala Visual Analógica (Price *et al.*, 1983; Jensen, Karoly e Braver, 1986), realizada antes da avaliação. Aplicou-se também o questionário de dor, rigidez e funcionalidade WOMAC - *Western Ontario and McMaster Universities Index of Osteoarthritis*, utilizada e validada mundialmente como uma medida clínica para o diagnóstico da doença (Bellamy *et al.*, 1988, Fernandes, 2002) (ANEXO 3).

Nesta etapa inicial ainda realizou-se a avaliação antropométrica, em que se mensurou estatura, massa corporal e índice de massa corporal. Também foram realizados testes especiais do joelho (testes dos ligamentos colateral medial, lateral, gaveta anterior e posterior). Esta etapa inicial foi determinante para confirmação dos critérios de inclusão e caracterização da amostra a ser estudada.

Tabela 1 – Dados demográficos, antropométricos e de dor do grupo OA (GOA) e controle (GC).

Variável	GC (n=24)	GOA (n=21)	p ¹
Idade (anos)	65 ± 4	65 ± 5	0,84
Massa (kg)	64,8 ± 8,4	68,9 ± 7,8	0,10
Estatura (m)	1,57 ± 0,06	1,54 ± 0,05	0,12
IMC (kg/m ²)	26,2 ± 2,9 (sobrepeso)	28,8 ± 3,2 (sobrepeso)	0,005
Dor EVA (cm)	0,2 ± 0,5	0,2 ± 0,4	0,611

¹Teste t

Tabela 2 – Pontuação média e desvio-padrão do questionário WOMAC dos grupos controle (GC) e OA (GOA).

Variável (nº pontos)	GC (n=24)	GOA (n=21)	p ¹
Dor (20)	2 ± 2	5 ± 3	< 0,001
Rigidez (8)	1 ± 1	3 ± 1	< 0,001
Função (68)	5 ± 5	19 ± 11	< 0,001
Total (96)	9 ± 8	28 ± 15	< 0,001

¹Teste de Mann-Whitney

5.5 Avaliação da marcha: cinemática de membros inferiores e força reação do solo

Os deslocamentos angulares tridimensionais foram avaliados por seis câmeras infravermelho (*Optitrack FLEX: V100, Natural Point, EUA*) e a força reação do solo por meio de uma plataforma de força (*AMTI OR-6 – 1000, Watertown, EUA*) com dimensões de 47 cm x 51 cm embutida no centro de uma pista de 10 m (Figura 2). As idosas, vestindo um maiô de *lycra* preta para hidroginástica (tipo macacão), andaram sobre essa pista em três condições

escolhidas de forma aleatória para cada idosa: condição descalça, Moleca® (calçado feminino flexível e desprovido de salto) (Figura 3A) e calçado de salto (calçado de uso próprio do sujeito, com salto de aproximadamente 5 cm de altura) (Figura 3B). Optou-se por usar este tipo de calçado, pois de 37 a 69% das mulheres usam habitualmente sapatos de salto alto no dia-a-dia (Frey *et al.*, 1993) e os calçados modernos caracterizam-se por apresentar invariavelmente elevações no calcanhar (Shakoor e Block, 2006).

Figura 2 – Imagem da localização da plataforma de força sob a pista de 10 m no Laboratório de Biomecânica do Movimento e Postura Humana.

Figura 3 – (A) Calçado Moleca® e (B) Calçado de salto típico.

Para realização da avaliação cinemática, inicialmente foram afixadas marcas refletivas de 20 mm de diâmetro (Figura 4) nos seguintes pontos anatômicos: ponto lateral mais superior da crista ilíaca, espinha ilíaca ântero-superior, trocânter maior, ponto médio da linha articular lateral do joelho, maléolo lateral, cabeça do primeiro e quinto metatarso (Hurwitz *et al.*, 2002; Shakoore e Block, 2006; Thorp *et al.*, 2006; Shakoore *et al.*, 2008). Foram também posicionados, bilateralmente, marcadores no ponto médio da linha articular medial do joelho e maléolo medial (somente para a aquisição de dados na postura ortostática de referência). Além disso, três marcas refletivas coplanares e não colineares entre si foram fixadas em dois esquadros, formando-se dois conjuntos de marcas técnicas (*cluster*) (Figura 4), sendo um afixado na face lateral da coxa e outro na face lateral da perna do membro inferior analisado (Figura 5). Dessa forma, evitou-se a movimentação dos marcadores entre si, principalmente sobre o segmento coxa, o qual apresenta uma considerável camada adiposa, permitindo assim a reconstrução e análise de movimento como um corpo rígido.

Também foram afixados marcadores nos membros superiores (dorso da mão, processo estilóide da ulna, processo estilóide do rádio, epicôndilo lateral do úmero), tronco (umbigo, sacro, ângulo inferior da escápula, acrômio, processo espinhoso da 7ª vértebra cervical) e cabeça (glabella e ponto superior da orelha bilateralmente), os quais são necessários para a aquisição da tomada estática inicial e para que o *software* (ARENA, Natural Point, EUA) realize a reconstrução espacial do corpo do indivíduo (Figura 5).

Após a tomada estática, as marcações técnicas nos membros superiores, tronco e cabeça foram retiradas, permanecendo somente as marcas de interesse anatômico no membro inferior e quadril. Essas marcações foram necessárias para a reconstrução dos segmentos corporais das idosas e posterior análise do movimento, respectivamente, pelos softwares ARENA e Visual3D (C-motion, Ontário, Canadá).

Figura 4 – Materiais utilizados: gaze para limpeza da pele antes da fixação dos marcadores, fita adesiva VHB 3M® para fixação dos marcadores, marcadores refletivos, *clusters* para fixação na coxa e na perna e faixa com marcadores para a cabeça.

A Figura 5 ilustra uma idosa com todos os marcadores refletivos previamente colocados para uma tomada estática.

Figura 5 – Idosa com os marcadores refletivos fixados no corpo para a tomada estática.

Foram utilizadas seis câmeras infravermelho (*Optitrack* FLEX: V100, *Natural Point*, EUA) (Figura 6A) posicionadas no teto do laboratório. Para o cálculo das coordenadas tridimensionais de cada marcador, o mesmo deveria ser visualizado simultaneamente por pelo menos duas câmeras. A aquisição das trajetórias dos marcadores foi realizada a uma frequência de amostragem de 100 Hz. Antes da aquisição dos dados, o espaço foi calibrado com o uso de um esquadro de calibração (Figura 6B) e uma haste com um marcador refletivo em sua extremidade distal (Figura 6C) para posterior reconstrução das coordenadas espaciais das marcas anatômicas.

Para esse sistema foi realizado um teste de acurácia conforme sugerido por Chiari *et al.*(2005). O resultado do teste estático e dinâmico apresentou um erro menor que 1 mm, assemelhando-se aos sistemas comerciais em uso (Macellari, 1983).

Figura 6 – Sistema para captura de imagens do movimento humano (*OptiTrack*): (A) câmera infravermelho FLEX V100, (B) esquadro para calibração do solo, (C) instrumento (*Wand*) para calibração do espaço de coleta.

As componentes vertical e horizontal da força reação do solo foram adquiridas por meio de uma plataforma de força (AMTI OR-6 – 1000, Watertown, EUA) nivelada com o solo e posicionada no centro do volume de calibração das seis câmeras. A frequência de amostragem dos dados de força foi de 100 Hz. Para sua aquisição foi utilizado um computador com uma placa A/D de aquisição de dados de 12 bits (DT 3002, AMTI).

A sincronização dos dados cinemáticos e cinéticos foi realizada por meio de um sincronizador construído para este fim (Figura 7) posicionado sobre o processo espinhoso da sétima vértebra cervical, o qual era conectado por um fio ao amplificador da plataforma de força. Este dispositivo era acionado no momento em que a idosa pisava na plataforma. A diferença de potencial elétrico gerado na plataforma pela sua deformação, quando a idosa a contatava durante o andar, acionava um sistema elétrico que virava e ocultava a face refletiva do marcador inserido no dispositivo. Dessa forma, a face refletiva não era mais visível ao sistema de câmeras, sinalizando no arquivo de dados cinemáticos o instante de contato do pé com a plataforma. Por meio desse evento simultâneo em ambos os sistemas, foi realizado o ajuste da linha de tempo de ambos os arquivos para sua sincronização: cinemático e de força reação do solo.

Figura 7 – Dispositivo construído para sincronizar os dados cinemáticos e a força reação do solo. (A) dispositivo preparado para ser acionado com sua face refletiva exposta. (B) dispositivo já acionado com sua face refletiva não mais visível.

Antes da aquisição dos dados da marcha, foi realizado um período de habituação das idosas ao vestuário, marcas e ao laboratório. A idosa caminhou livremente pela pista de coleta após demarcação dos pontos anatômicos. Foi orientado à idosa realizar a marcha o mais próximo da natural (realizada no seu dia-a-dia) a critério próprio (Morlock *et al.*, 2001; Detrembleur *et al.*, 2005). A cadência da idosa foi monitorada, porém, não controlada. Para tal procedimento, utilizou-se um metrônomo que permitiu a marcação desse parâmetro, o qual poderia variar de 100 a 125 passos/min (Shakoor e Block, 2006), para que dessa forma fosse garantida a utilização de uma cadência auto-selecionada em todas as tentativas de coleta para cada sujeito. O GC apresentou cadência média de 112 ± 5 passos/min e o GOA, de 109 ± 4 passos/min, não diferentes estatisticamente ($p = 0,068$).

Após a habituação ao vestuário, marcas e laboratório, foi sorteada a ordem das condições de calçado em que a idosa executaria a coleta (sorteio com papéis em uma caixa). Caso a idosa fosse do GC, ela sorteava também qual membro inferior seria analisado; caso fosse do grupo OA, era analisado o membro inferior acometido (se OA unilateral) ou o mais acometido (se OA bilateral) (Shakoor e Block, 2006). Após a escolha aleatória da sequência das três condições de calçado e do membro inferior avaliado, a idosa permanecia descalça parada em pé sobre a plataforma de força com os membros superiores abduzidos a 90° , tendo sua postura semelhante a uma letra “T”. Esse procedimento é necessário para a reconstrução dos segmentos corporais no software ARENA e para a análise do movimento no software Visual3D. Após a aquisição dos dados nessa posição, foram retirados marcadores de alguns pontos anatômicos (maléolo medial e ponto médio da linha articular medial do joelho, membros superiores, cabeça e tronco), permanecendo somente as marcas técnicas.

Após a tomada estática, solicitou-se que cada idosa andasse sobre a pista de 10 metros para a captura dos dados cinemáticos e da força reação do solo. Os primeiros e

últimos três metros, respectivamente, no início e no final da pista de coleta não estavam no volume de captura dos dados para evitar a aquisição de instantes em que as idosas estariam acelerando ou desacelerando durante a marcha (Borjesson *et al.*, 2005). Foram adquiridas cinco tentativas válidas para cada condição (Childs *et al.*, 2004) garantindo uma confiabilidade maior que 0,93, de acordo com Diss (2001), totalizando assim 15 arquivos válidos por idosa.

Durante a coleta da condição Moleca®, a idosa utilizou o calçado do laboratório cujos números eram disponíveis entre 34 e 39. Durante a coleta da condição calçada com salto, a idosa utilizou o seu próprio calçado, tendo sido solicitado que fosse um calçado confortável, fechado (Kemp *et al.*, 2008), de salto de base larga com no máximo 5 cm de altura (Kerrigan, Todd e Riley, 1998; Kerrigan, Lelas e Karvosky, 2001; Kerrigan *et al.*, 2005). A altura média do salto das idosas foi de $4,40 \pm 0,93$ cm no GC e de $4,03 \pm 0,95$ no GOA, não diferente entre os grupos ($p = 0,102$).

5.6 Análise matemática dos dados

No *software* ARENA Optitrack (Natural Point, Oregon, EUA), foram realizados os procedimentos de digitalização automática e reconstrução tridimensional das coordenadas de cada marca refletiva pelo algoritmo de transformação linear direta (DLT) (Abdel-Aziz e Karara, 1971). Além disso, no mesmo *software* foi realizada a trajetORIZAÇÃO, a filtragem com filtro digital passa-baixa *Butterworth* de 4ª ordem a 6 Hz (Zeni e Higginson, 2009) e a exportação.

Para definição dos eixos articulares foi necessário determinar os centros das articulações do quadril, joelho e tornozelo. As coordenadas do centro articular do quadril foram determinadas por otimização e expressas a partir do sistema de coordenadas da pelve.

O centro articular do joelho foi definido como o ponto médio da distância entre os marcadores medial e lateral posicionados sobre a linha articular dessa articulação; o centro articular do tornozelo, como o ponto médio da distância entre os marcadores posicionados sobre os maléolos lateral e medial (Kabada, Ramakrishman e Wooten, 1990). A partir dos centros articulares, foram determinados por meio do *software* Visual3D, os deslocamentos angulares sagital de tornozelo, joelho e quadril na fase de apoio da marcha em função das trajetórias tridimensionais das marcas exportadas pelo *software* ARENA.

Os dados da força reação do solo foram filtrados com filtro passa-baixa *Butterworth* de 2ª ordem a 50 Hz, normalizados pelo peso corporal e interpolados de 0 a 100% da fase de apoio.

A sincronização dos dados cinemáticos e da força reação do solo também foi realizada no *software* Visual3D. Teve-se se como *frame* comum entre ambos os eventos, o instante em que a idosa contactava o calcanhar na plataforma de força e o marcador sincronizador não fosse mais rastreado pelas câmeras. Para confirmar esse evento de sincronização, foram plotadas as curvas de aceleração nos eixos x, y e z da marca do calcanhar para verificar o instante em que a aceleração da mesma se tornava zero.

O método da dinâmica inversa foi utilizado para o cálculo dos momentos de força externa resultantes no joelho. Os momentos externos que agem sobre a articulação durante a marcha, de acordo com a segunda lei de Newton, é igual e oposto ao conjunto de momentos internos produzidos primariamente pelos músculos, tecidos moles e força de contato articular (Shakoor *et al.*, *in press*). Utilizou-se um modelo de segmentos rígidos, levando-se em consideração a força gravitacional sobre os segmentos, a força reação do solo e as acelerações dos segmentos no *software* Visual3D. As propriedades inerciais dos segmentos foram calculadas de acordo com ajustes propostos por (Dempster e Gaughran, 1967).

As variáveis cinemáticas, da força reação do solo vertical e horizontal (ântero-posterior), bem como os momentos de força articular foram calculadas por meio de duas rotinas personalizadas criadas em ambiente Matlab v. 7.6/R2008a (MathWorks, Inc.) (APÊNDICE A e B). Utilizou-se também uma função para achar os valores de pico das variáveis (APÊNDICE C).

As variáveis cinemáticas analisadas para o tornozelo foram (Figura 8): máxima extensão inicial do tornozelo (aplainamento do pé); máxima flexão do tornozelo; máxima extensão final do tornozelo (retirada dos dedos); amplitude de movimento sagital do tornozelo (sendo definida como o valor da máxima flexão subtraído do valor da extensão ao final do apoio), ângulo máximo de *toe-out* coincidente com o segundo pico do momento de adução do joelho. Para o joelho, as variáveis foram (Figura 9): máxima flexão inicial do joelho; máxima extensão do joelho; máxima flexão final do joelho; amplitude de movimento sagital do joelho (sendo definida como o valor da máxima extensão subtraído do valor da máxima flexão). Para o quadril, as variáveis foram (Figura 10): flexão máxima inicial do quadril; extensão máxima do quadril e amplitude de movimento sagital do quadril (sendo definida como o valor máximo de flexão subtraído do valor máximo de extensão ao final do apoio).

Figura 8 – Representação gráfica das variáveis cinemáticas determinadas a partir das curvas de variação angular (graus) do tornozelo (sagital) e do eixo longo do pé em relação eixo de progressão da marcha (y) para determinação do ângulo do *toe-out* durante a fase de apoio, onde: (1) máxima extensão inicial do tornozelo (aplainamento do pé); (2) máxima flexão do tornozelo; (3) máxima extensão final do tornozelo (retirada dos dedos); (4) amplitude de movimento sagital do tornozelo; (5) ângulo máximo de *toe-out*.

Figura 9 – Representação gráfica das variáveis cinemáticas determinadas a partir das curvas de variação angular (graus) sagital do joelho durante a fase de apoio da marcha, onde: (1) máxima flexão inicial do joelho; (2) máxima extensão do joelho; (3) máxima flexão final do joelho; (4) amplitude de movimento sagital do joelho.

Figura 10 – Representação gráfica das variáveis cinemáticas determinadas a partir das curvas de variação angular (graus) do quadril no plano sagital durante a fase de apoio, onde: (1) máxima flexão inicial do quadril; (2) máxima extensão do quadril e (3) amplitude de movimento sagital do quadril.

Como convenção, os ângulos sagitais do tornozelo (pé em relação à perna), joelho (perna em relação à coxa) e quadril (coxa em relação à pelve) foram considerados neutros quando seus respectivos valores fossem zero; a diminuição dos valores (valores negativos) foi considerado movimento na direção da extensão, e o aumento desse valor (valores positivos) foi considerado movimento na direção da flexão (Figura 11).

Figura 11 – Esquema demonstrativo da direção dos movimentos angulares dos membros inferiores no plano sagital.

As variáveis da força reação do solo calculadas foram (Figura 12): 1º e 2º picos da força reação do solo vertical; força vertical mínima; taxa de aceitação do peso corporal (taxa 1) que é definida como a razão entre o 1º pico da força vertical e o tempo do contato inicial até este pico de força; taxa de propulsão (taxa 2), a razão entre o 2º pico da força vertical e valor mínimo da força vertical; 1º e 2º pico da força ântero-posterior; 1ª e 2ª integral da força ântero-posterior.

Figura 12 – Representação gráfica das variáveis de força reação do solo vertical e horizontal ântero-posterior, onde (Fz_1) 1º pico da força reação do solo vertical; (Fz_2) 2º pico da força reação do solo vertical; (Fz_{min}) força vertical mínima; ($txa = Fz_1/\Delta t_1$) taxa de aceitação do peso corporal; ($txp = Fz_2/\Delta t_2$) taxa de propulsão; (Fx_1) 1º pico da força ântero-posterior; (Fx_2) 2º pico da força ântero-posterior; (id) 1ª integral da força ântero-posterior - impulso de desaceleração; (ia) 2ª integral da força ântero-posterior - impulso de aceleração.

Com a finalidade de analisar a carga imposta ao compartimento medial articular do joelho, foram avaliadas variáveis relativas ao momento de adução do joelho (Figura 13): 1º pico do momento adutor do joelho (apoio inicial); pico mínimo do momento adutor do joelho correspondente ao médio apoio; 2º pico do momento adutor do joelho (apoio final) e impulso de adução do joelho. Esta última variável, assim como sugerido por (Thorp *et al.*, 2006), não foi normalizada na base temporal, uma vez que esta é dependente do tempo.

Figura 13 – Representação gráfica das variáveis dos momentos de força do joelho no plano frontal, onde: (1) 1º pico do momento adutor do joelho (apoio inicial); (2) pico mínimo do momento adutor do joelho correspondente ao médio apoio; (3) 2º pico do momento adutor do joelho (apoio final), normalizados na base de tempo de apoio (% peso corporal x estatura); (4) impulso de adução do joelho não-normalizado na base do tempo de apoio (% peso corporal x estatura x segundos).

Como convenção, o momento de força articular do joelho no plano frontal (perna em relação à coxa) foi considerado neutro quando seu valor fosse zero; o aumento desse valor (valores positivos) foi considerado momento de adução do joelho; a diminuição dos valores (valores negativos) foi considerada momento de abdução do joelho (Figura 14).

Figura 14 – Esquema demonstrativo da direção dos momentos de força articulares do joelho no plano frontal (momento de adução e momento de abdução).

Todas as variáveis biomecânicas supracitadas foram escolhidas baseadas na sua potencial implicação sobre a carga articular e/ou as estratégias compensatórias adotadas por sujeitos com OA de joelho.

5.7 Análise estatística dos dados

Por meio do *software* Statistica v.8 (*StatSoft, Inc.*) verificou-se a confirmação da normalidade dos dados (teste de Shapiro-Wilk) e da homocedasticidade (teste de Levene). As comparações inter-grupos e intra-condições foram realizadas por meio de testes ANOVA dois fatores (2 x 3), sendo as três condições de marcha, medidas repetidas. Este procedimento foi realizado para cada variável estudada e as ANOVAs foram seguidas de testes *post hoc* de Newman-Keuls. As comparações das variáveis demográficas, antropométricas e da dor pela EVA entre os grupos foram realizadas por meio do teste *t*, e para as variáveis do WOMAC, por meio do teste de Mann-Whitney. Adotou-se $\alpha = 0,05$ para diferenças significativas e entre 0,05 e 0,10 para diferenças marginalmente significativas.

6 RESULTADOS

6.1 Variáveis cinemáticas

Nesta seção, os resultados serão descritos da articulação mais distal para a mais proximal, ou seja, do tornozelo para o quadril; e, com a finalidade de melhor dimensionar as diferenças entre as condições e entre os grupos, alguns resultados serão expressos na forma de percentual.

Tabela 3 – Médias, desvios-padrão e valores de p da comparação entre os grupos controle (GC) e osteoartrite (GOA) das variáveis cinemáticas (graus) no plano sagital do tornozelo, joelho e quadril nas condições descalça (D), Moleca® (M) e salto (S).

Variável (graus)	Condição	GC (n = 24)	GOA (n = 21)	p ¹ GC x GOA	p ¹ GC	p ¹ GOA
Máxima extensão inicial do tornozelo	Descalça	-8,90 ± 3,81	-9,38 ± 3,41	0,804	0,059 (D-M)	0,210 (D-M)
	Moleca®	-9,74 ± 4,28	-10,88 ± 3,61	0,466	< 0,001 (D-S)	< 0,001 (D-S)
	Salto	-25,01 ± 5,30	-24,80 ± 5,72	0,951	< 0,001 (M-S)	< 0,001 (M-S)
Máxima flexão do tornozelo	Descalça	9,06 ± 2,65	8,09 ± 3,06	0,747	0,414 (D-M)	0,500 (D-M)
	Moleca®	8,26 ± 4,37	7,38 ± 3,18	0,805	< 0,001 (D-S)	< 0,001 (D-S)
	Salto	-3,20 ± 5,19	-3,32 ± 6,08	0,845	< 0,001 (M-S)	< 0,001 (M-S)
Máxima extensão final do tornozelo	Descalça	-10,04 ± 6,42	-10,50 ± 3,72	0,867	0,040 (D-M)	0,010 (D-M)
	Moleca®	-13,05 ± 6,92	-14,16 ± 4,32	0,662	< 0,001 (D-S)	< 0,001 (D-S)
	Salto	-21,69 ± 6,62	-22,28 ± 6,72	0,605	< 0,001 (M-S)	< 0,001 (M-S)
Amplitude de movimento sagital do tornozelo	Descalça	22,27 ± 5,00	20,15 ± 2,51	0,139	0,391 (D-M)	0,011 (D-M)
	Moleca®	23,29 ± 4,46	22,46 ± 3,41	0,819	0,610 (D-S)	< 0,001 (D-S)
	Salto	23,43 ± 3,99	22,97 ± 2,62	0,942	0,248 (M-S)	0,287 (M-S)

Máxima flexão inicial do joelho	Descalça	17,59 ± 6,29	14,44 ± 5,88	0,311	0,785 (D-M)	0,981 (D-M)
	Moleca®	17,06 ± 6,36	14,45 ± 6,11	0,354	0,521 (D-S)	0,334 (D-S)
	Salto	17,86 ± 6,00	14,96 ± 5,56	0,370	0,630 (M-S)	0,577 (M-S)
Máxima extensão do joelho	Descalça	1,89 ± 3,40	1,91 ± 4,55	0,985	0,990 (D-M)	0,457 (D-M)
	Moleca®	1,63 ± 4,37	1,05 ± 5,21	0,577	0,762 (D-S)	0,878 (D-S)
	Salto	1,99 ± 4,32	2,38 ± 4,33	0,837	0,972 (M-S)	0,383 (M-S)
Máxima flexão final do joelho	Descalça	36,85 ± 6,59	37,20 ± 8,62	0,904	< 0,001 (D-M)	< 0,001 (D-M)
	Moleca®	45,71 ± 5,66	44,59 ± 8,47	0,498	< 0,001 (D-S)	< 0,001 (D-S)
	Salto	43,42 ± 8,00	42,36 ± 9,68	0,446	0,291 (M-S)	0,219 (M-S)
Amplitude de movimento sagital do joelho	Descalça	39,53 ± 8,05	40,92 ± 9,03	0,644	< 0,001 (D-M)	< 0,001 (D-M)
	Moleca®	48,27 ± 7,39	48,72 ± 9,55	0,952	< 0,001 (D-S)	< 0,001 (D-S)
	Salto	45,82 ± 9,73	45,93 ± 10,07	0,803	0,239 (M-S)	0,101 (M-S)
Máxima flexão do quadril	Descalça	23,92 ± 5,62	24,27 ± 7,69	0,996	0,716 (D-M)	0,193 (D-M)
	Moleca®	23,91 ± 5,26	24,81 ± 8,09	0,961	0,095 (D-S)	0,037 (D-S)
	Salto	24,70 ± 5,33	25,22 ± 8,37	0,901	0,143 (M-S)	0,331 (M-S)
Máxima extensão do quadril	Descalça	-11,08 ± 5,76	-10,52 ± 6,59	0,877	0,813 (D-M)	0,869 (D-M)
	Moleca®	-10,96 ± 4,80	-10,45 ± 5,96	0,697	0,798 (D-S)	0,664 (D-S)
	Salto	-10,69 ± 4,14	-10,28 ± 5,48	0,816	0,687 (M-S)	0,820 (M-S)
Amplitude de movimento sagital do quadril	Descalça	35,01 ± 7,90	34,79 ± 6,74	0,986	0,945 (D-M)	0,855 (D-M)
	Moleca®	34,87 ± 7,61	35,27 ± 6,57	0,877	0,662 (D-S)	0,859 (D-S)
	Salto	35,40 ± 7,60	35,50 ± 7,73	0,919	0,578 (M-S)	0,849 (M-S)
Ângulo de <i>toe-out</i>	Descalça	13,16 ± 7,90	12,24 ± 6,74	0,709	0,006 (D-M)	0,238 (D-M)
	Moleca®	8,87 ± 7,61	10,31 ± 6,57	0,829	0,037 (D-S)	0,277 (D-S)
	Salto	9,73 ± 7,60	10,94 ± 7,73	0,875	0,469 (M-S)	0,592 (M-S)

¹ *Post hoc* de Newman-Keuls. Todas as variáveis são expressas em graus.

6.1.1 Efeito de Grupo

Nenhuma variável cinemática de ambos os grupos, GC e GOA, apresentou diferença significativa sob nenhuma das condições de calçado (Tabela 3): máxima extensão inicial do tornozelo ($F = 0,071$; $p = 0,786$), máxima flexão do tornozelo ($F = 0,537$; $p = 0,462$), máxima extensão final do tornozelo ($F = 0,153$; $p = 0,698$), amplitude de movimento sagital do tornozelo ($F = 2,231$; $p = 0,148$), máxima flexão inicial do joelho ($F = 3,064$; $p = 0,089$),

máxima extensão do joelho ($F = 0,019$; $p = 0,898$), máxima flexão final do joelho ($F = 0,236$; $p = 0,629$), amplitude de movimento sagital do joelho ($F = 0,002$; $p = 0,953$), máxima flexão do quadril ($F = 0,024$; $p = 0,872$), máxima extensão do quadril ($F = 0,832$; $p = 0,365$), amplitude de movimento sagital do quadril ($F = 0,012$; $p = 0,991$) e ângulo de *toe-out* ($F = 0,160$; $p = 0,683$) (Tabela 3).

6.1.2 Efeito de Condição e Interação

Em relação ao efeito de condição independente do grupo, foi observada diferença significativa nas seguintes variáveis: máxima extensão inicial do tornozelo ($F = 228,466$; $p < 0,001$), máxima flexão do tornozelo ($F = 173,773$; $p < 0,001$), máxima extensão final do tornozelo ($F = 166,487$; $p < 0,001$), amplitude de movimento sagital do tornozelo ($F = 12,860$; $p < 0,001$), máxima flexão final do joelho ($F = 51,518$; $p < 0,001$), amplitude de movimento sagital do joelho ($F = 54,322$; $p < 0,001$), máxima flexão do quadril ($F = 7,226$; $p = 0,001$) e ângulo de *toe-out* ($F = 7,571$; $p < 0,001$) (Tabela 3).

Tanto no GOA quanto no GC, a condição Moleca® se assemelhou à condição descalça quanto à extensão do tornozelo ao contato inicial do pé com o solo (GOA: $p = 0,210$; GC: $p = 0,590$) e quanto à flexão máxima do tornozelo (GOA: $p = 0,500$; GC: $p = 0,414$). A extensão do tornozelo durante o aplainamento do pé, tanto no GOA quanto no GC, foi maior na condição com salto em relação à condição descalça ($p < 0,001$) e Moleca® ($p < 0,001$) (Figura 15). No GOA, o salto gerou um aumento de 62,2% na extensão inicial do tornozelo em relação à marcha descalça e de 56,2% em relação à Moleca®. Já no GC, o salto provocou um aumento de 64,5% quando comparado à condição descalça e de 61,1% em relação à Moleca®. Em ambos os grupos, o salto não permitiu que o tornozelo fletisse tal como na

condição descalça e Moleca®. O salto restringiu o movimento do tornozelo dentro da variação angular de extensão. Esse resultado mostrou-se diferente em ambos os grupos ($p < 0,001$). No GOA, o salto impôs uma extensão de 3,3 graus ao contrário dos 7,4 graus de flexão obtidos com o uso da Moleca® e dos 8,1 graus de flexão alcançados com a condição descalça. No GC, o salto impôs uma extensão de 3,2 graus enquanto que a Moleca® permitiu uma flexão de 8,3 graus e a condição Moleca® uma flexão de 9,1 graus.

Quando comparado com a condição descalça, pode-se perceber que a extensão do tornozelo, durante a fase final de apoio, em ambos o grupos, também foi maior com o uso do salto ($p < 0,001$) e da Moleca® ($p < 0,001$). O salto no GOA provocou um aumento de 52,9% na extensão final em relação à marcha descalça, enquanto que a Moleca®, em relação à marcha descalça, proporcionou uma extensão 25,9% maior. O salto, porém, em relação à Moleca®, provocou ainda uma extensão final do tornozelo 36,5% maior. No GC, o salto gerou aumento de 53,8% na extensão final em relação à marcha descalça, enquanto que o uso da Moleca® gerou uma extensão final de tornozelo 22,9% maior. O salto em relação à Moleca® provocou um aumento de 36,5% na magnitude dessa variável. Quanto à amplitude de movimento sagital do tornozelo, somente foi observada diferença significativa no GOA, onde o salto apresentou uma maior amplitude de movimento em relação à marcha descalça em 12,3% ($p = 0,011$) e a Moleca® apresentou um aumento de 10,3% na amplitude de movimento sagital do joelho em relação à condição descalça.

Figura 15 – Curvas médias do ângulo sagital do tornozelo na fase de apoio da marcha: condição descalça x Moleca® x salto nos grupos controle (GC) e OA (GOA).

A máxima flexão do joelho na fase final de apoio, em ambos os grupos, foi maior nas condições Moleca® ($p < 0,001$) e salto ($p < 0,001$) em relação à condição descalça (Figura 16). No GOA, a Moleca® proporcionou um aumento de 16,6% e o salto 12,2% em relação à condição descalça. Já no GC, com o uso da Moleca®, observou-se um aumento de 19,4% e de 15,2% com o uso do salto em relação à marcha descalça. Por esse motivo, em ambos os grupos, a amplitude de movimento sagital do joelho durante a fase de apoio também se apresentou maior nessas duas condições em relação à condição descalça ($p < 0,001$), onde o GOA, ao utilizar a Moleca®, aumentou em 16,1% e o salto em 11%. Já no GC, obteve-se um aumento de 18,2% com o uso da Moleca® e 13,8% com o salto, quando comparados à condição descalça.

Figura 16 – Curvas médias da variação angular sagital do joelho na fase de apoio da marcha: condição descalça x Moleca® x salto nos grupos controle (GC) e OA (GOA).

No GOA, o uso do salto em relação à condição descalça gerou um aumento estatisticamente significativo de 3,8% na flexão do quadril durante o apoio inicial ($p = 0,037$) (Figura 17).

Figura 17 – Curvas médias da variação angular sagital do quadril na fase de apoio da marcha: condição descalça x Moleca® x salto nos grupos controle (GC) e OA (GOA).

6.2 Força reação do solo vertical e horizontal

Tabela 4 – Médias, desvios-padrão e valores de p da comparação entre os grupos controle (GC) e osteoartrite (GOA) das variáveis da força reação do solo nas condições descalça (D), Moleca® (M) e salto (S).

Variável	Condição	GC (n = 24)	GOA (n = 21)	p ¹ GC x GOA	p ¹ GC	p ¹ GOA
1° Pico da força vertical (PC)	Descalça	1,02 ± 0,06	0,97 ± 0,04	0,034	0,034 (D-M)	0,007 (D-M)
	Moleca®	1,04 ± 0,06	1,00 ± 0,05	0,072 *	< 0,001 (D-S)	< 0,001 (D-S)
	Salto	1,07 ± 0,05	1,02 ± 0,06	0,005	< 0,001 (M-S)	0,024 (M-S)
2° Pico da força vertical (PC)	Descalça	1,06 ± 0,07	1,02 ± 0,05	0,219	0,313 (D-M)	0,519 (D-M)
	Moleca®	1,05 ± 0,06	1,02 ± 0,05	0,316	< 0,001 (D-S)	0,146 (D-S)
	Salto	1,10 ± 0,08	1,03 ± 0,06	0,003	< 0,001 (M-S)	0,216 (M-S)
Força mínima vertical (PC)	Descalça	0,784 ± 0,093	0,828 ± 0,104	0,054 *	0,878 (D-M)	0,034 (D-M)
	Moleca®	0,783 ± 0,115	0,806 ± 0,098	0,342	0,002 (D-S)	0,088 (D-S)
	Salto	0,755 ± 0,141	0,813 ± 0,086	0,008	0,001 (M-S)	0,415 (M-S)
Taxa vertical 1 (PC/% tempo de apoio)	Descalça	0,0392 ± 0,0099	0,0363 ± 0,0084	0,045	0,249 (D-M)	0,829 (D-M)
	Moleca®	0,0399 ± 0,0085	0,0359 ± 0,0105	0,063 *	0,173 (D-S)	0,581 (D-S)
	Salto	0,0402 ± 0,0082	0,0360 ± 0,0108	0,035	0,519 (M-S)	0,976 (M-S)
Taxa vertical 2 (PC/% tempo de apoio)	Descalça	0,0037 ± 0,0024	0,0059 ± 0,0016	0,117	0,456 (D-M)	0,612 (D-M)
	Moleca®	0,0036 ± 0,0023	0,0060 ± 0,0016	0,079	0,773 (D-S)	0,773 (D-S)
	Salto	0,0037 ± 0,0025	0,0059 ± 0,0018	0,143	0,556 (M-S)	0,705 (M-S)
1° Pico da força horizontal (PC)	Descalça	-0,15 ± 0,03	-0,13 ± 0,03	0,184	0,243 (D-M)	0,100 (D-M)
	Moleca®	-0,16 ± 0,03	-0,14 ± 0,03	0,301	0,248 (D-S)	0,134 (D-S)
	Salto	-0,16 ± 0,03	-0,14 ± 0,03	0,234	0,667 (M-S)	0,571 (M-S)
2° Pico da força horizontal (PC)	Descalça	0,18 ± 0,03	0,16 ± 0,03	0,208	0,172 (D-M)	0,060* (D-M)
	Moleca®	0,19 ± 0,03	0,17 ± 0,03	0,297	0,891 (D-S)	0,471 (D-S)
	Salto	0,18 ± 0,03	0,16 ± 0,03	0,134	0,289 (M-S)	0,027 (M-S)
#Impulso de desaceleração força horizontal (PC-s)	Descalça	-3,86 ± 0,74	-3,31 ± 0,65	0,076 *	0,453 (D-M)	0,123 (D-M)
	Moleca®	-3,96 ± 0,71	-3,55 ± 0,79	0,188	0,025 (D-S)	0,228 (D-S)
	Salto	-3,51 ± 0,71	-3,16 ± 0,73	0,233	< 0,001 (M-S)	0,010 (M-S)
#Impulso de aceleração força horizontal (PC-s)	Descalça	3,89 ± 0,66	3,64 ± 0,71	0,760	0,226 (D-M)	0,378 (D-M)
	Moleca®	3,98 ± 0,74	3,77 ± 0,72	0,628	0,174 (D-S)	0,257 (D-S)
	Salto	3,69 ± 0,68	3,55 ± 0,73	0,791	0,017 (M-S)	0,030 (M-S)

#Variável não-normalizada na base do tempo. Demais variáveis, normalizadas pelo peso corporal (PC).

¹Post hoc de Newman-Keuls. *Marginalmente significativo.

6.2.1 Efeito de Grupo

Observou-se efeito de grupo para as seguintes variáveis da força reação do solo vertical e horizontal: 1° pico da força vertical ($F = 10,269$; $p < 0,002$), 2° pico da força vertical ($F = 6,515$; $p = 0,014$), força mínima vertical ($F = 7,521$; $p < 0,009$), taxa vertical 1 ($F = 8,439$; $p < 0,005$), taxa vertical 2 ($F = 5,312$; $p = 0,026$), 1° pico da força horizontal ântero-posterior ($F = 4,638$; $p = 0,037$), 2° pico da força horizontal ântero-posterior ($F = 4,407$; $p = 0,041$), impulso de desaceleração da força horizontal ântero-posterior ($F = 4,868$; $p = 0,033$) (Tabela 4 e Figuras 18 e 19).

O GOA, em todas as condições, apresentou menores valores do 1° pico de força vertical, sendo que durante a condição descalça este pico foi menor em relação ao GC em 5% ($p = 0,034$), com o uso da Moleca®, em 3,9% ($p = 0,072$) e com o salto, em 4,7% ($p = 0,005$) (Figura 18). Além disso, o GOA apresentou menor taxa de aceitação do peso corporal para todas as condições: 7,4% menor que o GC no descalço ($p = 0,045$), 10,1% menor com Moleca® ($p = 0,063$) e 10,5% com o salto ($p = 0,035$) (Figura 18).

Nas idosas do GOA, observou-se uma menor capacidade de atenuação da força vertical (força vertical mínima) de 7,2% com o uso do salto ($p = 0,008$) e de 5,4% na condição descalça ($p = 0,054$) em relação ao GC (Figura 18). A condição Moleca®, por outro lado, proporcionou ao GOA uma capacidade de atenuação da força vertical durante o médio apoio semelhante ao GC. Na fase de impulsão (apoio final), a condição salto no GOA gerou uma diminuição de 6,4% nos valores de 2° pico de força reação do solo vertical ($p = 0,003$) em relação ao GC. Por outro lado, tanto a marcha descalça quanto a Moleca®, neste mesmo grupo, geram a mesma magnitude de força vertical na fase de propulsão que o GC (Figura 18). Observou-se também no grupo doente em relação ao GC, um impulso de desaceleração

horizontal marginalmente menor ($p = 0,076$) em 14,3% durante a condição descalça (Figura 19).

6.2.2 *Efeito de Condição e Interação*

Foi observado efeito de condição para as seguintes variáveis de força reação do solo (Tabela 4 e Figuras 18 e 19): 1º pico da força vertical ($F = 32,394$; $p < 0,001$), 2º pico da força vertical ($F = 19,309$; $p < 0,001$), força mínima vertical ($F = 6,772$; $p < 0,001$), taxa vertical 1 ($F = 4,423$; $p = 0,014$), 1º pico da força horizontal ântero-posterior ($F = 3,392$; $p = 0,037$), 2º pico da força horizontal ântero-posterior ($F = 4,780$; $p = 0,010$), impulso de desaceleração da força horizontal ântero-posterior ($F = 11,004$; $p < 0,001$), impulso de aceleração da força horizontal ântero-posterior ($F = 7,576$; $p < 0,001$).

Figura 18 – Curvas médias da força reação do solo vertical do grupo controle (CG) e OA (GOA) nas condições descalço, Moleca® e salto.

Figura 19 – Curvas médias da força reação do solo ântero-posterior do grupo controle (CG) e OA (GOA) nas condições descalço, Moleca® e salto.

Na fase de apoio inicial, em ambos os grupos, as condições Moleca® e salto promoveram um aumento do 1º pico de força reação do solo vertical em relação à condição descalça. No grupo doente, a Moleca® gerou um aumento de 3% em relação à marcha descalça ($p = 0,007$) e o salto, de 5% ($p < 0,001$). A condição salto, contudo, provocou um aumento de 2% desta variável quando comparado à condição Moleca® ($p = 0,024$). No GC, a Moleca® gerou um aumento de 2% ($p = 0,034$) e o salto, um aumento de 4,7% ($p < 0,001$) em relação à marcha descalça. A condição salto, entretanto, provocou um aumento de 2,9% desta variável quando comparado à condição Moleca® ($p < 0,001$). Ainda no GC, o salto gerou uma redução na força mínima de 3,7% em relação ao descalço ($p = 0,002$) e 3,6% em relação à Moleca® ($p = 0,001$). Já no GOA, o valor da força mínima foi 2,7% menor com a condição Moleca® em comparação à condição descalça ($p = 0,034$).

Em relação ao 2º pico de força reação do solo vertical, no GC, o salto gerou um aumento de 3,7% na magnitude desta variável em relação à condição descalça ($p < 0,001$) e 4,6% em relação à Moleca® ($p < 0,001$). A Moleca® e a condição descalça apresentaram a mesma capacidade de atenuação de força vertical durante o médio apoio.

No GOA, a Moleca® gerou um aumento de 5,9% nos valores de 2º pico ântero-posterior da força reação do solo quando comparado ao salto ($p = 0,027$) e à condição descalça ($p = 0,060$). No GC, o valor do impulso de desaceleração horizontal foi 9,1% menor na condição salto em relação à condição descalça ($p = 0,025$) e 11,4% em relação à Moleca® ($p < 0,001$). No GOA, este valor foi 11% menor na condição salto quando comparado à condição Moleca® ($p = 0,010$). No entanto, no grupo doente, a condição descalça se assemelhou tanto à Moleca® quanto ao salto. Tanto no GC quanto no GOA, o impulso de aceleração horizontal foi menor na condição salto quando comparado à Moleca®, sendo que

no GC, essa diminuição foi de 7,3% ($p = 0,017$) e no GOA, de 5,9% ($p = 0,030$). Já a condição descalça, em ambos os grupos, se assemelhou tanto à Moleca® quanto ao salto.

6.3 Momentos de força do joelho

Tabela 5 – Médias, desvios-padrão e valores de p da comparação entre os grupos controle (GC) e osteoartrite (GOA) dos momentos de força articular do joelho no plano frontal nas condições descalça (D), Moleca® (M) e salto (S).

Variável	Condição	GC (n = 24)	GOA (n = 21)	p ¹ GC x GOA	p ¹ GC	p ¹ GOA
1º pico do momento adutor do joelho (apoio inicial) ^{&}	Descalça	2,10 ± 0,91	2,51 ± 1,53	0,928	0,114 (D-M)	0,393 (D-M)
	Moleca®	2,23 ± 0,86	2,58 ± 1,45	0,953	< 0,001 (D-S)	< 0,001 (D-S)
	Salto	2,50 ± 1,04	2,93 ± 1,43	0,919	< 0,001 (M-S)	< 0,001 (M-S)
Pico mínimo do momento adutor do joelho (apoio médio) ^{&}	Descalça	0,76 ± 0,94	1,51 ± 1,73	0,842	0,839 (D-M)	0,017 (D-M)
	Moleca®	0,78 ± 0,89	1,33 ± 1,67	0,726	< 0,001 (D-S)	< 0,001 (D-S)
	Salto	1,08 ± 0,88	1,82 ± 1,60	0,743	< 0,001 (M-S)	< 0,001 (M-S)
2º pico do momento adutor do joelho (apoio final) ^{&}	Descalça	1,45 ± 1,23	1,97 ± 1,64	0,915	0,746 (D-M)	0,574 (D-M)
	Moleca®	1,43 ± 1,12	1,92 ± 1,64	0,922	0,002 (D-S)	0,004 (D-S)
	Salto	1,69 ± 1,22	2,18 ± 1,59	0,924	0,002 (M-S)	0,002 (M-S)
Impulso angular de adução do joelho [#]	Descalça	68,77 ± 46,58	100,26 ± 79,47	0,888	0,195 (D-M)	0,278 (D-M)
	Moleca®	72,15 ± 45,44	97,43 ± 79,38	0,744	< 0,001 (D-S)	< 0,001 (D-S)
	Salto	85,28 ± 46,50	115,60 ± 77,81	0,814	< 0,001 (M-S)	< 0,001 (M-S)

[&] % peso corporal x estatura; [#] % peso corporal x estatura x segundos.

6.3.1 Efeito de Grupo

Não foi observado nenhum efeito de grupo para nenhuma variável de momento de força do joelho no plano frontal, ou seja, picos e impulso de adução do joelho (Tabela 5).

6.3.2 Efeito de Condição e Interação

O uso da Moleca® em relação ao salto reduziu significativamente o 1º pico do momento adutor do joelho (apoio inicial) em 10,8% no GC e 12,0% no GOA (Figura 20). O uso da Moleca® e a condição descalça não foram diferentes entre si para o 1º pico do momento adutor do joelho, tanto no GC ($p = 0,114$) quanto no GOA ($p = 0,393$). Por outro lado, o uso do salto em relação à condição descalça, apresentou um aumento de 16,0% no GC e 14,4% no GOA para esta mesma variável (Figura 20).

Observou-se também que, o uso da Moleca®, quando comparado ao uso do salto, reduziu significativamente o 2º pico do momento adutor do joelho (apoio final) em 15,7% no GC ($p = 0,002$) e em 12,0% no GOA ($p = 0,002$) (Figura 20). O uso da Moleca® e a condição descalça não foram diferentes entre si para o 2º pico do momento adutor do joelho tanto no GC ($p = 0,746$) quanto no GOA ($p = 0,574$). O uso do salto comparado à marcha descalça também gerou um aumento de 14,3% no 2º pico do momento adutor do joelho para o GC e de 9,7% para o GOA (Figura 20).

Uma característica ainda mais satisfatória obtida com o uso da Moleca® em relação ao salto foi uma diminuição expressiva do pico do momento de adução do joelho durante o apoio médio tanto para o GC (27,8%) ($p < 0,001$) quanto para o GOA (27,0%) ($p < 0,001$) (Figura 20). A marcha descalça também apresentou momento adutor mínimo menor que a condição salto, com uma redução de 29,7% no GC ($p < 0,001$) e de 17,1% no GOA ($p < 0,001$).

Entre os vários resultados bastante satisfatórios, o que mais despertou a atenção foi que no GOA o uso da Moleca® proporcionou uma diminuição de 12,% no momento adutor mínimo do joelho (médio apoio) em relação à marcha descalça ($p = 0,017$) (Figura 20).

Figura 20 – Curvas médias do momento de adução do joelho na fase de apoio da marcha nos grupos controle (GC) e OA (GOA) para as condições descalço, Moleca® e salto.

7 DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar e comparar a influência de um calçado flexível, desprovido de salto e de baixo custo, de um calçado moderno de salto e da condição descalça sobre os padrões cinéticos e cinemáticos do membro inferior durante a marcha de idosas com e sem OA de joelho. Os principais resultados deste estudo fornecem evidências que suportam parcialmente as hipóteses iniciais do estudo, visto que (i) o calçado flexível, desprovido de salto e de baixo custo (Moleca®), independente da doença, proporcionou variação angular sagital de tornozelo e quadril semelhante à marcha descalça. No grupo doente, a Moleca® apresentou uma maior mobilidade sagital de joelho, semelhante ao GC. O salto alto em relação à moleca e à condição descalça gerou, em ambos os grupos, um aumento da variação angular na maioria das variáveis. (ii) A Moleca®, em idosas com OA de joelho, promoveu uma maior atenuação da força vertical durante a fase de contato do calcanhar com o solo quando comparado ao uso do salto, além de não impor uma desvantagem mecânica ao tornozelo, ao contrário do que também foi observado com o uso do salto. (iii) Independente da doença, o uso agudo da Moleca® proporcionou magnitudes de momento de adução do joelho semelhantes à marcha descalça, sendo que no médio apoio a Moleca® foi ainda mais efetiva que a própria condição descalça na diminuição de sobrecarga no joelho.

Andar com um calçado flexível desprovido de salto e de baixo custo (Moleca®), tanto em idosas com OA quanto em idosas sem OA, gerou agudamente uma variação angular sagital de tornozelo e quadril semelhante à marcha descalça. Além disso, a Moleca® permitiu maior mobilidade sagital de joelho, demonstrando assim uma melhor funcionalidade articular

durante a marcha, o que se assemelha às idosas sem a doença. O efeito agudo da Moleca® em idosas com OA de joelho sobre a força reação do solo foi uma maior atenuação da força vertical na fase de contato do calcanhar quando comparado à marcha descalça. O uso agudo do salto gerou um aumento da extensão de tornozelo e também da flexão final do joelho em ambos os grupos. No grupo doente, o salto impôs uma maior flexão de quadril em relação à condição descalça. Em ambos os grupos, o salto e a Moleca® geraram um aumento do 1º pico de força vertical em relação à marcha descalça. Não obstante, a magnitude desta variável foi ainda maior com o uso do salto do que com o uso agudo da Moleca®. Por fim, ao verificar as variáveis que denotam cargas no compartimento medial do joelho, pode se perceber que, independente do fator doença, o uso agudo da Moleca® proporcionou momentos de adução do joelho semelhantes à marcha descalça. A Moleca® foi ainda mais efetiva que a condição descalça na diminuição dos momentos de força do joelho durante o médio apoio, porém, com a vantagem elementar de proporcionar proteção externa aos pés, o que já não acontece durante o andar descalço.

7.1 Cinemática no plano sagital do movimento

A hipótese de que o uso da Moleca® promoveria características semelhantes à condição descalça e que o uso do salto geraria aumento na variação angular sagital em relação às demais condições foi parcialmente confirmada, uma vez que a Moleca® se mostrou semelhante à marcha descalça em todas as variáveis cinemáticas, exceto para o tornozelo e para o joelho durante o apoio final; e o salto diferenciou-se da condição descalça e Moleca®, exceto para o joelho e quadril. No entanto, mesmo que confirmadas apenas parcialmente as hipóteses iniciais para as variáveis cinemáticas, pode se observar que a

Moleca® mostrou-se semelhante à marcha descalça e que o salto gerou um aumento na variação angular sagital na maioria das variáveis. Observa-se então que o uso da Moleca®, independente do grupo, proporcionou variação angular sagital de tornozelo semelhante à marcha descalça em quase todas as subdivisões da fase de apoio. O uso do salto, por outro lado, assim como no estudo de Ebbeling, Hamil e Crussemeyer (1994), impôs uma maior e precoce extensão do tornozelo no apoio inicial e uma consequente diminuição de flexão do tornozelo durante o médio apoio. Essa menor flexão do tornozelo colocaria o tibial anterior em desvantagem mecânica, dificultando assim sua ação excêntrica, normalmente obtida ao longo de uma maior excursão de movimento (Ebbelin, Hamil e Crussemeyer, 1994).

Tal comportamento cinemático imposto ao tornozelo pelo uso do salto, em ambos os grupos, pode estar relacionado com o maior 1º pico de força vertical observado quando comparado ao uso da Moleca® e à condição descalça, pois o posicionamento inicial do tornozelo, associado a sua restrição de movimento durante a fase de apoio, reduziram a flexibilidade desta articulação no plano sagital e, conseqüentemente, a função muscular adjacente que são parcialmente responsáveis pela absorção da força ao contato do pé com o solo.

Diferentemente do observado por Ebbeling, Hamil e Crussemeyer (1994), a flexão de joelho no início do apoio não foi diferente entre as condições, independente do grupo. Neste estudo citado, foi observado um aumento de flexão do joelho do membro de apoio com o uso do salto (de aproximadamente 8 cm de altura) em mulheres jovens (média de idade 23 anos) que tinham hábito do uso desse tipo de calçado. Esse padrão de flexão de joelho pode ter sido uma da estratégia adotada por mulheres habituadas a esse calçado para aumentar a absorção de cargas e para promover o avanço do centro de massa, durante o apoio, sobre uma maior e mais estável base de apoio, compensando assim a maior extensão de tornozelo

inicial imposta pelo salto (Ebbeling, Hamil e Crussemeyer, 1994). No entanto, a amostra de idosas avaliadas no presente estudo com idade média de 65 anos, além de menos habituadas ao uso desse tipo de calçado, pode ter uma capacidade reduzida de adaptação motora às condições ambientais diversas, não conseguindo adaptar-se eficientemente. Cabe destacar que mesmo com um salto mais baixo (4,5 cm) do que no estudo de Ebbeling, Hamil e Crussemeyer (1994), as idosas não conseguiram adotar as mesmas estratégias das mais jovens como o aumento da flexão de joelho durante o apoio inicial.

Ao final da fase de apoio, foi observado um aumento da flexão final e da amplitude de movimento sagital do joelho em ambos os grupos, tanto com o uso do salto quanto com a moleca em relação à condição descalça. Shakoore *et al.* (2008) descreveram que o calçado flexível e sem salto avaliado por eles se assemelhou à marcha descalça quanto à diminuição de sobrecarga no joelho, ou seja, no aspecto cinético. Não obstante, a moleca como um calçado, mesmo que flexível e sem salto, possui características que se diferenciam da marcha descalça e, neste caso, se assemelham ao calçado de salto. Uma das características inerentes ao calçado seria o tamanho da ponta, o qual, mesmo que pequeno, pode ter promovido um contato do pé com o solo mais prolongado que o observado no pé descalço. Esse fato então pode ter resultado no aumento da flexão final e da amplitude de movimento sagital do joelho para que houvesse a efetiva transposição do corpo sobre o pé de apoio e, consequentemente, a retirada do mesmo do solo.

Foi observada nas idosas com OA uma compensação mais proximal em função da maior extensão inicial do tornozelo pelo uso do salto: aumento da flexão de quadril no início do apoio quando comparado à variação angular normal que elas utilizaram durante o andar descalço. Essa estratégia pode ter sido uma forma de compensar a restrição de movimento no joelho imposta pela OA (Andriacchi, Galante e Fermier, 1982; Schnitzer *et al.*, 1993), mas

garantindo uma progressão do centro de massa menos insegura, já que apresentavam uma condição desfavorável de doença no membro inferior.

7.2 Força reação do solo vertical e horizontal

Em relação à força reação do solo, uma das hipóteses iniciais deste estudo era que o calçado flexível e sem salto se mostraria semelhante à marcha descalça quanto às forças verticais e horizontais e que o uso do salto provocaria um aumento nas magnitudes dessas variáveis. De fato, o andar com salto gerou um aumento no 1º pico de força vertical em relação à Moleca® e à condição descalça, independente do grupo. Porém, de uma maneira particular, as idosas com OA de joelho, ao usar o salto, apresentaram menores magnitudes da componente vertical da força e da taxa de aceitação da força, quando comparado ao GC em todas as condições de marcha.

Essa estratégia adotada pelas idosas com OA durante a fase de contato inicial do calcanhar com o solo evidencia que o fator doença interfere de forma preventiva para a atenuação do choque do calcanhar com o solo, tornando o padrão do andar mais cauteloso que as idosas do GC, independente do calçado que usam, e esta estratégia já foi discutida e demonstrada por outros autores na literatura (Stauffer, Chao e Guyory, 1977; Messier *et al.*, 1992; Gök, Ergin e Yavuzer, 2002). A diminuição da taxa de aceitação do peso corporal, principalmente com o uso do salto e descalço, evidencia que o GOA levou mais tempo para atingir a magnitude máxima da força vertical, ou seja, de forma mais cautelosa. De forma diferente, o GC, que não apresenta nenhuma condição patológica desfavorável, contata o calcanhar no solo com maior força e de forma mais aguda, ou seja, atingindo mais rapidamente os valores máximos dessa variável. Cabe ressaltar, diante destes resultados de

força vertical, que quanto maior a força de reação imposta diretamente ao calcanhar, maior carga será transmitida para articulações mais proximais, como o caso do joelho (Mündermann, Dyrby e Andriacchi, 2005).

Sabe-se que a dor, como um mecanismo de defesa do organismo, impõe limitações durante atividades de vida diária, por isso optou-se neste estudo por adquirir os dados de marcha somente de idosas que apresentassem quadro algico semelhante ao do GC no momento da coleta para que elas não adotassem estratégias cinemáticas protetoras com a finalidade de evitar a dor (Andriacchi, 1994; Al-Zahrani e Bakheit, 2002; Gök, Ergin e Yavuzer, 2002).

Contudo, embora tenhamos selecionado somente idosas do GOA com nível de dor semelhante à GC no momento da avaliação (GC: $0,07 \pm 0,25$; GOA: $0,22 \pm 0,63$; $p = 0,31$), acreditamos que o receio de recidiva de tal sintoma, principalmente no apoio inicial, onde existe uma maior coaptação óssea provocada pelo contato do calcanhar com o solo, possa ter feito com que as idosas do grupo doente adotassem uma estratégia de marcha que gerou a diminuição do primeiro pico da força reação do solo em todas as condições de marcha estudadas.

Mesmo sendo incluídas somente idosas com moderado comprometimento osteoartrítico do joelho (graus 2 e 3), os resultados têm fundamento, pois, de acordo com Gök, Ergin e Yavuzer (2002), essas mudanças adaptativas e protetoras podem ser observadas mesmo em estágios menos avançados da doença, considerando que as idosas do GOA já apresentavam alterações ósteo-articulares que comprometem a função do joelho.

Deixando a explicação dessa estratégia ainda mais clara, pode-se observar que o GOA, com o uso do salto, também apresentou uma diminuição do 2º pico da força vertical, o que caracteriza uma diminuição da força imposta ao solo durante a propulsão para que,

possivelmente, a etapa seguinte, ou seja, o novo toque de calcanhar fosse efetuado com maior cautela. Essa característica de diminuição do 2º pico da força vertical também foi observada por Chen *et al.* (2003) em um grupo de idosas com OA de joelho. Estes autores discutem que a diminuição do 2º pico da força vertical possa ter sido causado pela diminuição de força muscular dos extensores de quadril. Já o GC, o qual não apresenta restrições funcionais durante a marcha com o uso do salto, apresentou um aumento do 2º pico de força vertical quando comparado com o grupo doente, grupo este, talvez mais cauteloso no andar.

Nas idosas com OA, durante o andar com salto e descalça, os valores da força vertical mínima foram maiores em relação ao GC e isso sugere que as idosas, durante a fase de médio apoio, apresentam uma menor capacidade de atenuação de carga, provavelmente pela condição doença, o que impõe maior rigidez na articulação do joelho. Já a Moleca®, proporcionou ao GOA uma capacidade de atenuação de carga durante o médio apoio semelhante ao que foi observado no GC.

Uma estratégia para alcançar uma maior diminuição da força mínima seria por meio de uma maior flexão do joelho da perna de apoio. Esse fato foi discutido em um recente estudo publicado por Zeni e Higginson (2009). Segundo os autores, a redução da excursão sagital do joelho poderia resultar em um menor deslocamento vertical do centro de massa, levando assim a uma menor efetividade na diminuição da resultante vertical da força durante o médio apoio. Como descrito por Chen *et al.* (2003), além da diminuição da força muscular, o déficit da mobilidade articular contribui para características biomecânicas alteradas em idosos, como por exemplo, a ineficiência de absorção de cargas externas impostas ao corpo. Contudo, pode-se observar que o uso da Moleca® fez com que o GOA apresentasse uma capacidade de absorção de carga diferente da sua condição natural descalça. Essa efetiva diminuição da força reação do solo vertical, em relação ao andar descalço, durante o médio

apoio proporcionada pelo uso da Moleca®, se refletiu diretamente na diminuição do momento de adução do joelho durante o médio apoio. Esse fato deixa clara a capacidade do calçado flexível e sem salto na diminuição de carga articular do joelho.

Já em relação à força horizontal ântero-posterior, pode-se observar que tanto no GOA quanto no GC, os impulsos de desaceleração e de aceleração foram significativamente menores com o uso do salto do que com o uso da Moleca®. Além disso, no GC o salto também gerou menor impulso de desaceleração quando comparado à condição descalça. Esse resultado pode ser explicado pelo fato do calçado de salto apresentar-se mais instável, principalmente no início do contato do pé com o solo, fase esta que corresponde ao impulso de desaceleração. Ao contrário, a Moleca® (em ambos os grupos) e a condição descalça (no GC) proporcionaram uma maior adaptação do pé ao solo durante a fase de contato inicial. Já na fase de propulsão, esse déficit de propulsão imposto pelo salto do salto em relação ao uso da Moleca® pode ser explicado pela extensão maior e mais precoce do tornozelo imposta pelo uso do salto. Esse posicionamento articular em extrema extensão de tornozelo impõe a essa articulação uma desvantagem mecânica para sua função nesta fase da marcha. Dessa forma, o impulso de propulsão também se tornaria prejudicado com o uso do salto. A Moleca®, porém, mostrou-se então mais efetiva que o salto em relação à desaceleração e aceleração, independente do fator doença.

7.3 Momento de força do joelho

Já é bastante descrito na literatura a associação entre o momento de adução do joelho e a severidade clínica e radiográfica da OA de joelho (Sharma *et al.*, 1998), além de sua progressão no compartimento medial dessa articulação (Miyazaki *et al.*, 2002), já que o

aumento de uma unidade no momento de força do joelho leva a um aumento de 6,5 vezes o risco de progressão da OA (Miyazaki *et al.*, 2002). Diante desse fato, este estudo investigou e descreveu as variáveis relacionadas ao momento de adução do joelho, as quais se referem potencialmente à carga imposta ao compartimento medial dessa articulação durante o apoio inicial, médio e final. Além disso, avaliou-se também o impulso angular de adução do joelho durante toda a fase de apoio da marcha.

Os principais resultados suportam as hipóteses iniciais em relação aos momentos de força, já que a Moleca®, independente do fator doença, apresentou momento de adução do joelho semelhante à marcha descalça, enquanto o salto gerou maiores valores em relação à Moleca® e à condição descalça. Quanto à hipótese que se referia ao fator doença, pode-se perceber que ambos os grupos se comportaram da mesma maneira, ou seja, para todas as variáveis de momento de força, em nenhuma das condições foi observada diferença entre ambos os grupos, deixando claro assim, que a Moleca®, tanto no grupo doente quando no GC, promove cargas semelhantes à condição descalça e que o salto gera uma sobrecarga articular também em ambos os grupos.

Entre vários resultados bastante satisfatórios, destaca-se que, no GOA, a Moleca® proporcionou uma diminuição de 12% no momento de adução do joelho durante o médio apoio em relação à marcha descalça.

Diante desse resultado, torna-se então oportuno iniciar aqui a discussão dos dados de momentos de força do joelho com a seguinte questão: por que, no grupo doente, houve uma maior diminuição do momento de adução do joelho durante o médio apoio com o uso da Moleca® quando comparado à condição descalça? A resposta talvez possa ser parcialmente atribuída à maior segurança proporcionada pelo uso de um calçado flexível, sem salto e que, principalmente, permite uma proteção aos pés para que haja um processo de rolamento

efetivo deste com o solo. O fato desse calçado possuir um solado de borracha delgada permite não somente uma maior percepção sensorial aos diversos tipos de superfície como também uma maior maleabilidade do complexo articular do tornozelo-pé. De acordo com a literatura (Nurse e Nigg, 2001; Shakoore e Moio, 2004), a maior percepção sensorial dos pés com o solo levaria a reflexos neuromusculares que ajudariam a minimizar o impacto e a carga proximal.

Apesar da vantagem da maior percepção sensorial durante a marcha descalça, talvez isso possa provocar certo desconforto para algumas idosas, principalmente do grupo doente. Este desconforto deve ter sido menor andando com a Moleca®, levando assim a uma marcha com menores restrições de movimento do complexo tornozelo-pé, o que possivelmente tenha permitido uma diminuição de 12% no pico de adução do joelho durante o médio apoio.

Quando comparado ao calçado de salto usado pelas idosas, a Moleca® permitiu uma atenuação ainda maior da carga no joelho durante o médio apoio em aproximadamente 27% para ambos os grupos. Neste trabalho, optou-se também pelo estudo de um calçado de salto alto, pois, além desse tipo de calçado ser a escolha de cerca de 70% das mulheres no dia-a-dia, a maioria dos calçados modernos femininos apresenta algum salto na parte posterior e um solado mais rígido (Frey *et al.*, 1993). O aumento da rigidez do solado do calçado, segundo Ly *et al.* (2010), pode provocar um acréscimo na magnitude da força vertical; o que de fato foi confirmado no presente estudo. Isso, como consequência, poderia ter explicado o aumento dos picos de adução do joelho, uma vez que a força reação do solo vertical é uma das variáveis que constituem o momento de força articular. Segundo Kerrigan *et al.* (2005) uma pequena elevação de cerca de 4 cm no salto do calçado foi o suficiente para aumentar o momento adutor do joelho em 14% em mulheres jovens e 9% em mulheres idosas.

Shakoor *et al.* (2008) construíram um calçado flexível e desprovido de salto com algumas fendas (em forma de X) no solado do mesmo com a finalidade de proporcionar maior flexibilidade ao pé durante a marcha. Esse calçado foi desenvolvido para proporcionar potenciais vantagens biomecânicas que mimetizassem a marcha descalça. Os autores compararam esse calçado especializado e a marcha descalça com um calçado descrito como “calçado estável”, mais rígido e com o solado mais alto desde a parte posterior até a anterior. Quando comparado a esse “calçado estável”, foi observada uma diminuição de 13% no pico de adução do joelho com o uso do calçado flexível especializado e 12% durante a marcha descalça. O calçado flexível do estudo de Shakoor *et al.* (2008), mesmo com as fendas arquitetadas e colocadas em regiões estratégicas do solado do calçado, não foi, entretanto, suficiente para igualar o pico de adução do joelho ao obtido durante a marcha descalça.

Por outro lado, resultados semelhantes ao encontrado no presente estudo foram obtidos em um estudo recentemente publicado pelos mesmos autores (Shakoor *et al. in press*). Estes autores observaram que um tênis flexível e com uma pequena elevação sob o calcanhar de aproximadamente 1 cm de altura mostrou-se semelhante à marcha descalça quanto à carga articular no compartimento medial do joelho. Outro tipo de calçado utilizado nesse último estudo desenvolvido por Shakoor *et al. (in press)* foi um chinelo. No entanto, vale ressaltar duas questões: a primeira é que o tênis esportivo e flexível, apesar de apresentar cargas articulares semelhantes à marcha descalça, é um calçado com custo relativamente alto para a maioria das idosas com OA de joelho em países em desenvolvimento como o Brasil.

A outra questão é que o chinelo, apesar de também ter igualado as cargas articulares à condição descalça, segundo os próprios autores do estudo, é um calçado que pode provocar quedas em idosos por não permitir uma adequada fixação aos pés.

Outra abordagem que merece destaque no estudo de Shakoore *et al.*, publicado em 2008, é a inclusão de indivíduos de ambos os sexos na amostra avaliada pelos autores. No estudo citado, em um dos grupos avaliados, observou-se um aumento do pico de adução do joelho tanto com o uso do calçado flexível desenvolvido pelos autores quanto com o uso do calçado estável; ambos em relação à condição descalça. Já no presente estudo, todas as variáveis referentes ao momento de adução do joelho apresentaram-se semelhantes à marcha descalça e, durante o médio apoio, proporcionou até mesmo a diminuição do pico mínimo de adução. Esse resultado talvez possa ser explicado pelos achados de McKean *et al.* (2007), os quais mostraram que mulheres apresentam uma menor magnitude do momento de adução do joelho em relação aos homens, e estes, assim como idosos controle, apresentam maior momento de adução do joelho (McKean *et al.*, 2007). Ciente dessas diferenças biomecânicas encontradas entre idosos com OA de joelho do sexo feminino e masculino, optou-se, no presente estudo, por avaliar somente mulheres.

Observou-se também no presente estudo que a Moleca® não foi diferente do descalço tanto em relação ao primeiro quanto ao segundo pico de adução do joelho. Esse fato sugere que a Moleca®, além de uma proteção externa aos pés, diferentemente da marcha descalça, proporciona características biomecânicas ao complexo tornozelo-pé capazes de minimizar a carga no compartimento medial do joelho tanto quanto à marcha descalça. Outra vantagem, diferentemente do calçado construído por Shakoore *et al.* (2008), é que a Moleca® já existe no mercado nacional com preço bastante acessível à maior parte da população brasileira, o qual custa em torno de R\$ 17,00 (cotado em 22 de março de 2010).

Apesar de o pico de adução do joelho estar associado ao surgimento e a progressão da OA no compartimento medial dessa articulação (Miyazaki *et al.*, 2002), bem como à severidade clínica e radiográfica da doença (Sharma *et al.*, 1998), esta é uma variável que

reflete somente um instante do apoio e é independente do tempo em que essa carga é imposta ao joelho. Por esse motivo optou-se por avaliar também o impulso angular de adução do joelho não normalizado pelo tempo de apoio, ao contrário do que foi utilizado por alguns autores como Shakoor *et al.* (2008) e Thorp *et al.* (2006), mas de forma semelhante ao que sugeriu recentemente, Robbins e Maly (2009). Mais uma vez, tanto a Moleca® quanto a condição descalça, mostraram-se efetivas na diminuição desse impulso no compartimento medial do joelho ao contrário da sobrecarga imposta pelo uso do salto.

Apesar de no estudo de Shakoor *et al.* (2008) as idosas também terem usado um calçado flexível e desprovido de salto, nenhuma diferença estatística foi encontrada para o impulso angular de adução do joelho, ao contrário do presente estudo. Embora Shakoor *et al.* (2008) não tenham discutido esse resultado, acredita-se que isso pode ter sido influenciado pela análise dos dados normalizados, não levando em consideração a importante característica temporal do impulso. No presente estudo, porém, assim como o sugerido por Robbins e Maly (2009), optou-se por avaliar o impulso sem a normalização na base temporal. Segundo estes autores, a não-normalização dos dados para a análise do impulso angular, permite investigar melhor a carga absoluta imposta ao compartimento medial do joelho. Ao contrário, apesar do processo de normalização permitir a comparação entre os sujeitos, esse não permite o acesso a real exposição de carga a qual o joelho é submetido. Ainda, de acordo com Robbins e Maly (2009), a não-normalização dos dados torna um pouco mais difícil a apresentação gráfica dos dados, mas esse método provê ao pesquisador uma apreciação do efeito de duração da carga imposta pela adução.

Em um recente estudo publicado por Robbins e Maly (2009) é questionada a estratégia terapêutica de diminuição de velocidade sugerida por Mündermann *et al.* (2004) para tratamento de OA menos severa de joelho. Essa discussão abordada por estes autores,

realmente faz grande sentido clínico e biomecânico, já que ao diminuir a velocidade da marcha, inversamente tem-se um aumento do impulso angular de adução do joelho em função do maior tempo de apoio; isso certamente não seria o desejável para pessoas com esse tipo comprometimento articular.

Diante de tal impasse, poderia ser útil então a associação de duas medidas terapêuticas: a diminuição da velocidade de marcha e o uso de um calçado flexível, como o caso da Moleca®. Essa associação poderia contrabalançar as características biomecânicas desse calçado flexível e sem salto com o natural aumento do impulso angular de adução do joelho imposto pela diminuição da velocidade de marcha.

Uma estratégia biomecânica adotada por pessoas com OA de joelho, já reportada na literatura (Guo, Axe e Manal, 2007; Jenkyn *et al.*, 2008) como uma tentativa de diminuir o momento adutor do joelho, principalmente ao final do apoio, é o aumento do ângulo do *toe-out*. Essa estratégia gera um deslocamento lateral do centro de pressão, e com isso a resultante vertical da força reação do solo é projetada mais próxima do centro articular do joelho, diminuindo assim o braço de alavanca do momento de adução de joelho. No entanto, no presente estudo, essa estratégia não foi adotada pelas idosas do grupo doente, mas pelas idosas do GC durante a marcha descalça. Com esse resultado, evidencia-se que no GOA, a diminuição do momento de adução do joelho pelo uso da Moleca®, de fato pode estar relacionada à flexibilidade deste calçado e não ao aumento do ângulo do *toe-out*.

Embora os resultados deste estudo sejam bastante evidentes quanto à diminuição de carga instantânea (pico de adução) e carga temporal (impulso angular) no compartimento medial do joelho, deve-se ressaltar que foi investigado somente o efeito agudo das condições de marcha (dois calçados e descalça) em idosas com OA. Contudo, esse efeito agudo pode ou não se reproduzir crônica e terapeuticamente. Com base nesses resultados já bastante

promissores, sugere-se que em futuros estudos se investigue o efeito terapêutico crônico do uso desse calçado nacional, de baixo custo financeiro, flexível e desprovido de salto sobre a biomecânica da marcha, sobre a integridade estrutural do tecido osteocondral e sobre os aspectos clínicos como dor, recidivas inflamatórias e funcionalidade nas atividades de vida diárias de pacientes com OA de joelho. Após a confirmação de resultados promissores em longo prazo, poder-se-ia então, integrar o uso de um calçado flexível e sem salto – Moleca® – na extensa gama de tratamentos contra o surgimento e retardo da progressão OA de joelho. A Moleca®, contudo, teria uma grande vantagem sobre a grande maioria dos diversos tratamentos: é uma condição terapêutica confortável, de baixo custo financeiro e, acima de tudo, não-invasiva.

8 CONCLUSÃO

O calçado flexível, desprovido de salto e de baixo custo (Moleca®) gerou agudamente uma variação angular sagital de tornozelo e quadril semelhante à marcha descalça em idosas com e sem OA de joelho. Nas idosas com OA, a Moleca® proporcionou uma maior mobilidade sagital de joelho, a qual foi semelhante às idosas controle.

O efeito agudo da Moleca® em idosas com OA de joelho gerou uma maior atenuação da força vertical na fase de contato do calcanhar com o solo em relação ao salto. E, finalmente, em idosas com e sem OA de joelho, o uso agudo da Moleca® proporcionou magnitudes de momento de adução do joelho semelhantes à marcha descalça, sendo que, durante o médio apoio, o momento de adução do joelho foi ainda menor que a condição descalça, com a vantagem elementar de proporcionar proteção externa aos pés, diferentemente do andar descalço.

ANEXO 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Projeto de pesquisa: “INFLUÊNCIA DE UM CALÇADO FLEXÍVEL E DESPROVIDO DE SALTO SOBRE A MECÂNICA DA MARCHA E A CARGA ARTICULAR DE INDIVÍDUOS COM OSTEOARTRITE DE JOELHO”

Aluno: Francis Trombini de Souza

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Isabel de Camargo Neves Sacco

Este projeto tem como objetivo central avaliar os efeitos de um calçado flexível e sem salto (Moleca[®]) sobre as cargas nos joelho de pacientes com osteoartrite (artrose). Para tanto, a senhora será avaliada por meio de alguns procedimentos que estão descritos abaixo de maneira mais detalha. Os resultados verificados serão guardados com suas devidas identificações e mantidos em confidencialidade, os quais serão utilizados única e exclusivamente para fins científicos.

- Etapa 1: A senhora será entrevistada por meio de um questionário com perguntas sobre o seu nome, idade, estatura, massa corporal, telefone para contato e data do diagnóstico da sua doença.
- Etapa 2: Serão colocados marcadores (bolinhas prateadas de isopor) em determinados pontos do seu corpo.
- Etapa 3: A senhora irá andar no plano algumas vezes para coletarmos as informações da sua marcha quando estiver usando o calçado “Moleca[®]”, um calçado comum de salto e por último, descalço.

Duração do experimento: os testes terão duração de aproximadamente uma hora e serão realizados em apenas um dia.

Benefícios: a senhora irá contribuir para o entendimento e futura indicação de um calçado que possa minimizar os danos causados pela artrose do joelho.

Desconforto e risco: o experimento não envolverá qualquer desconforto ou risco à sua saúde física e mental, além dos riscos encontrados nas atividades normais que a senhora realiza diariamente.

A sua participação neste estudo é voluntária. A senhora tem a liberdade de desistir de sua participação nesta pesquisa a qualquer momento, sem prejuízo a continuidade de assistência pelo H.U. Caso necessite entrar em contato com os pesquisadores responsáveis por esta pesquisa, favor entrar em contato com o fisioterapeuta Francis Trombini de Souza ou com a Prof^a. Dr^a. Isabel de Camargo Neves Sacco, pelo telefone 3091-8426.

Após o conhecimento dos testes aos quais estarei me submetendo, concordo em participar deste projeto de pesquisa, na condição de voluntário, permitindo a realização destes testes e veiculação científica dos dados, conforme condições descritas acima.

É seu direito manter uma cópia deste consentimento.

Data: ____/____/____.

Assinatura do voluntário: _____

Assinatura do pesquisador: _____

ANEXO 2 – APROVAÇÃO DO CEP – HU/USP

São Paulo, 18 de janeiro de 2008.

Il^{mo}(a). S^{ra}(a).

Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco

Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional

Faculdade de Medicina

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

REFERENTE: **Projeto de Pesquisa** “Análise da influência de um calçado flexível e desprovido de salto sobre a mecânica da marcha e a carga articular de indivíduos com osteoartrite de joelho” - **Co-autor(es)**: Francis Trombini de Souza, Aline Ayako Kimura, Anice de Campos Pássaro e Antonio Carlos Arnone – **CEP-HU/USP**: 765/07 – **SISNEP CAAE**: 0461.0.015.000-07.

Prezado(a) Senhor(a)

O Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário da Universidade de São Paulo, em reunião ordinária realizada no dia 18 de janeiro de 2008, analisou o projeto de pesquisa acima citado, considerando-o como **APROVADO**, bem como seu Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Lembramos que cabe ao pesquisador elaborar e apresentar a este Comitê, relatórios anuais (parciais ou final, em função da duração da pesquisa), de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, item IX.2 letra c.

O primeiro relatório está previsto para **18 de janeiro de 2009**.

Atenciosamente,

Dr. Maurício Seckler
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
Hospital Universitário da USP

ANEXO 3 – AVALIAÇÃO INICIAL: WOMAC, DOR E FUNÇÃO

Identificação: _____ RG: _____ Data aval.: ____/____/____

Nome: _____

Tel. Resid.: _____ Cel.: _____ Tel. Cont.: _____

Idade: _____ Estatura: _____ Massa: _____

IMC: _____ Kg/cm²

Data do diagnóstico: ____/____/____ Data RX: ____/____/____

Tratamentos instituídos:

1 - Medicamentoso 2 - Fisioterapêutico 3 - Medic./Fisioterap.

4 - Palmilha 5 - Nenhum 6 - Outro: _____

Obs: _____

Grau radiológico de K/L: Grau _____

Grau WOMAC: _____

WOMAC - Western Ontario and McMaster Universities Index of Osteoarthritis

SEÇÃO A

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

Pergunta: Qual a intensidade da sua DOR?

1. Caminhando em um lugar plano.

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

2. Subindo ou descendo escadas.

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

3. À 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

SEÇÃO B**1. Qual é a intensidade de RIGIDEZ em seu joelho logo após acordar de manhã?**

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

2. Qual é a intensidade de RIGIDEZ em seu joelho após permanecer sentada, deitada ou se repousar ao longo do dia?

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

SEÇÃO C

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

1. Descer escadas.

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

2. Subir escadas.

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

3. Levantar-se quando está sentada.

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

4. Ficar em pé.

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

5. Abaixar-se para pegar algo no chão.

() 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. Sair para 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. Sentar-se.

() 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

AVALIAÇÃO DE DOR - EVA

0

10

TESTES ESPECIAIS PARA O JOELHO

1 - Ligamento colateral lateral do joelho: E _____ D _____

2 - Ligamento colateral medial do joelho: E _____ D _____

3 - Ligamento cruzado anterior do joelho: E _____ D _____

4 - Ligamento cruzado posterior do joelho: E _____ D _____

9 REFERÊNCIAS

- Abdel-Aziz YI, Karara HM. Direct linear transformation from comparator coordinates into object space co-ordinates. Symposium on Close-Range Photogrammetry, Urbana, AM. Soc. Photogrammetry, 1971.
- Al-Zahrani KS, Bakheit AM. A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disabil Rehabil.* 2002; 24(5):275-80.
- Altman RD, Fries JF, Bloch DA, Carstens J, Cooke TD, Genant H *et al.* Radiographic assessment of progression in osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 1987; 30(11):1214-25.
- Andriacchi TP. Dynamics of knee malalignment. *Orthop Clin North Am.* 1994; 25(3):395-403.
- Andriacchi TP, Galante JO, Fermier RW. The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am.* 1982; 64(9):1328-35.
- Andriacchi TP, Lang PL, Alexander EJ, Hurwitz DE. Methods for evaluating the progression of osteoarthritis. *J Rehabil Res Dev.* 2000; 37(2):163-70.
- Bagge E, Brooks P. Osteoarthritis in older patients. Optimum treatment. *Drugs Aging.* 1995; 7(3):176-83.
- Baliunas AJ, Hurwitz DE, Ryals AB, Karrar A, Case JP, Block JA *et al.* Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2002; 10(7):573-9.
- Barrios JA, Crenshaw JR, Royer TD, Davis IS. Walking shoes and laterally wedged orthoses in the clinical management of medial tibiofemoral osteoarthritis: a one-year prospective controlled trial. *Knee.* 2009; 16(2):136-42.
- Bejek Z, Paróczai R, Illyés A, Kocsis L, Kiss RM. Gait parameters of patients with osteoarthritis of the knee joint. *Physical Education and Sport.* 2006; 4(1):9-16.

- Bellamy N, Buchanan WW, Goldsmith CH, Campbell J, Stitt LW. Validation of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important relevant outcomes to anti-rheumatic drug therapy in patient with osteoarthritis of the hip or knee. *J. Rheumatol.* 1988; 15: 1833-40.
- Bergmann G, Kniggeendorf H, Graichen F, Rohlmann A. Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint. *J Biomech.* 1995; 28(7):817-27.
- Birmingham TB, Kramer JF, Kirkley A, Inglis JT, Spaulding SJ, Vandervoort AA. Knee bracing for medial compartment osteoarthritis: effects on proprioception and postural control. *Rheumatology* 2001; 40(3):285-9.
- Block JA, Shakoor N. The biomechanics of osteoarthritis: implications for therapy. *Curr Rheumatol Rep.* 2009; 11(1):15-22.
- Borjesson M, Weidenhielm L, Mattsson E, Olsson E. Gait and clinical measurements in patients with knee osteoarthritis after surgery: a prospective 5-year follow-up study. *Knee.* 2005; 12(2):121-7.
- Briem K, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Medial knee joint loading increases in those who respond to hyaluronan injection for medial knee osteoarthritis. *J Orthop Res.* 2009; 27(11):1420-5.
- Brinkmann JR, Perry J. Rate and range of knee motion during ambulation in healthy and arthritic subjects. *Phys Ther.* 1985; 65(7):1055-60.
- Brouwer GM, van Tol AW, Bergink AP, Belo JN, Bernsen RM, Reijman M *et al.* Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum.* 2007; 56(4):1204-11.
- Buckwalter J, Mankin H. Articular cartilage II. Degeneration and osteoarthrosis, repair, regeneration and transplantation. *Bone Joint Surg.* 1997; 79A:612-632.

- Butler RJ, Barrios JA, Royer T, Davis IS. Effect of laterally wedged foot orthoses on rearfoot and hip mechanics in patients with medial knee osteoarthritis. *Prosthet Orthot Int*. 2009; 33(2):107-16.
- Chang A, Hurwitz D, Dunlop D, Song J, Cahue S, Hayes K *et al*. The relationship between toe-out angle during gait and progression of medial tibiofemoral osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*. 2007; 66(10):1271-5.
- Chao EY, Neluhani EV, Hsu RW, Paley D. Biomechanics of malalignment. *Orthop Clin North Am*. 1994; 25(3):379-86.
- Chau T. A review of analytical techniques for gait data. Part 1: Fuzzy, statistical and fractal methods. *Gait Posture*. 2001; 13(1):49-66.
- Chen CP, Chen MJ, Pei YC, Lew HL, Wong PY, Tang SF. Sagittal plane loading response during gait in different age groups and in people with knee osteoarthritis. *Am J Phys Med Rehabil*. 2003; 82(4):307-12.
- Chiari L, Della Croce U, Leardini A, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors. *Gait Posture*. 2005; 21(2):197-211.
- Childs JD, Sparto PJ, Fitzgerald GK, Bizzini M, Irrgang JJ. Alterations in lower extremity movement and muscle activation patterns in individuals with knee osteoarthritis. *Clin Biomech*. 2004; 19(1):44-9.
- Cooke TD, Li J, Scudamore RA. Radiographic assessment of bony contributions to knee deformity. *Orthop Clin North Am*. 1994; 25(3):387-93.
- Creamer P, Hochberg MC. Osteoarthritis *Lancet*. 1997; 350:503-9.

- Deluzio KJ, Astephen JL. Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis: an application of principal component analysis. *Gait Posture*. 2007; 25(1):86-93.
- Dempster W, Gaughran G. Properties of body segments based on size and weight. *Am J Anat*. 1967; 120:33-54.
- Detrembleur C, De Nayer J, van den Hecke A. Celecoxib improves the efficiency of the locomotor mechanism in patients with knee osteoarthritis. A randomised, placebo, double-blind and cross-over trial. *Osteoarthritis Cartilage*. 2005; 13(3):206-10.
- Diss CE. The reliability of kinetic and kinematic variables used to analyze normal running gait. *Gait Posture*. 2001; 14(2):98-103.
- Doherty M. Risk factors for progression of knee osteoarthritis. *Lancet*. 2001; 358(9284):775-6.
- Drapper E, Cable J, Sanchez-Ballester J, Hunt N, Robinson J, Strachan R. Improvement in function after valgus bracing of the knee. An analysis of gait symmetry. *J Bone Joint Surg Br*. 2000; 82:1001-5.
- Ebbeling CJ, Hamill J, Crussemeyer JA. Lower extremity mechanics and energy cost of walking in high-heeled shoes. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1994; 19(4):190-6.
- Esenyel M, Walsh K, Walden JG, Gitter A. Kinetics of high-heeled gait. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2003; 93(1):27-32.
- Fang MA, Taylor CE, Nouvong A, Masih S, Kao KC, Perell KL. Effects of footwear on medial compartment knee osteoarthritis. *J Rehabil Res Dev*. 2006; 43(4):427-34.
- Felson DT, Zhang Y. An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. *Arthritis Rheum*. 1998; 41(8):1343-55.

- Fernandes MI. Tradução e validação do questionário de qualidade de vida específico para a osteoartrose WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index) para a língua portuguesa. [dissertação]. São Paulo: Universidade Federal de São Paulo; 2002.
- Fisher DS, Dyrby CO, Mundermann A, Morag E, Andriacchi TP. In healthy subjects without knee osteoarthritis, the peak knee adduction moment influences the acute effect of shoe interventions designed to reduce medial compartment knee load. *J Orthop Res*. 2007; 25(4):540-6.
- Frey C, Thompson F, Smith J, Sanders M, Horstman H. American Orthopaedic Foot and Ankle Society women's shoe survey. *Foot Ankle*. 1993; 14(2):78-81.
- Gök H, Ergin S, Yavuzer G. Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthop Scand*. 2002; 73(6):647-652.
- Grelsamer R. Current concepts review. Unicompartmental osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am*. 1995; 77A:278–92.
- Greve JM, Plapler PG, Seguchi HH, Pastor EH, Baptistella LR. Physiatric treatment of pain in osteoarthritis. *Rev Hosp Clin Fac Med Sao Paulo*. 1992; 47(4):185-9.
- Guo M, Axe MJ, 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 Posture*. 2007; 26(3):436-41.
- Henriksen M, Simonsen EB, Alkjær T, Lund H, Graven-Nielsen T, Danneskiold-Samsøe B *et al*. Increased joint loads during walking – A consequence of pain relief in knee osteoarthritis. *The Knee*. 2006; 13:445-50.
- Huch K, Kuettner KE, Dieppe P. Osteoarthritis in ankle and knee joints. *Semin Arthritis Rheum*. 1997; 26(4):667-74.

- Hunt MA, Birmingham TB, Bryant D, Jones I, Giffin JR, Jenkyn TR *et al.* Lateral trunk lean explains variation in dynamic knee joint load in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2008;(16):591-99.
- Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, Jenkyn TR. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. *J Biomech*. 2006; 39(12):2213-20.
- Hurwitz DE, Ryals AB, Case JP, Block JA, Andriacchi TP. 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. *J Orthop Res*. 2002; 20(1):101-7.
- Hurwitz DE, Sharma L, Andriacchi TP. Effect of knee pain on joint loading in patients with osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol*. 1999; 11(5):422-6.
- Jenkyn TR, Hunt MA, Jones IC, Giffin JR, Birmingham TB. Toe-out gait in patients with knee osteoarthritis partially transforms external knee adduction moment into flexion moment during early stance phase of gait: A tri-planar kinetic mechanism. *Journal of Biomechanics*. 2008; 41:176-83.
- Jensen MP, Karoly P, Braver S. The measurement of clinical pain intensity: a comparison of six methods. *Pain*. 1986; 27(1): 117-26.
- Kabada MP, Ramakrishnan HK, Wooten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*. 1990; 8(3):383-92.
- Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M, An KN. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech*. 2001; 34(7):907-15.
- Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis*. 1957; 16(4):494-502.

- Kemp G, Crossley KM, Wrigley TV, Metcalf BR, Hinman RS. Reducing joint loading in medial knee osteoarthritis: shoes and canes. *Arthritis Rheum.* 2008; 59(5):609-14.
- Kerrigan DC, Johansson JL, Bryant MG, Boxer JA, Della Croce U, Riley PO. Moderate-heeled shoes and knee joint torques relevant to the development and progression of knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005; 86(5):871-5.
- Kerrigan DC, Lelas JL, Karvosky ME. Women's shoes and knee osteoarthritis. *Lancet.* 2001; 357(9262):1097-8.
- Kerrigan DC, Todd MK, Riley PO. Knee osteoarthritis and high-heeled shoes. *Lancet.* 1998; 351(9113):1399-401.
- Kraemer WJ, Ratamess NA, Maresh CM, Anderson JA, Tiberio DP, Joyce ME *et al.* Effects of treatment with a cetylated fatty acid topical cream on static postural stability and plantar pressure distribution in patients with knee osteoarthritis. *J Strength Cond Res.* 2005; 19(1):115-21.
- Lawrence RC, Felson DT, Helmick CG, Arnold LM, Choi H, Deyo RA *et al.* Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States. Part II. *Arthritis Rheum.* 2008; 58(1):26-35.
- Ly QH, Alaoui A, Erlicher S, Baly L. Towards a footwear design tool: Influence of shoe midsole properties and ground stiffness on the impact force during running. *J Biomech.* 2010; (43): 310-17.
- Macellari VC. A computer peripheral remote sensing device for 3-dimensional monitoring of human motion. *Med Biol Eng comput* 1983; 21(3):311-8.
- Maly MR, Culham EG, Costigan PA. Static and dynamic biomechanics of foot orthoses in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Clin Biomech.* 2002; 17(8):603-10.

- Maquet P. The treatment of choice in osteoarthritis of the knee. *Clin Orthop Relat Res*. 1985; 192:108-12.
- Martin DF. Pathomechanics of knee osteoarthritis. *Med Sci Sports Exerc*. 1994; 26(12):1429-34.
- Mazzuca SA, Brandt KD, Dieppe PA, Doherty M, Katz BP, Lane KA. Effect of alignment of the medial tibial plateau and x-ray beam on apparent progression of osteoarthritis in the standing anteroposterior knee radiograph. *Arthritis Rheum*. 2001; 44(8):1786-94.
- McKean KA, Landry SC, Hubley-Kozey CL, Dunbar MJ, Stanish WD, Deluzio KJ. Gender differences exist in osteoarthritic gait. *Clin Biomech*. 2007; 22(4):400-9.
- Messier SP, DeVita P, Cowan RE, Seay J, Young HC, Marsh AP. Do older adults with knee osteoarthritis place greater loads on the knee during gait? A preliminary study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005; 86(4):703-9.
- Messier SP, Loeser RF, Hoover JL, Semble EL, Wise CM. Osteoarthritis of the knee: effects on gait, strength, and flexibility. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992; 73(1):29-36.
- Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*. 2002; 61(7):617-22.
- Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am*. 1987; 69(5):745-9.
- Morlock M, Schneider E, Bluhm A, Vollmer M, Bergmann G, Muller V *et al*. Duration and frequency of every day activities in total hip patients. *J Biomech*. 2001; 34(7):873-81.
- Mündermann A, Dyrby CO, Andriacchi TP. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: increased load at the ankle, knee, and hip during walking. *Arthritis Rheum*. 2005; 52(9):2835-44.

- Mündermann A, Dyrby CO, Hurwitz DE, Sharma L, Andriacchi TP. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity. *Arthritis e Rheumatism*. 2004; 50(4):1172-8.
- Neogi T, Nevitt MC, Niu J, Sharma L, Roemer F, Guermazi A *et al*. Subchondral bone attrition may be a reflection of compartment-specific mechanical load: The MOST Study. *Ann Rheum Dis*. 2009. (Epub ahead of print).
- Nurse MA, Nigg BM. The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clin Biomech*. 2001; 16(9):719-27.
- Oliveria SA, Felson DT, Reed JI, Cirillo PA, Walker AM. Incidence of symptomatic hand, hip, and knee osteoarthritis among patients in a health maintenance organization. *Arthritis Rheum*. 1995; 38(8):1134-41.
- Otsuki T, Nawata K, Okuno M. Quantitative evaluation of gait pattern in patients with osteoarthrosis of the knee before and after total knee arthroplasty. Gait analysis using a pressure measuring system. *J Orthop Sci*. 1999; 4(2):99-105.
- Pastor EH: Doença articular degenerativa. Osteoartrose. In Cossermelli W: Apostila de Reumatologia aos Alunos do Quarto Ano, Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, 1994.
- Pecina M, Bojanic I, Haspl M. Overuse injury syndromes of the knee. *Arh Hig Rada Toksikol*. 2001; 52(4):429-39.
- Perrot S, Menkes CJ. Nonpharmacological approaches to pain in osteoarthritis. Available options. *Drugs*. 1996; 52 Suppl 3:21-6.
- Peterson I, Jacobson L, Silman A, Croft P. The epidemiology of osteoarthritis in peripheral joint. EULAR Standing Committee for Epidemiology. *Ann Rheum Dis*. 1996; 55:585-688.

- Pollo FE. Bracing and heel wedging for unicompartmental osteoarthritis of the knee. *Am J Knee Surg.* 1998; 11(1):47-50.
- Price DD, McGrath PA, Rafii A, Buckingham B. The validation of visual analogue scales as ratio scale measures for chronic and experimental pain. *Pain.* 1983, 17(1): 45-56.
- Ramsey DK, Briem K, Axe MJ, Snyder-Mackler L. A mechanical theory for the effectiveness of bracing for medial compartment osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 2007; 89(11):2398-407.
- Richards JD, Sanchez-Ballester J, Jones RK, Darke N, Livingstone BN. A comparison of knee braces during walking for the treatment of osteoarthritis of the medial compartment of the knee. *J Bone Joint Surg Br.* 2005; 87(7):937-9.
- Robbins SE, Hanna AM. Running-related injury prevention through barefoot adaptations. *Med Sci Sports Exerc.* 1987; 19(2):148-56.
- Robbins SM, Maly MR. The effect of gait speed on the knee adduction moment depends on waveform summary measures. *Gait Posture.* 2009; 30(4):543-6.
- Schipplein OD, Andriacchi TP. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *J Orthop Res.* 1991; 9(1):113-9.
- Schnitzer TJ, Popovich JM, Andersson GB, Andriacchi TP. Effect of piroxicam on gait in patients with osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum.* 1993; 36(9):1207-13.
- Scott DL, Shipley M, Dawson A, Edwards S, Symmons DP, Woolf AD. The clinical management of rheumatoid arthritis and osteoarthritis: strategies for improving clinical effectiveness. *Br J Rheumatol.* 1998; 37(5):546-54.
- Seda H, Seda AC. *Osteoartrites: noções práticas de reumatologia.* Health, Belo Horizonte: v.2, p.341-357, 2001.

- Self BP, Greenwald RM, Pflaster DS. A biomechanical analysis of a medial unloading brace for osteoarthritis in the knee. *Arthritis Care Res.* 2000; 13(4):191-7.
- Senna ER, De Barros AL, Silva EO, Costa IF, Pereira LV, Ciconelli RM *et al.* Prevalence of rheumatic diseases in Brazil: a study using the COPCORD approach. *J Rheumatol.* 2004; 31(3):594-7.
- Shakoor N, Block JA. Walking barefoot decreases loading on the lower extremity joints in knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2006; 54(9):2923-7.
- Shakoor N, Lidtke RH, Sengupta M, Fogg LF, Block JA. Effects of specialized footwear on joint loads in osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum.* 2008; 59(9):1214-20.
- Shakoor N, Moision K. A biomechanical approach to musculoskeletal disease. *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2004; 18(2):173-86.
- Shakoor N, Sengupta M, Foucher KC, Wimmer MA, Fogg LF, Block JA. The effects of common footwear on joint loading in osteoarthritis of the knee. *Arthritis Care Res.* *In press.*
- Sharma L, Hurwitz DE, Thonar EJ, Sum JA, Lenz ME, Dunlop DD *et al.* Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 1998; 41(7):1233-40.
- Stauffer RN, Chao EY, Gyory AN. Biomechanical gait analysis of the diseased knee joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1977; 126:246-55.
- Tang SF, Chen CP, Chen MJ, Pei YC, Lau YC, Leong CP. Changes in sagittal ground reaction forces after intra-articular hyaluronate injections for knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85(6):951-5.

- Teichtahl AJ, Morris ME, Wluka AE, Baker R, Wolfe R, Davis SR *et al.* Foot rotation--a potential target to modify the knee adduction moment. *J Sci Med Sport.* 2006; 9(1-2):67-71.
- Thomas RH, Resnick D, Alazraki NP, Daniel D, Greenfield R. Compartmental evaluation of osteoarthritis of the knee. A comparative study of available diagnostic modalities. *Radiology.* 1975; 116(3):585-94.
- Thorp LE, Sumner DR, Block JA, Moision KC, Shott S, Wimmer MA. Knee joint loading differs in individuals with mild compared with moderate medial knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2006; 54(12):3842-9.
- Toda Y, Segal N. Usefulness of an insole with subtalar strapping for analgesia in patients with medial compartment osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum.* 2002; 47(5):468-73.
- Toda Y, Tsukimura N. A 2-year follow-up of a study to compare the efficacy of lateral wedged insoles with subtalar strapping and in-shoe lateral wedged insoles in patients with varus deformity osteoarthritis of the knee. *Osteoarthritis Cartilage.* 2006; 14(3):231-7.
- Toda Y, Tsukimura N, Kato A. The effects of different elevations of laterally wedged insoles with subtalar strapping on medial compartment osteoarthritis of the knee. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85(4):673-7.
- Tohyama H, Yasuda K, Kaneda K. Treatment of osteoarthritis of the knee with heel wedges. *Int Orthop.* 1991; 15(1):31-3.
- Vad V, Hong HM, Zazzali M, Agi N, Basrai D. Exercise recommendations in athletes with early osteoarthritis of the knee. *Sports Med.* 2002; 32(11):729-39.
- White SH, Ludkowski PF, Goodfellow JW. Anteromedial osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Br.* 1991; 73(4):582-6.

Wilson DR, McWalter EJ, Johnston JD. The measurement of joint mechanics and their role in osteoarthritis genesis and progression. *Rheum Dis Clin North Am*. 2008; 34(3):605-22.

Zeni JA, Jr., Higginson JS. Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of altered walking speed? *Clin Biomech*. 2009; 24(4):372-8.

APÊNDICES

Apêndice A – Rotina Matemática Matlab para análise dos dados cinemáticos e de força reação do solo

```
% Rotina para análise dos dados CINEMÁTICOS e FRS
% Funcionalidades da rotina:
%- corta cabeçalho (Cinemática)
%- salva os valores inteiros e as médias.
%- corta cabeçalho (FRS)
%- normaliza os dados de FRS
%- corta extremos
%- salva os valores inteiros e as médias.

%SEQUÊNCIA NA ABERTURA DOS DADOS:
% 1º Selecione os dados angulares do tornozelo
% 2º Selecione os dados angulares do joelho
% 3º Selecione os dados angulares do quadril
% 4º Selecione a FRSZ
% 5º Selecione a FRSY
% 6º Digite o intervalo da primeira condição
% 7º Digite o intervalo da segunda condição
% 8º Digite o peso do sujeito

%SEQUÊNCIA DE "CLICKS":
% A sequência de clicks devem ser seguidas conforme orientação no título de
% cada gráfico.

=====
%===== ATENÇÃO =====
%

%f = número de colunas de dados
% O número depois do headerlines é sempre 5, ou seja, o número de linhas
% que ele irá retirar do cabeçalho. NUNCA ALTERAR
% Não esquecer de mudar sempre o número de %f de acordo com o número
% de
% colunas dos arquivos.
% NaN entre as linhas: foi digitado menos %f que o valor real do arquivo.
% Ex: arquivo com 9 colunas e somente foram colocados 8 %f.
% NaN após a última coluna: foi digitado mais %f que o valor real do arquivo.
% Ex: arquivo com 9 colunas e foram colocados 10 ou mais %f.
% O número de %f será sempre o dobro para os arquivos cinemáticos (X, Y)
em
% relação ao arquivo da FRS.
% Esse mesmo número (referente ao número de colunas: f) deve ser colocado
% em: [C{2:iserir AQUI o número de f}]

clear all;

% CARREGANDO OS ARQUIVOS

%Carregando o arquivo cinemático do TORNOZELO
disp = 'Selecione o arquivo do ÂNGULO DO TORNOZELO'
wdw = sprintf('selecione arquivo do momento%s:'); % wdw = window(nome q
aparece na janela)
filename = uigetfile('.txt');

%Retirando a primeira coluna (tempo) e as 5 primeiras linhas do cabeçalho
%do ângulo do TORNOZELO
fid = fopen(filename)
C = textscan(fid, '%s %f %f %f %f %f %f %f %f %f','HeaderLines', 5)
fclose(fid)
dados_ATD =[C{2:13}];

%Carregando o arquivo cinemático do JOELHO
disp = 'Selecione o arquivo do ÂNGULO DO JOELHO'
wdw = sprintf('selecione arquivo do momento%s:'); % wdw = window(nome q
aparece na janela)
filename = uigetfile('.txt');

%Retirando a primeira coluna (tempo) e as 5 primeiras linhas do cabeçalho
%do ângulo do JOELHO
fid = fopen(filename)
C = textscan(fid, '%s %f %f %f %f %f %f %f %f %f','HeaderLines', 5)
fclose(fid)
dados_AJD =[C{2:13}];

%Carregando o arquivo da FRSY - AP
disp = 'Selecione o arquivo da FRSY - AP'
wdw = sprintf('selecione arquivo do momento%s:'); % wdw = window(nome q
aparece na janela)
filename = uigetfile('.txt');
% Retirando a primeira coluna (tempo) e as 5 primeiras linhas do cabeçalho
% da FRSY
fid = fopen(filename)
C = textscan(fid, '%s %f %f %f %f %f %f','HeaderLines', 5)
fclose(fid)
dados_FRS_AP=[C{2:7}]; % arquivo da FRSY

% Carregando o arquivo da FRSZ - vertical
disp = 'Selecione o arquivo da FRSZ - VERTICAL'
wdw = sprintf('selecione arquivo do momento%s:'); % wdw = window(nome q
aparece na janela)
filename = uigetfile('.txt');
%
% Retirando a primeira coluna (tempo) e as 5 primeiras linhas do cabeçalho
% da FRSZ
fid = fopen(filename)
C = textscan(fid, '%s %f %f %f %f %f %f','HeaderLines', 5)
fclose(fid)
dados_FRS=[C{2:7}]; % arquivo da FRSZ

%Esta frequencia deve permanecer por causa da função "acha_extremos".
freq = 100;

% INSERINDO O NÚMERO DE TENTATIVAS POR CONDIÇÃO

tentativas = input ('Quantas tentativas? : ');
condicao1 = input ('A primeira condição vai da 1ª até qual tentativa? : ');
condicao2 = input ('A segunda condição vai até qual tentativa? : ');

% NORMALIZANDO A FRS PELO PESO CORPORAL

peso = input ('Qual a massa do sujeito? (Kg) : ');
peso = peso * 9.98;

dados_FRS = (dados_FRS) / peso;
dados_FRS_AP = (dados_FRS_AP)/peso;

%loops para as tentativas
n = size(dados_FRS);

n = tentativas;
for j = 1:n;
    FRS = dados_FRS(:,j);
    FRSAP = dados_FRS_AP(:,j);
```

```

% FRS VERTICAL

[max1(j), imax1(j)] = max(FRS(1:(length(FRS))/2));

a = length(FRS)/2;
b= length(FRS);
[max2(j), imax2(j)] = max(FRS(a:b));

[min(j), i_min(j)] = ache_picos(FRS, 'Ache o valor do VALE');

imax2(j) = imax2(j) + i_min(j);

plot(FRS); hold on; plot (imax2, max2, 'o');

tx1(j) = (max1/imax1);
tx2(j) = ((max2-min)/(imax2));

% FRS ANT - POST
% FIND PEAKS
FRSAP = FRSAP*(-1); % invertendo a curva
[pico1ap(j), ipico1ap(j)] = ache_picos(FRSAP, 'Ache o 1º pico' );
[pico2ap(j), ipico2ap(j)] = ache_picos(FRSAP, 'Ache o 2º pico' );

integral_1(j) = trapz(FRSAP(1:i_min));
integral_2(j) = trapz(FRSAP(i_min:end));

%colunas dos angulos
y =(j*2); %coluna y dos dados
x = y-1; %coluna x dos dados

atdx = dados_ATD(:,x);
ajdy = dados_AJD(:,y);
ajdx = dados_AJD(:,x);
aqdx = dados_AQD(:,x);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% tem q dividir em duas partes (nem sempre será na metade%%

% Variação angular do JOELHO

[valor, c_ajy] = ache_picos(ajdy, 'Ache o ponto para DIVIDIR - nem sempre
será na metade - Joelho FRONTAL (Y) ');

[ajy1(j), i_ajy1(j)] = max(ajdy(1:c_ajy));
[ajy2(j), i_ajy2(j)] = max(ajdy(c_ajy:end));
i_ajy2(j) = i_ajy2(j) + c_ajy;

[ajymin(j), iajymin(j)] = ache_picos(ajdy, 'Ache o ponto MÍNIMO da curva -
Joelho FRONTAL (Y) ');

if ajy2(j) > ajy1(j)
    maximo_ajy = ajy2(j);
else
    maximo_ajy = ajy1(j);
end

adm_ajy(j) = maximo_ajy - iajymin(j);

[valor, c_axj] = ache_picos(ajdx, 'Ache o ponto para DIVIDIR - nem sempre
será na metade - Joelho SAGITAL (X)');

[ajx1(j), i_axj1(j)] = max(ajdx(1:c_axj));
[ajx2(j), i_axj2(j)] = max(ajdx(c_axj:end));
i_axj2(j) = i_axj2(j) + c_axj;

[ajxmin(j), iajxmin(j)] = ache_picos(ajdx, 'Ache o ponto MÍNIMO da curva -
Joelho SAGITAL (X) ');

if ajx2(j) > ajx1(j)
    maximo_axj = ajx2(j);
else
    maximo_axj = ajx1(j);
end

adm_axj(j) = maximo_axj - iajxmin(j);

% Variação angular do QUADRIL

[axq1(j), i_axq1(j)] = max(aqdx(1:i_min));
[axq2(j), ind_axq2] = max(aqdx(i_min:end));
i_axq2(j) = ind_axq2 + i_min(j);

[axqmin(j), iaxqmin(j)] = ache_picos(axqdx, 'Ache o ponto MÍNIMO da curva -
QUADRIL SAGITAL (X) ');

if axq2(j) > axq1(j)
    maximo_axq = axq2(j);
else
    maximo_axq = axq1(j);
end

adm_axq(j) = maximo_axq - iaxqmin(j);

% Variação angulat do TORNOZELO

[atx1(j), i_atx1(j)] = max(atdx(1:i_min));
[atx2(j), ind_atx2] = max(atdx(i_min:end));
i_atx2(j) = ind_atx2 + i_min(j);

[atxmin(j), iatxmin(j)] = ache_picos(atdx, 'Ache o ponto MÍNIMO da curva -
Tornozelo SAGITAL (X) ');

if atx2(j) > atx1(j)
    maximo_atx = atx2(j);
else
    maximo_atx = atx1(j);
end

adm_atx(j) = maximo_atx - iatxmin(j);

out1 = [ max1; imax1; max2; imax2; min; i_min; tx1; tx2; pico1ap; ipico1ap;
pico2ap; ipico2ap; integral_1; integral_2 ]';

out2 = [ajy1; i_ajy1; ajy2; i_ajy2; ajymin; iajymin; adm_ajy; ajx1; i_axj1; ajx2;
i_axj2; ...
ajxmin; iajxmin; adm_axj;...
atx1; i_atx1; atx2; i_atx2; atxmin; iatxmin; adm_atx; ...
axq1; i_axq1; axq2; i_axq2; axqmin; iaxqmin; adm_axq]';

%
=====
% ===== GERA ARQUIVOS DE SAIDA
=====
%
=====

for cd1 = 1:condicao1
    cd1_frs(cd1,:) = out1(cd1,:);
    cd1_ang(cd1,:) = out2(cd1,:);

end

for cd2 = 1:condicao2 - condicao1;

    linha_cd2 = (condicao2-(condicao2-condicao1))+ cd2;

    cd2_frs(cd2,:) = out1(linha_cd2,:);
    cd2_ang(cd2,:) = out2(linha_cd2,:);

end

numeroslinhas = size(out1);
nlinhas=numeroslinhas(1);
n = nlinhas - condicao2;
condicao3=nlinhas;
for cd3 = 1:n;
    linha_cd3 = (condicao3-(condicao3-condicao2))+ cd3;
    cd3_frs(cd3,:) = out1(linha_cd3,:);
    cd3_ang(cd3,:) = out2(linha_cd3,:);

end

```

```
med_cd1_frs = [mean(cd1_frs); std(cd1_frs)];
med_cd2_frs = [mean(cd2_frs); std(cd2_frs)];
med_cd3_frs = [mean(cd3_frs); std(cd3_frs)];
```

```
med_cd1_ang = [mean(cd1_ang); std(cd1_ang)];
med_cd2_ang = [mean(cd2_ang); std(cd2_ang)];
med_cd3_ang = [mean(cd3_ang); std(cd3_ang)];
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% SALVANDO OS ARQUIVOS
nome = filename(1:end-7);
```

```
name1 = [nome '_FRS_cd1.asc'];
name2 = [nome '_FRS_cd2.asc'];
name3 = [nome '_FRS_cd3.asc'];
```

```
media_frs1 = [nome '_med_cd1_frs.asc'];
media_frs2 = [nome '_med_cd2_frs.asc'];
media_frs3 = [nome '_med_cd3_frs.asc'];
```

```
save(name1,'cd1_frs','-ascii');
save(name2,'cd2_frs','-ascii');
save(name3,'cd3_frs','-ascii');
```

```
save(media_frs1,'med_cd1_frs','-ascii');
save(media_frs2,'med_cd2_frs','-ascii');
save(media_frs3,'med_cd3_frs','-ascii');
```

```
media_ang1 = [nome '_med_cd1_ang.asc'];
media_ang2 = [nome '_med_cd2_ang.asc'];
media_ang3 = [nome '_med_cd3_ang.asc'];
```

```
save(media_ang1,'med_cd1_ang','-ascii');
save(media_ang2,'med_cd2_ang','-ascii');
save(media_ang3,'med_cd3_ang','-ascii');
```

```
name4 = [nome '_ANG_cd1.asc'];
name5 = [nome '_ANG_cd2.asc'];
name6 = [nome '_ANG_cd3.asc'];
```

```
save(name4,'cd1_ang','-ascii');
save(name5,'cd2_ang','-ascii');
save(name6,'cd3_ang','-ascii');
```

e toe-out

```
toe_out = TOE_OUT(:,j);
```

```

%-----
% Essa etapa da rotina será executada com a finalidade de se definirem
% manualmentos os picos dos momentos articulares

% Picos do TORNOZELO

%primeiro pico extensor
[mom_tornozelo_x_1(j), i_mom_tornozelo_x_1(j)] = ache_picos(mom_tx, 'Ache
o 1º PICO EXTENSOR do Momento - Tornozelo SAGITAL (X)' );

% pico flexor
[mom_tornozelo_x_2(j), i_mom_tornozelo_x_2(j)] = ache_picos(mom_tx, 'Ache
o PICO FLEXOR do Momento - Tornozelo SAGITAL (X)' );

%segundo pico extensor
[mom_tornozelo_x_3(j), i_mom_tornozelo_x_3(j)] = ache_picos(mom_tx, 'Ache
o 2º PICO EXTENSOR do Momento - Tornozelo SAGITAL (X)' );

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Cálculo do IMPULSO do Tornozelo

%achando os dados positivos e negativos
%dado não-normalizado
[pt, ipt] = find (mom_tx_sem_norm > 0);
[nt, int] = find (mom_tx_sem_norm < 0);

imp_fle_torn(j) = trapz(mom_tx_sem_norm(pt));
imp_ext_torn(j) = trapz(mom_tx_sem_norm(nt));

% dado normalizado

[ptn, iptn] = find (mom_tx > 0);
[ntn, intn] = find (mom_tx < 0);

imp_norm_fle_torn(j) = trapz(mom_tx(ptn));
imp_norm_ext_torn(j) = trapz(mom_tx(intn));

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Picos do JOELHO

% Primeiro pico extensor do joelho
[mom_joelho_x_1(j), i_mom_joelho_x_1(j)] = ache_picos(mom_jx, 'Ache o 1º
PICO EXTENSOR do Momento - Joelho SAGITAL (X)' );

% Primeiro pico flexor do joelho
[mom_joelho_x_2(j), i_mom_joelho_x_2(j)] = ache_picos(mom_jx, 'Ache o 1º
PICO FLEXOR do Momento - Joelho SAGITAL (X)' );

% Segundo pico extensor do joelho
[mom_joelho_x_3(j), i_mom_joelho_x_3(j)] = ache_picos(mom_jx, 'Ache o 2º
PICO EXTENSOR do Momento - Joelho SAGITAL (X)' );

% Segundo pico flexor do joelho
[mom_joelho_x_4(j), i_mom_joelho_x_4(j)] = ache_picos(mom_jx, 'Ache o 2º
PICO FLEXOR do Momento - Joelho SAGITAL (X)' );

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Cálculo do IMPULSO do Joelho

[pj, ipj] = find (mom_jx_sem_norm > 0);
[nj, inj] = find (mom_jx_sem_norm < 0);

imp_fle_joel(j) = trapz(mom_jx_sem_norm(pj));
imp_ext_joel(j) = trapz(mom_jx_sem_norm(nj));

% Dado normalizado

[pjn, ipjn] = find (mom_jx > 0);
[njn, injn] = find (mom_jx < 0);
imp_norm_fle_joel(j) = trapz(mom_jx(pjn));
imp_norm_ext_joel(j) = trapz(mom_jx(injn));

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Primeiro pico de adução do joelho
[mom_joelho_y_1(j), i_mom_joelho_y_1(j)] = ache_picos(mom_jy, 'Ache o 1º
PICO DE ADUCAO do Momento - Joelho FRONTAL (Y)' );

% Pico de adução mínima (MÉDIO APOIO)
[mom_joelho_y_2(j), i_mom_joelho_y_2(j)] = ache_picos(mom_jy, 'Ache o
PICO DE ADUÇÃO MÍNIMA (MÉDIO APOIO)do Momento - Joelho FRONTAL
(Y)' );

% Segundo pico de adução do joelho
[mom_joelho_y_3(j), i_mom_joelho_y_3(j)] = ache_picos(mom_jy, 'Ache o 2º
PICO DE ADUCAO do Momento - Joelho FRONTAL (Y)' );

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Impulso

[pja, ipja] = find (mom_jy_sem_norm > 0); % a de aducao/abducao
[nja, inja] = find (mom_jy_sem_norm < 0);

imp_adu_joel(j) = trapz(mom_jy_sem_norm(pja));
imp_abdu_joel(j) = trapz(mom_jy_sem_norm(nja));

% Dado normalizado

[pjna, ipjna] = find (mom_jy > 0);
[njna, injna] = find (mom_jy < 0);

imp_norm_adu_joel(j) = trapz(mom_jy(pjna));
imp_norm_abdu_joel(j) = trapz(mom_jy(injna));

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Toe-out

% O ângulo do toe-out analisado será referente ao 2º pico de adução do
joelho.

to1(j) = toe_out(i_mom_joelho_y_1(j));
to2(j) = toe_out(i_mom_joelho_y_3(j));

end

out1 = [mom_tornozelo_x_1; i_mom_tornozelo_x_1; mom_tornozelo_x_2;
i_mom_tornozelo_x_2; mom_tornozelo_x_3;
i_mom_tornozelo_x_3; ...
mom_joelho_x_1; i_mom_joelho_x_1; mom_joelho_x_2;
i_mom_joelho_x_2; mom_joelho_x_3; i_mom_joelho_x_3;
mom_joelho_x_4; i_mom_joelho_x_4; ...
mom_joelho_y_1; i_mom_joelho_y_1; mom_joelho_y_2;
i_mom_joelho_y_2; mom_joelho_y_3; i_mom_joelho_y_3;
to1; to2; ...
imp_norm_ext_torn; imp_norm_fle_torn;
imp_norm_ext_joel; imp_norm_fle_joel; imp_norm_adu_joel;
imp_norm_abdu_joel; ...
imp_ext_torn; imp_fle_torn; imp_ext_joel;
imp_fle_joel; imp_adu_joel; imp_abdu_joel];

%
=====
% ===== GERA ARQUIVOS DE SAIDA =====
%
=====

%dados da condição 1
for cd1 = 1:condicao1

cd1_mom(cd1,:) = out1(cd1,:);

end

for cd2 = 1:condicao2 - condicao1;

linha_cd2 = (condicao2-(condicao2-condicao1))+ cd2;
cd2_mom(cd2,:) = out1(linha_cd2,:);

end

numerolinhas = size(out1);
nlinhas=numerolinhas(1);
n = nlinhas - condicao2;
condicao3=nlinhas;

```

```

for cd3 = 1:n;
    linha_cd3 = (condicao3-(condicao3-condicao2))+ cd3;
    cd3_mom(cd3,:) = out1(linha_cd3,:);

end

med_cd1_mom = [mean(cd1_mom); std(cd1_mom)];
med_cd2_mom = [mean(cd2_mom); std(cd2_mom)];
med_cd3_mom = [mean(cd3_mom); std(cd3_mom)];

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Salvando os arquivos

nome = filename (1:end-7);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
media_mom_cd1 = [nome '_med_cd1_mom.asc'];
media_mom_cd2 = [nome '_med_cd2_mom.asc'];
media_mom_cd3 = [nome '_med_cd3_mom.asc'];

save(media_mom_cd1,'med_cd1_mom','-ascii');
save(media_mom_cd2,'med_cd2_mom','-ascii');
save(media_mom_cd3,'med_cd3_mom','-ascii');

name7 = [nome '_MOM_cd1.asc'];
name8 = [nome '_MOM_cd2.asc'];
name9 = [nome '_MOM_cd3.asc'];

save(name7,'cd1_mom','-ascii');
save(name8,'cd2_mom','-ascii');
save(name9,'cd3_mom','-ascii');

```


Apêndice C – Rotina Matemática Matlab para determinar os picos das variáveis calculadas nas rotinas de cinemática, força reação do solo e momentos articulares

```
function [pico, i_pico] = ache_picos(dado, tit)

%Função para encontrar o pico dentro de um intervalo de 5% antes e
%depois do ponto clicado com o mouse

% Determinar o pico do dado
    %Para aumentar a janela
    scr = get(0,'ScreenSize'); % Vetor com resolucao da tela [1 1 1024 768]
    h = figure('Position',[1 1 scr(3) 0.9*scr(4)]); % Maximiza janela do gráfico
    h= plot(dado, 'y') ;hold on; set(gca, 'color','black');
    h= plot(dado,'w. '); set(h, 'markersize',6);
    axis([1 length(dado) min(dado) max(dado)]);
    title([' ATENCAO - CONFIRMAR COM SPACE - ' tit ]);
    ylabel ('FRS')
    xlabel ('% da fase de apoio')

button=1;
pto_1=[];
aga=[];
while ~isempty(button);
    [x,y,button] = ginput(1);
    if ~isempty (button);
        if button~=1;
            if isempty(pto_1)
                pto_1=x;
                aga=[];
                break
            end
        else if ~isempty(aga);
            delete(aga);
            end
        if isempty(pto_1);
            aga=plot(x,y,'r>');
        else
            aga=plot(x,y,'r<');
        end
    end
end
end
l=[];
i_pico = [];
freq = 1000;
t = ((1:length(dado))./freq);
t_temp = t*1000;
l = find (t_temp < pto_1);
i_pico = length(l); %indice do pico
pico = dado(i_pico); %valor do pico
close all;
```