

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

CRISTINA PORTO ALVES ALCANTARA

Análise cinemática e cinética dos membros
inferiores na corrida em adultos e idosos

SÃO PAULO

2013

CRISTINA PORTO ALVES ALCANTARA

Análise cinemática e cinética dos membros inferiores na corrida em adultos e idosos

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciências

Área de concentração: Biodinâmica do Movimento Humano

Orientador: Prof. Dr. Marcos Duarte

SÃO PAULO

2013

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo da Publicação

Serviço de Documentação

Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo

Alcantara, Cristina Porto Alves

Análise cinemática e cinética dos membros inferiores na corrida em adultos e idosos / Cristina Porto Alves Alcantara. – São Paulo : [s.n.], 2013.

75p.

Dissertação (Mestrado) - Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Duarte.

1. Biomecânica 2. Corridas 3. Idosos 4. Articulações
I. Título.

NOME: ALCANTARA, Cristina Porto Alves

Título: Análise cinemática e cinética dos membros inferiores na corrida em adultos e idosos

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciências

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

AGRADECIMENTOS

À todos os voluntários que participaram da pesquisa.

À todos os colegas, amigos e professores que ajudaram na execução do estudo, em especial ao meu orientador Prof. Dr. Marcos Duarte.

À CAPES pela bolsa de mestrado durante dois meses.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, pela concessão da bolsa de mestrado e pelo apoio financeiro para a realização desta pesquisa.

À Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

RESUMO

ALCANTARA, C. P. A. Análise cinemática e cinética dos membros inferiores na corrida em adultos e idosos. 2013. 75f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

A corrida de rua é uma das atividades que obteve maior número de adeptos entre a população idosa. É sabido que, durante a corrida, idosos apresentam padrões diferente de adultos jovens, como um maior ângulo de toe-out. No entanto, não é conhecida a relação com a carga mecânica nas articulações dos membros inferiores. Muitos estudos apontam para uma relação entre o momento adutor externo do joelho e o ângulo de toe-out, inclusive como mecanismo de proteção em indivíduos com osteoartrite do joelho, doença comum em pessoas acima dos 65 anos. Assim, pretendeu-se investigar uma possível relação do ângulo de toe-out aumentado nesses indivíduos e o momento do joelho no plano frontal. Vinte e dois adultos jovens corredores, 23 idosos corredores e 13 idosos sedentários andaram a 5 km/h e correram a 7, 10 km/h e na velocidade média da última prova de 10 km. Na velocidade de 5 km/h e 10 km/h os indivíduos corredores realizaram também uma condição com o toe-out aumentado além do natural. Os indivíduos executaram estas tarefas em uma esteira instrumentada com duas cintas independentes e com duas plataformas de força de seis componentes operando a 600 Hz (Bertec, USA) e tiveram os movimentos dos membros inferiores registrados por um sistema de análise tridimensional do movimento composto por oito câmeras de infravermelho operando a 150 Hz (Motion Analysis Corporation, USA). Uma completa análise cinemática e cinética das tarefas foi realizada por meio dos softwares Visual3D (CMotion. Inc., USA) e Matlab (Mathworks, USA). Em particular, o ângulo de toe-out e o momento adutor externo do joelho foram mensurados em todas as condições e comparados entre as condições com e sem o toe-out aumentado e entre os grupos a partir de análise de variâncias fatorial mistas e ANOVA, respectivamente. Os ângulos e momentos articulares foram comparados entre os grupos com testes de Wilcoxon Signed-rank com correção de Bonferroni. Em geral, os adultos corredores,

idosos corredores e idosos sedentários apresentaram diferenças nos padrões cinemáticos e cinéticos do movimento dos membros inferiores durante o andar a 5 km/h e durante o correr a 7 km/h. Também foram observadas diferenças, porém em menor número, durante a corrida a 10 km/h e a corrida na velocidade média da última prova de 10 km para os adultos corredores e idosos corredores. Quanto à relação do ângulo de toe-out e o momento adutor externo do joelho, contrariamente à literatura, nós não observamos um aumento deste ângulo para os idosos durante o andar ou correr em relação aos adultos, assim como uma relação inversa entre o ângulo de toe-out e o momento adutor externo do joelho, talvez pelas coletas terem sido realizadas sobre uma esteira com cinta dupla, o que pode ter levado à alteração do posicionamento natural dos pés (toe-out).

Palavras-chave: Corrida. Idosos. Biomecânica. Toe-out

ABSTRACT

ALCANTARA, C. P. A. Analysis kinematics and kinetics of the lower limbs during running in young adults and elderly. 2013. 75f. Dissertation (Master) – School of Physical Education and Sport, University of Sao Paulo, Sao Paulo, 2013.

Running is one of the activities that had the highest number of participants among elderly population. It is known that during running, elderly have different patterns of young adults, as a greater toe-out angle. However it is still unknown the relationship between the mechanical loads at the joints of the lower limbs. Several studies point to a correlation between the external knee adduction moment and the toe-out angle, including as a protective mechanism among people with knee osteoarthritis, a common disease in people over 65 years old. Thus, we sought to investigate a possible relationship between the toe-out angle increased in these individuals and the knee moment in the frontal plane. Twenty-two young adult runners, 23 elderly runners and 13 sedentary elderly walked at 5 km/h and ran at 7, 10 km/h and at the mean speed of the last 10 K race. At the speed of 5 km/h and 10 km/h the individuals who were runners also performed a condition with the toe-out angle increased beyond the natural. The subjects did all tasks in an instrumented treadmill with independent two belts and two force plates with six components operating at 600 Hz (Bertec, USA) and had the lower limb movements registered by a tridimensional motion analysis system with eight infrared cameras operating at 150Hz (Motion Analysis Corporation, USA). A complete kinematics and kinetics analysis were made using Visual3D (CMotion. Inc., USA) and Matlab (Mathworks, USA) softwares. The toe-out angle and the external knee adduction moment were measured during all conditions and compared between the condition with and without the toe-out angle increased, and between the groups with a mixed effects modeling and ANOVA respectively. The joint angles and joint moments were compared between groups with Wilcoxon Signed-rank tests with Bonferroni correction. In general, young adult runners, elderly runners and elderly sedentaries had differences in kinematic and kinetic pattern of movement of lower limbs during walk at 5 km/h and run

at 7 km/h. There were also differences, though in smaller number, during run at 10 km/h and run at mean speed of the last 10 K race between young adult runners and elderly runners. Contrasting the literature there was no relation between toe-out angle and external knee adduction moment and we didn't observe a greater angle in elderly than young adults during walk or run, it maybe can be explained by the fact that the tasks were above a double belt treadmill, what can lead to a different feet position (toe-out).

Keywords: Running. Elderly. Biomechanics. Toe-out.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação do ângulo de toe-out.	26
Figura 2 - Representação da relação inversa entre o ângulo de toe-out e o momento adutor externo do joelho	27
Figura 3 - Andar a 5 km/h.....	48
Figura 4 - Correr a 7 km/h.	49
Figura 5 - Correr a 10 km/h.	49
Figura 6 - Correr na velocidade média da última prova de 10 km realizada.....	50
Figura 7 - Andar a 5 km/h com toe-out aumentado.	52
Figura 8 - Correr a 10 km/h com toe-out aumentado.....	53
Figura 9 - Andar a 5 km/h e correr a 7 km/h.	54
Figura 10 - Andar a 5 km/h normal e com toe-out.	54
Figura 11 - Correr a 10 km/h normal e com toe-out.....	55

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Média e desvio padrão das variáveis do estudo 1.....	51
Tabela 2 – Média e desvio padrão das variáveis do estudo 2.....	55

SUMÁRIO

1 Introdução	11
2 Objetivos	14
2.1 Objetivo Geral	14
2.2 Objetivos Específicos.....	14
3 Revisão de Literatura	15
3.1 Atividade física e o envelhecimento	15
3.2 Alterações biomecânicas da caminhada em idosos.....	17
3.3 Alterações biomecânicas da corrida em idosos	24
3.4 O ângulo de projeção do pé (<i>toe-out</i>) e algumas implicações biomecânicas.....	25
3.5 Diferenças entre a marcha no chão e na esteira	31
4 Materiais e Métodos	35
4.1 Amostra	35
4.2 Tarefas experimentais.....	37
4.3 Princípios de medição	38
4.4 Procedimentos	41
4.5 Instrumentos e Coletas de dados.....	42
4.6 Análise de dados	43
5 Resultados	45
5.1 Primeiro estudo.....	45
5.2 Segundo estudo.....	52
6 Discussão	57
7 Conclusão	62
REFERÊNCIAS	63
APÊNDICE A – Protocolo de marcas	70
APÊNDICE B – Anamnese	74

1 INTRODUÇÃO

A expectativa média de vida do brasileiro atingiu a marca de 71,9 anos, segundo dados do IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística), resultando num aumento da população idosa. Isso ocasionou uma maior preocupação com a melhora da qualidade de vida e das habilidades funcionais dessa população (CHAKRAVARTY, HUBERT, LINGALA & FRIES, 2008). Durante o envelhecimento, uma série de disfunções pode acometer os idosos, tais como a osteoporose, diabetes melitos, a hipertensão arterial, a deterioração no controle do equilíbrio ou da mobilidade, e outras doenças cardiovasculares (YOUNG & DINAN, 2005b). A prática de exercício físico, de maneira geral, tem sido uma grande aliada reduzindo os efeitos deletérios associados ao envelhecimento, imobilidade e às doenças relacionadas ao avanço da idade, além de ser uma ótima oportunidade de sociabilização (Chakravarty et al., 2008; de Groot, Verheijden, de Henauw, Schroll, & van Staveren, 2004; Taylor et al., 2004; Young & Dinan, 2005).

A prática da corrida de rua é uma das atividades que mais despertou adeptos desta faixa etária segundo dados da maior associação de corredores do estado de São Paulo, a CORPORE, que registrou um aumento de 52% do número de atletas com mais de 65 anos. Além de todos os benefícios fisiológicos, a corrida tem sido o esporte de maior escolha por causa da sua conveniência e natureza econômica (TAUNTON, RYAN, CLEMENT, MCKENZIE, LLOYD-SMITH & ZUMBO, 2002).

Com o avanço da idade, ocorre uma adaptação do controle motor pelos idosos: uma diminuição das funções motoras e sensoriais, e uma alteração do padrão de movimento comparado aos adultos (DEVITA & HORTOBAGYI, 2000). Esses mesmos autores investigaram a distribuição dos torques e potências articulares ente as articulações do quadril, joelho e tornozelo durante a marcha de adultos e idosos, concluindo que o envelhecimento causa uma redistribuição dos torques e potências articulares. Isso ocorre porque os idosos utilizavam mais os extensores do quadril comparado com os extensores do joelho e os flexores plantares do tornozelo. Tais alterações podem ter sido causadas pela redução nas funções motoras e sensoriais decorrentes do envelhecimento. São poucos os estudos que investigaram essa questão

em idosos mais ativos, entre eles, Savelberg et al. (SAVELBERG, VERDIJK, WILLEMS & MEIJER, 2007) , por exemplo, observaram que idosos corredores apresentam uma redistribuição dos torques e potências articulares durante o andar mais similar a dos adultos. Isto é, uma maior aptidão física dos idosos corredores parece ter contribuído para que o padrão dos esforços articulares não fosse tão afetado. Infelizmente, os autores não estudaram se a distribuição dos esforços articulares dos idosos em comparação aos adultos jovens foi alterada durante a corrida. Talvez a distribuição dos torques durante o andar de idosos corredores (ativos) ficou mais semelhante com a de adultos jovens porque o andar é uma tarefa de pouca demanda neuromuscular e como os idosos são ativos, eles puderam executar esta tarefa sem grandes dificuldades, isto poderia ser testado com tarefas de maiores demandas (a própria corrida).

Existem poucos relatos de estudos que investigaram os padrões do controle de movimento adotados pelos idosos na corrida. Fukuchi e Duarte (2008) observaram algumas diferenças no padrão cinemático do joelho e do tornozelo dos idosos comparado aos adultos. Neste estudo os idosos apresentaram menor excursão de flexão da articulação do joelho e menor excursão de rotação interna da tíbia e maior ângulo de projeção do pé (*toe out*) comparado aos adultos. Porém, ainda não se sabe quais alterações no padrão cinético são adotadas pelos idosos para correrem na mesma velocidade que os adultos.

Existem diversos estudos apontando para uma relação inversa entre o maior ângulo de *toe-out* e o momento adutor externo do joelho na fase de apoio final da marcha de indivíduos saudáveis e indivíduos com osteoartrite de joelho, em diferentes idades e gêneros (ANDREWS, NOYES, HEWETT & ANDRIACCHI, 1996; CHANG, HURWITZ, DUNLOP, SONG, CAHUE, HAYES & SHARMA, 2007; DAVIS-TUCK, WLUKA, TEICHTAHL, MARTEL-PELLETIER, PELLETIER, JONE, DING, DAVIS & CICUTTINI, 2008; GUO, AXE & MANAL, 2007; HURWITZ, RYALS, CASE, BLOCK & ANDRIACCHI, 2002; JACKSON, WLUKA, TEICHTAHL, MORRIS & CICUTTINI, 2004; LIN, LAI, CHOU & HO, 2001; TEICHTAHL, MORRIS, WLUKA, BAKER, WOLFE, DAVIS & CICUTTINI, 2006). Segundo Andriacchi, indivíduos com osteoartrite, durante o andar, possuem maiores valores do ângulo de *toe-out* em relação às pessoas sem a doença, sendo este mecanismo considerado uma estratégia compensatória para

reduzir a carga no compartimento medial do joelho (ANDRIACCHI, 1994), a dor decorrente da compressão medial repetitiva na articulação (JACKSON et al., 2004) e a probabilidade de progressão da osteoartrite tibiofemoral medial (CHANG et al., 2007). Sendo a osteoartrite muito comum em pessoas com idade acima de 65 anos (HAPA, MURATLI, CAKICI, GULCEK, AKSAHIN & BICIMOGLU, 2009) e tendo sido encontrado no estudo de Fukuchi e Duarte (2008) um maior ângulo de projeção do pé (*toe-out*) durante a corrida em idosos comparado aos adultos jovens, coloca-se em questão uma possível existência de um mecanismo compensatório nesses idosos, como o descrito por Andriacchi (1994) no caso de indivíduos com osteoartrite.

A carência de estudos que analisaram os padrões cinéticos dos movimentos dos membros inferiores e pelve, em adultos e idosos, durante a corrida na mesma velocidade (comparação essa importante em virtude das alterações musculoesqueléticas decorrentes do envelhecimento) associada ao crescimento do número de idosos praticando corrida aponta para a necessidade de novas pesquisas que investiguem o controle do movimento e o padrão cinético de idosos corredores.

Portanto, é importante estabelecer a real influência da atividade física na locomoção dos idosos a fim de obter uma prescrição de exercícios mais adequados a essa população. O presente estudo pretendeu investigar o controle do movimento em adultos jovens e idosos, durante a caminhada e a corrida, determinando momentos e amplitudes nas articulações dos membros inferiores e pelve. As hipóteses são de que existem diferenças entre adultos e idosos durante a corrida e que isto é dependente do nível de aptidão física e da tarefa (Estudo 1). Além disso, pretende-se entender uma possível relação entre o maior ângulo de projeção do pé e o momento adutor externo do joelho durante a corrida (Estudo 2).

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

O objetivo geral do presente estudo é realizar uma análise biomecânica da marcha (andar e correr) em adultos jovens corredores e idosos sedentários e corredores.

2.2 Objetivos Específicos

Especificamente, pretende-se:

Realizar uma análise cinemática e cinética comparativa da corrida de idosos corredores, idosos sedentários e adultos corredores (membro inferior direito)

Analisar as diferenças entre adultos corredores e idosos corredores durante a caminhada e a corrida.

Investigar a relação entre o momento adutor externo do joelho e o ângulo de projeção do pé durante o andar e a corrida.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Atividade física e o envelhecimento

Estudos demonstram que o processo de envelhecimento está associado com a perda de força muscular, mudanças na propriedade mecânica do colágeno e alterações na arquitetura muscular (CRISWELL, POWERS, HERB & DODD, 1997; FRONTERA, SUH, KRIVICKAS, HUGHES, GOLDSTEIN & ROUBENOFF, 2000; KOMATSU, SHIBATA, SHIMADA, VIIDIK & CHIBA, 2004). Além disso, a capacidade de desempenho do sistema nervoso também sofre degeneração com a idade. Devido a isso, assume-se que as alterações da capacidade do sistema biológico relacionadas com a idade irão reduzir o desempenho motor dos idosos durante as atividades de vida diária (KARAMANIDIS & ARAMPATZIS, 2005). Exemplos das alterações ocorridas com a idade são a redução da mobilidade da marcha e a diminuição da sua velocidade, comprimento do passo e da amplitude dos movimentos articulares nos membros inferiores (JUDGE, DAVIS & OUNPUU, 1996; KERRIGAN, TODD, DELLA CROCE, LIPSITZ & COLLINS, 1998; OBERG, KARSZNIA & OBERG, 1993; WINTER, PATLA, FRANK & WALT, 1990). Essa redução da capacidade de desempenho é frequentemente acompanhada pela redução da estabilidade da marcha e, conseqüentemente, pelo aumento do risco de quedas (GUIMARAES & ISAACS, 1980; WOLFSON, JUDGE, WHIPPLE & KING, 1995).

Sabe-se que a maior causa de morbidade em idosos são as quedas, sendo que em quase todos os episódios há algum aspecto da locomoção envolvido (GRYFE, AMIES & ASHLEY, 1977; WOO, HO, LAU, CHAN & YUEN, 1995). Estudos retrospectivos relatam que aproximadamente um terço dos idosos acima de 65 anos são caidores e vão sofrer ao menos um episódio de queda por ano (CAMPBELL, REINKEN, ALLAN & MARTINEZ, 1981; PRUDHAM & EVANS, 1981).

Entretanto, os humanos são capazes de se adaptar e modificar a organização das tarefas motoras através do *feedback* de informações sensoriais, principalmente para atividades repetitivas, nas quais o sistema nervoso usa esse *feedback* sensorial para fazer pequenos ajustes necessários nos modelos internos como ocorre, por

exemplo, na existência de déficit motor. Portanto, mudanças na capacidade do sistema musculoesquelético irão gerar adaptações motoras para essas tarefas repetitivas, como andar e correr. Dessa forma é de se esperar que, com o envelhecimento, ocorram, por exemplo, alterações nos padrões de corrida. Isso ocorre devido às alterações fisiológicas decorrentes do processo de envelhecimento (KARAMANIDIS & ARAMPATZIS, 2005).

Devido ao aumento da expectativa de vida e considerando o benefício da prática de atividades físicas regulares (YOUNG & DINAN, 2005a), observa-se um aumento no número de idosos praticantes de atividades físicas e esportivas (HAGEMAN & BLANKE, 1986; MCKEAN, MANSON & STANISH, 2006). Em linha com este fato, observou-se nos últimos anos um aumento da necessidade dos estudos em atletas másteres, sendo que a tendência é de um aumento ainda maior dessa demanda (MCKEAN, MANSON & STANISH, 2006), já que a compreensão dos efeitos da idade no movimento e nas funções é cada vez mais importante (HAGEMAN & BLANKE, 1986).

Há uma preocupação de que o risco de lesões em idosos corredores seja mais alto do que em jovens corredores (MARTI, VADER, MINDER & ABELIN, 1988; MCKEAN, MANSON & STANISH, 2006) e de que o tempo de recuperação seja maior para idosos (MATHESON, MACINTYRE, TAUNTON, CLEMENT & LLOYD-SMITH, 1989), já que o sistema musculoesquelético desta população apresenta mudanças, como a diminuição da força, flexibilidade, densidade óssea e propriocepção, além da degeneração articular. Obviamente, tais adaptações fisiológicas, somadas, podem levar ao aumento do índice de lesões em atletas idosos (MCKEAN, MANSON & STANISH, 2006).

Segundo McKean et al. (MCKEAN, MANSON & STANISH, 2006), o número de estudos interessados especificamente em lesões de atletas másteres é bem limitado. Além disso, a maioria dos que se preocupa com população idosa avalia indivíduos sedentários ou praticantes de caminhada e programas de treinamento de resistência. Dessa forma, poucos trabalhos avaliaram esse problema em idosos saudáveis corredores. Nesse contexto, o grupo de McKean aplicou um questionário retrospectivo

em 2886 corredores, sendo 34% másteres (acima de 40 anos), encontrando uma maior ocorrência de lesões nos corredores mais idosos, em comparação com os mais jovens.

O maior índice de lesões nos idosos, assim como o maior tempo de recuperação devem-se às degenerações musculoesqueléticas sofridas com a idade, assim como aos diferentes padrões de movimento adotados pelos idosos (BUS, 2003; MATHESON et al., 1989; MCKEAN, MANSON & STANISH, 2006). Algumas dessas alterações musculoesqueléticas ocorridas com envelhecimento são: rigidez articular e diminuição da função das unidades musculotendíneas do tríceps sural e quadríceps (Karamanidis and Arampatzis, 2005 e Trappe, 2007).

A perda de flexibilidade articular (SUCH, UNSWORTH, WRIGHT & DOWSON, 1975; VANDERVOORT & MCCOMAS, 1986) apresentada nos membros inferiores com o envelhecimento pode levar à redução da amplitude de movimento durante a corrida. A fraqueza muscular e óssea (LARSSON, GRIMBY & KARLSSON, 1979; RIGGS & MELTON, 1986; VANDERVOORT & MCCOMAS, 1986), associada com a perda de elasticidade do tecido plantar gorduroso (HSU, WANG, TSAI, KUO & TANG, 1998), fazem com que se reduza a capacidade de absorção de impacto. Além disso, a perda da força e da velocidade de contração da maioria dos grupos musculares dos membros inferiores pode reduzir as forças de reação do solo durante a fase de propulsão da corrida (LARSSON, GRIMBY & KARLSSON, 1979; VANDERVOORT & MCCOMAS, 1986). Uma vez conhecidas as diferenças no padrão de corrida entre idosos e jovens, (força de reação do solo e cinemática da fase de apoio) a susceptibilidade de lesões por sobrecarga e a prescrição de exercícios deverão ser diferentes para essas duas faixas etárias. Por exemplo, o *design* e a prescrição de calçados esportivos, que atualmente são baseados na biomecânica de corredores jovens, devem ser diferentes (BUS, 2003). Assim, com essas preocupações, diversos estudos foram realizados com o objetivo de entender melhor a biomecânica da marcha e da corrida em idosos sedentários e ativos saudáveis.

3.2 Alterações biomecânicas da caminhada em idosos

Hageman et al. (HAGEMAN & BLANKE, 1986) fizeram um estudo com 26

mulheres, sendo 13 jovens de 20 a 35 anos e as outras 13 idosas de 60 anos ou mais. Os autores analisaram a cinemática da marcha em uma velocidade confortável a cada uma delas. Na vista lateral encontraram diferenças entre as jovens e as idosas, em todas as medidas analisadas, com exceção da excursão vertical do centro de gravidade. As mulheres mais jovens demonstraram um passo e uma passada com maior comprimento, maior amplitude de movimento do tornozelo e maior velocidade, quando comparadas ao grupo das mais idosas. Já no plano frontal, a única variável que se revelou diferente foi a obliquidade pélvica, maior no grupo das mais jovens.

Posteriormente, Winter et al. (WINTER et al., 1990) realizaram um estudo da biomecânica da marcha com 15 idosos (10 homens e 5 mulheres) e encontraram as seguintes diferenças: os idosos apresentaram uma marcha com a velocidade reduzida, devido à redução da passada e o aumento da fase de duplo apoio, mas não pela diminuição da cadência; e a covariância entre o momento do quadril e do joelho estava ligeiramente diminuída nos idosos.

Até então, muitos estudos haviam demonstrado diferenças na amplitude de movimento articular do joelho e quadril entre idosos e jovens (FINLEY, CODY & FINIZIE, 1969; ISACSON, GRANSBERG & KNUTSSON, 1986; MURRAY, DROUGHT & KORY, 1964; MURRAY, KORY & CLARKSON, 1969; MURRAY, KORY, CLARKSON & SEPIC, 1966; MURRAY, KORY & SEPIC, 1970; SUTHERLAND & HAGY, 1972; WINTER, QUANBURY, HOBSON, SIDWALL, REIMER, TRENHOLM, STEINKE & SHLOSSER, 1974), o que foi confirmado no estudo de Ostrosky et al. (1994), onde se relata uma discreta redução de dois a sete graus da amplitude de movimento total do tornozelo dos idosos, sendo principalmente pela menor flexão plantar na fase de apoio.

Existem também estudos que comparam a largura da passada entre adultos jovens e idosos, indicando uma diminuição com a idade (FINLEY, CODY & FINIZIE, 1969; HAGEMAN & BLANKE, 1986; LARISH, MARTIN & MUNGIOLE, 1988; MURRAY, DROUGHT & KORY, 1964; MURRAY et al., 1966).

Por outro lado, ao estudar as características temporais da marcha, diversos trabalhos não encontraram alterações relacionadas com o envelhecimento. Um importante exemplo é a variação do tempo de passada, a qual não se alterou com o envelhecimento (GABELL & NAYAK, 1984; MURRAY, DROUGHT & KORY, 1964;

MURRAY, KORY & CLARKSON, 1969; MURRAY et al., 1966; MURRAY, KORY & SEPIC, 1970).

Ostrosky et al. (OSTROSKY, VANSWEARINGEN, BURDETT & GEE, 1994) realizaram um estudo com o objetivo de descrever as características da marcha entre jovens e idosos. Foram investigados 30 jovens entre 20 e 40 anos, sendo 15 homens e 15 mulheres e 30 idosos com faixa etária entre 60 e 80 anos e a mesma distribuição por gênero do grupo anterior. As variáveis encontradas, diferentes entre os dois padrões de marcha, foram: o pico de amplitude de movimento para a extensão do joelho e o comprimento da passada, sendo ambos maiores para a população mais jovem. Esses autores também encontraram um pico de flexão do joelho ligeiramente aumentado nos idosos, corroborando com achados de estudos anteriores (FINLEY, CODY & FINIZIE, 1969; MURRAY, DROUGHT & KORY, 1964), assim como a flexão plantar do tornozelo diminuída e o aumento da dorsiflexão de tornozelo, também previamente reportados na literatura (MURRAY, DROUGHT & KORY, 1964; MURRAY, KORY & CLARKSON, 1969).

Em 1997 uma revisão da marcha em idosos realizada por Prince et al. (PRINCE, CORRIVEAU, H'ERBERT & WINTER, 1997), reforçou as pequenas diferenças encontradas nos ângulos articulares entre a marcha de idosos e de adultos jovens, sendo a amplitude de movimento do tornozelo diminuída nos idosos. Segundo os autores, isso se explica pela fraqueza observada nos músculos flexores e extensores plantar do tornozelo, além do aumento da extensão do joelho observado a cada década de vida, o que ocorre, provavelmente, pela diminuição da demanda do quadríceps e o aumento da amplitude de movimento do quadril nos idosos.

Quanto aos padrões cinéticos, o estudo de Liu & Lockhart (LIU & LOCKHART, 2006) identificaram que adultos de meia idade produzem, geralmente, momentos articulares maiores do que os idosos, como o momento eversor do tornozelo, momento adutor do quadril e momento de rotação interna do quadril. Entretanto, nesse estudo, os idosos realizaram um maior momento extensor do joelho quando comparados aos adultos de meia idade. Outra alteração cinética identificada entre idosos e adultos jovens, é o menor torque dos flexores plantares de tornozelo e menor potência na

articulação do tornozelo em idosos para o *push-out* (JUDGE, DAVIS & OUNPUU, 1996; KERRIGAN et al., 1998).

Winter (WINTER, 1983a,1983b) mostrou que o aumento da cadência na marcha está diretamente associado com o aumento do torque e potência articular. Além disso, sabe-se que o envelhecimento leva a um déficit maior da geração de torque de flexão plantar quando comparado com outros músculos (HOUMARD, WEIDNER, GAVIGAN, TYNDALL, HICKEY & ALSHAMI, 1998; WINEGARD, HICKS, SALE & VANDERVOORT, 1996). Esses baixos níveis cinéticos da flexão plantar persistem quando os idosos são solicitados a andarem em velocidade significativamente maior do que a de adultos jovens (JUDGE, DAVIS & OUNPUU, 1996; KERRIGAN et al., 1998).

Entretanto, alguns autores ressaltam que muitas das diferenças encontradas no padrão da marcha entre jovens e idosos possa ser justificada pela diminuição da velocidade da marcha nos idosos, já que isso pode afetar fatores temporais e de amplitude de movimento articular (FRIGO & TESIO, 1986; KERRIGAN et al., 1998; LAMOREUX, 1971; LARISH, MARTIN & MUNGIOLE, 1988; LARSSON, ODENRICK, SANDLUND, WEITZ & OBERG, 1980; MURRAY et al., 1966). Kirtley et al. (KIRTLEY, WHITTLE & JEFFERSON, 1985) demonstraram uma forte correlação entre a velocidade da marcha e o comprimento da passada ($r = 0.95$) e uma correlação negativa para a duração da fase de apoio ($r = -0.71$). Outra variável que também está relacionada com a velocidade da marcha é o torque articular do tornozelo (WINTER, 1983a). Várias dessas diferenças encontradas no padrão da marcha de idosos e adultos jovens são encontradas quando comparamos adultos jovens andando em velocidade diferentes (mais rápida e mais lenta) (WINTER, 1983a,1983b).

Sabe-se que a velocidade confortável, durante a marcha, auto selecionada pelos indivíduos, diminui com a idade, o que pode ser interpretado como uma estratégia compensatória visando o aumento da estabilidade, evitando quedas e reduzindo o custo energético (KERRIGAN, LEE, COLLINS, RILEY & LIPSITZ, 2001; PAVOL, OWINGS, FOLEY & GRABINER, 1999). Alguns autores sugerem que essa redução da velocidade começa ao redor da sétima década de vida (HAGEMAN & BLANKE, 1986; MURRAY, KORY & CLARKSON, 1969).

Existe um grande número de evidências, há décadas atrás, indicando que a

cinemática da marcha em idosos e adultos jovens seja diferente. Entretanto, ressalta-se que todos os estudos que inicialmente produziram tais evidências adotavam velocidades individualmente confortáveis para andar, sendo que os idosos caminham mais lentamente, com passos mais curtos, fase de balanço mais curta e com menor amplitude de movimento do quadril, joelho e tornozelo (FINLEY, CODY & FINIZIE, 1969; HAGEMAN & BLANKE, 1986; JUDGE, DAVIS & OUNPUU, 1996; KERRIGAN et al., 1998; MURRAY, KORY & CLARKSON, 1969; OSTROSKY et al., 1994; WINTER et al., 1990). Logo, não se sabia se alterações observadas em idosos decorriam do processo de envelhecimento *per se* ou se decorriam do simples fato deles utilizarem velocidades mais lentas de marcha.

Devido a isso, Kerrigan et al. (KERRIGAN et al., 1998) analisaram a persistência das alterações do padrão da marcha em idosos usando velocidades mais altas. Para isso conduziram um estudo com 62 sujeitos, sendo 31 jovens (18 a 36 anos) e 31 idosos (65-84 anos). Como resultado, algumas das alterações normalmente presentes na marcha de pessoas idosas em velocidades confortáveis não persistiram quando a velocidade foi aumentada. Das 11 variáveis observadas, apenas quatro permaneceram diferentes quando aplicada uma velocidade mais rápida para os idosos: (1) pico de extensão do quadril reduzido, que está associado ao (2) aumento do pico da inclinação pélvica e (3) menor pico de flexão plantar do tornozelo, associado com a (4) redução da potência gerada pelos músculos flexores plantares do tornozelo.

Seguindo o mesmo raciocínio, De Vita & Hortobagyi (DEVITA & HORTOBAGYI, 2000) fizeram um estudo analisando a marcha entre idosos e adultos jovens aplicando a mesma velocidade para ambos os grupos. Participaram deste estudo 20 idosos com média de 69 anos de idade e 14 jovens com média de 21,6 anos. Foram encontrados os seguintes resultados: idosos apresentaram uma fase de balanço mais rápida, passada mais curta, maior frequência de passadas, maior amplitude de flexão de quadril e joelho e menor amplitude de flexão do tornozelo. Os torques articulares produziram curvas similares, porém com intensidades diferentes, sendo que os idosos produziram maiores torques dos extensores de quadril na fase de apoio (usando menos os flexores de quadril) e menores dos extensores de joelho após o apoio do calcanhar, assim como dos flexores plantares do tornozelo na fase de apoio. Com esses

resultados, esses autores mostraram que os idosos, andando na mesma velocidade dos adultos, embora produzam o mesmo torque global, geram um maior torque e trabalho dos extensores do quadril e menores contribuições dos flexores de tornozelo e extensores de joelho.

Porém, os achados do estudo de De Vita & Hortobagyi (DEVITA & HORTOBAGYI, 2000) foram verificados apenas em uma única velocidade rápida (1,5m/s), surgindo a idéia de testar a persistência dessas alterações em outras velocidades. Para isso, Monaco et al. (MONACO, RINALDI, MACRI & MICERA, 2009) verificaram a persistência das diferenças entre adultos e idosos durante a marcha em cinco velocidades diferentes, variando de 0.5 a 1.3m/s. Em conclusão, esses autores ratificaram a idéia anterior de que existem diferenças entre idosos e adultos durante a marcha, mesmo considerando a variabilidade devido à velocidade. Nesse estudo, a estratégia adotada pelos idosos para manter a mesma velocidade dos adultos, foi similar à indentificada no estudo de De Vita & Hortobagyi (DEVITA & HORTOBAGYI, 2000), ou seja, eles aumentaram os esforços dos músculos extensores proximais, reduzindo os esforços da panturrilha, através de uma redistribuição dos esforços entre os grupos musculares. Esta estratégia, segundo esses autores, pode auxiliar a compensar a diminuição da performance dos músculos da panturrilha decorrente da idade, porém pode aumentar o custo energético.

Segundo alguns autores (JUDGE, DAVIS & OUNPUU, 1996; KERRIGAN et al., 1998; WINTER et al., 1990), a diminuição da potência articular do tornozelo na fase final de apoio está associada com a marcha mais lenta como um todo. Judge et al. (JUDGE, DAVIS & OUNPUU, 1996) solicitaram que os idosos andassem mais rápido e perceberam que o momento flexor do tornozelo não aumentou, sugerindo que a fraqueza desses músculos não estaria associada à diminuição da velocidade nos idosos. Por outro lado, Kerrigan et al. (KERRIGAN et al., 1998) reportam um aumento da potência flexora do tornozelo quando os idosos andaram mais rápido e reportaram uma limitação da extensão do quadril, que persistiu com o aumento da velocidade nos idosos. Já no estudo de Riley et al. (RILEY, DELLACROCE & KERRIGAN, 2001) os idosos aumentaram tanto a extensão do quadril como a potência do tornozelo, porém, as diferenças não foram significantes e a média de idade dos sujeitos era mais alta em

relação aos outros estudos aqui relatados (79 anos).

Para Kerrigan et al. (KERRIGAN et al., 1998), as diferenças encontradas na marcha em velocidade controlada entre adultos jovens e idosos sugerem que a performance da marcha em idosos pode ser limitada tanto por sutis contraturas dos flexores de quadril como pela fraqueza concêntrica dos músculos flexores plantares do tornozelo, o que poderia estar ainda mais acentuado em idosos caidores. Nesse raciocínio, esses autores formularam uma hipótese de que o alongamento dos flexores de quadril e o fortalecimento dos flexores plantares de tornozelo poderia ser um caminho para melhorar a performance dos idosos na marcha. Em um estudo subsequente, esse grupo comparou a marcha de idosos caidores e não caidores com a de adultos jovens (KERRIGAN et al., 2001), sendo que a única diferença encontrada para os idosos caidores foi a ascentuação, em relação aos adultos, do menor pico de extensão do quadril (e, conseqüentemente, o aumento da inclinação pélvica).

Posteriormente, esse mesmo grupo (KERRIGAN, XENOPOULOS-ODDSSON, SULLIVAN, LELAS & RILEY, 2003) desenvolveu um estudo onde os idosos foram divididos em dois grupos; um instruído a realizar exercícios de alongamento da musculatura anterior do quadril enquanto o outro, do músculo deltóide. Ambos com sessões de cinco minutos, duas vezes ao dia, durante dez semanas, em suas próprias casas. Após a intervenção, os autores não observaram uma melhora significativa da extensão de quadril, entretanto a magnitude de aperfeiçoamento do pico de extensão do quadril na medida estática foi similar à dinâmica, sugerindo que a limitação durante a marcha é um resultado de uma contratura da flexão do quadril estática e não de uma consequência dinâmica. Referente ao pico de flexão plantar do tornozelo, foi observado uma melhora significativa e à potência gerada pelo tornozelo, houve uma tendência de melhora, suportando a hipótese de que as mudanças na cinemática e na cinética do tornozelo, relacionadas com a idade, estariam relacionadas secundariamente à contratura dos flexores de quadril e não às limitações do tornozelo *per se*. Os próprios autores relatam que poderiam ter apresentado resultados mais substanciais, caso o tratamento tivesse sido melhor supervisionado. Além disso, essas melhoras também poderiam ser mais acentuadas em idosos frágeis, que possuem maiores limitações de extensão de quadril como, por exemplo, os idosos caidores.

Sabe-se que o treinamento de força reduz o risco de quedas em idosos (CAO, MAEDA, SHIMA, KURATA & NISHIZONO, 2007) e melhora alguns parâmetros biomecânicos da marcha, relacionados com o risco de quedas, aumentando, por exemplo, a velocidade da marcha, comprimento da passada, cadência e a flexão do joelho, tornozelo e quadril durante a fase aérea, além de alterar a posição dos pés na marcha (PERSCH, UGRINOWITSCH, PEREIRA & RODACKI, 2009). No estudo de Kerrigan et al. (KERRIGAN et al., 2003), o aumento do torque flexor plantar da fase final do apoio (*push-off*) ajudaram a gerar maiores forças de impulsos, permitindo que a pelve fosse impulsionada para frente e para cima, facilitando a obliquidade e rotação da pelve para produzir um maior comprimento de passada. Entretanto, isso não ocorreu no estudo de Persch et al. (PERSCH et al., 2009), já que os ganhos de força da musculatura flexora plantar, nesse estudo, não tiveram contribuições significativas para a velocidade da marcha. Por outro lado, nesse último estudo, foi observado que a melhora da habilidade de gerar força ao redor do joelho é a variável mais relacionada com o comprimento da passada e cadência, variáveis essas, que são componentes importantes da marcha, podendo reduzir o risco de quedas em mulheres idosas, que foi a população estudada.

3.3 Alterações biomecânicas da corrida em idosos

Com um interesse maior no padrão da corrida ao invés da caminhada, Bus (BUS, 2003) realizou um estudo com 29 homens corredores, sendo 16 idosos de 55 a 65 anos e 13 jovens de 20 a 35 anos, no qual analisou as possíveis diferenças encontradas no padrão de movimento da corrida entre esses dois grupos, quanto aos ângulos articulares dos membros inferiores e a força de reação do solo nos três eixos (deixando de lado a cinética articular). Esse estudo confirmou que há diferenças biomecânicas na corrida entre idosos e jovens. Idosos realizaram passos mais curtos e com uma maior frequência, além de apresentarem uma menor amplitude de movimento do joelho. Observou-se que a força de pico do impacto vertical foi mais alta e que maiores cargas iniciais foram geradas, aumentando assim a susceptibilidade para lesões dos membros inferiores.

Dois anos depois, Karamanidis e Arampatzis (KARAMANIDIS & ARAMPATZIS, 2005) e então Savelberg et al. (SAVELBERG et al., 2007) desenvolveram estudos transversais com o objetivo de verificar se o treinamento de corrida de resistência é um estímulo suficiente para prevenir as alterações mecânicas e das propriedades morfológicas das unidades musculotendíneas do quadríceps e tríceps sural ocorridas normalmente com o envelhecimento. Como resultados, os autores encontraram alterações na capacidade das unidades musculotendíneas do quadríceps e do tríceps sural nos idosos, sugerindo que os exercícios de corrida de longa duração não previnem a degeneração mecânica e morfológica provocada pelo envelhecimento.

Mais recentemente, Fukuchi e Duarte (FUKUCHI & DUARTE, 2008) realizaram um estudo com 17 homens idosos, com média de idade de 69 anos e 17 homens jovens, com média de 31 anos, com o objetivo de comparar a cinemática 3D dos membros inferiores durante a fase de apoio da corrida. As diferenças encontradas nos idosos, em relação aos mais jovens foram: passada mais curta, maior flexão de joelho na fase de apoio do calcanhar, menor amplitude de movimento de flexão e extensão do joelho e diminuição da amplitude de rotação da tíbia no plano transversal, na fase de apoio e um maior ângulo de projeção do pé (*toe-out*).

3.4 O ângulo de projeção do pé (*toe-out*) e algumas implicações biomecânicas

O ângulo de *toe-out* (FIGURA 1) é a medida do ângulo entre o eixo longitudinal do pé (que é traçado entre o meio do calcanhar e o segundo dedo) e a linha reta de projeção do pé a frente do corpo, perpendicular ao eixo transversal do corpo (CHANG et al., 2007; TEICHTAHL et al., 2006). Muitos estudos mostraram que a magnitude do ângulo de *toe-out* é inversamente relacionada ao momento adutor externo do joelho na fase de apoio final da marcha (ANDREWS et al., 1996; CHANG et al., 2007; DAVIS-TUCK et al., 2008; GUO, AXE & MANAL, 2007; HURWITZ et al., 2002; LIN et al., 2001; TEICHTAHL et al., 2006). Um importante determinante do momento adutor do joelho é o produto do vetor da força de reação do solo no plano frontal e a distância perpendicular desse vetor até o centro articular de rotação do joelho (o braço do momento no plano frontal) (CHANG et al., 2007). Portanto, o aumento do ângulo de *toe-*

out resulta no deslocamento do vetor vertical da força de reação do solo, que passará mais perto do centro articular do joelho durante a fase de apoio final da marcha, diminuindo o braço do momento adutor externo do joelho, levando à redução da magnitude do segundo pico desse momento (GUO, AXE & MANAL, 2007; HURWITZ et al., 2002; JACKSON et al., 2004) (FIGURA 2). Esse aumento do *toe-out* relacionado com a diminuição do segundo pico do momento adutor externo do joelho é bem relatado não só na marcha de pessoas saudáveis, mas também na marcha de indivíduos com osteoartrite e em pessoas de diferentes gêneros e idades (ANDREWS et al., 1996; HURWITZ et al., 2002; JACKSON et al., 2004; LIN et al., 2001; TEICHTAHL et al., 2006). Entretanto, a relação entre o ângulo de *toe-out* e o primeiro pico do momento adutor do joelho é menos clara, porque existem poucos estudos e os que existem, apresentam resultados conflitantes. Alguns autores (ANDREWS et al., 1996; GUO, AXE & MANAL, 2007; HURWITZ et al., 2002; JACKSON et al., 2004) reportaram ausência dessa relação, enquanto Wada et al. (WADA, IMURA, NAGATANI, BABA, SHIMADA & SASAKI, 1998), por outro lado, achou uma relação em indivíduos com graus avançados de osteoartrite, assim como Lin et al. (LIN et al., 2001) que encontraram um aumento do primeiro pico do momento adutor quando adolescentes saudáveis andaram com um incremento de 30 graus do *toe-out*, além de relatarem um aumento da magnitude do segundo pico do momento adutor do joelho, quando esses mesmos sujeitos andaram com o *toe-out* diminuído (*toe-in*).

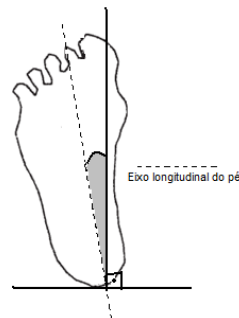


Figura 1 - Representação do ângulo de *toe-out*.

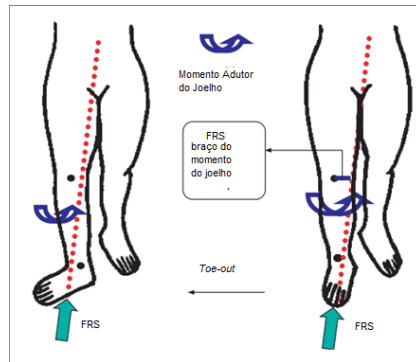


Figura 2 - Representação da relação inversa entre o ângulo de *toe-out* e o momento adutor externo do joelho (adaptado de Chang *et al.* (CHANG *et al.*, 2007)).

Segundo alguns autores (ANDREWS *et al.*, 1996; HURWITZ *et al.*, 2002), andar com um maior ângulo de *toe-out* pode reduzir o momento adutor do joelho, o que está correlacionado com a progressão da osteoartrite medial do joelho (BUCKLAND-WRIGHT, 1995). Isso porque o momento adutor do joelho é considerado um dos fatores biomecânicos mais importantes relacionado com a carga tibiofemoral medial (ANDREWS *et al.*, 1996; HURWITZ *et al.*, 2002). Outros estudos mostram, entretanto, que a torção do quadril e a rotação da coxa não estão associadas com a osteoartrite e com o momento adutor do joelho, respectivamente (Onur Hapa, 2009 e Teichtahl, 2006)

Tem-se discutido, também, o fato de que indivíduos com osteoartrite andam com valores do ângulo de *toe-out* maiores do que as pessoas sem a doença, sendo esse mecanismo considerado uma estratégia compensatória para reduzir a carga no compartimento medial do joelho (ANDRIACCHI, 1994), a dor decorrente da compressão medial repetitiva na articulação (JACKSON *et al.*, 2004) e a probabilidade de progressão da osteoartrite tibiofemoral medial (CHANG *et al.*, 2007).

A osteoartrite do joelho é a uma disordem articular comum, caracterizada pela lesão na cartilagem e no osso subcondral da articulação tibiofemoral (BROUWER, VAN TOL, BERGINK, BELO, BERNSEN, REIJMAN, POLS & BIERMA-ZEINSTRAS, 2007). Existem crescentes evidências de que vários fatores biomecânicos contribuam para a progressão da doença (JACKSON *et al.*, 2004). Algumas modificações da marcha que levam a redução do torque adutor em pacientes com osteoartrite de joelho são: maior *toe-out*, velocidades mais lentas, menor comprimento de passada e aumento do

balanço médio lateral do tronco (FREGLY, 2008; FREGLY, REINBOLT, ROONEY, MITCHELL & CHMIELEWSKI, 2007).

Andar com os dedos apontando para fora pode reduzir o segundo pico da curva de torque adutor em até 40%, mas pouco é influenciado no primeiro pico (FREGLY et al., 2007). Entretanto, segundo Fregly et al. (FREGLY et al., 2007), a magnitude do primeiro pico do momento adutor do joelho tem uma associação mais forte com a progressão da osteoartrite do que o segundo pico desse momento. E a modificação do ângulo de *toe-out* parece alterar somente o segundo pico.

Devido a essas conclusões obtidas em estudos anteriores, esses autores (FREGLY et al., 2007) utilizaram um programa de otimização, com um indivíduo portador de osteoartrite medial do joelho, para identificar as modificações necessárias - que não a alteração do *toe-out* - capazes de reduzir tanto o primeiro pico como o segundo pico do momento adutor do joelho. As alterações encontradas que suprimiram esse objetivo foram: pequena diminuição da obliquidade pévica, leve aumento da flexão da perna e sutil aumento da rotação axial da pelve.

Posteriormente, o mesmo grupo (FREGLY, 2008) realizou outro estudo também utilizando programa de otimização e com o mesmo indivíduo do estudo anterior, porém neste, foi combinado o efeito da medialização do joelho e a posição dos pés (*toe-out* e distância entre eles quanto à largura), encontrando que o *toe-out* teve um efeito secundário à medialização do joelho. Além disso, a diminuição do *toe-out* (*toe-in*) levou a uma influência maior na redução do primeiro pico e aumentou o segundo pico, enquanto o aumento do *toe-out* teve uma influência maior na redução do segundo pico e, embora em menor proporção, também reduziu o primeiro pico.

Apesar do momento adutor externo do joelho durante a marcha ter uma característica de curva com dois picos, onde o primeiro é geralmente maior que o segundo e maior para indivíduos com osteoartrite de joelho no compartimento medial (HURWITZ et al., 2002), Hurwitz et al. (HURWITZ et al., 2002) observaram que o momento adutor do joelho não foi representado dessa forma para todos os sujeitos: 52% dos indivíduos com osteoartrite do joelho e 29% dos indivíduos saudáveis assintomáticos não tiveram um segundo pico definido na fase final do apoio. Alguns autores defendem que o momento adutor do joelho no apoio médio é um parâmetro

mais importante do que o valor do pico para distinguir entre indivíduos com ou sem osteoartrite de joelho, durante a marcha (Astefhen, 2008). Além disso, Maly et al. (MALY, COSTIGAN & OLNEY, 2006) estudaram a significância clínica da marcha em pessoas com osteoartrite de joelho, explorando a relação entre ângulos e momentos da articulação do joelho, dor, performance e incapacidade, encontrando que o momento adutor não explica essas condições clínicas em pessoas com osteoartrite de joelho em graus médio à moderado, mas observaram que o aumento da magnitude do momento adutor está relacionado à severidade radiológica da doença em estágios iniciais (MIYAZAKI, WADA, KAWAHARA, SATO, BABA & SHIMADA, 2002; MUNDERMANN, DYRBY, HURWITZ, SHARMA & ANDRIACCHI, 2004). Isso pode ser parcialmente explicado pelos achados de outros autores (WALTER, D'LIMA, COLWELL & FREGLY, 2010), que ao implantarem um medidor de força no joelho de um indivíduo, encontraram que a redução do momento adutor não necessariamente garante uma diminuição correspondente do pico da força de contato do compartimento medial do joelho.

A osteoartrite é uma doença muito comum em pessoas com idade acima de 65 anos (HAPA et al., 2009) e é identificada como um fator de predisposição para queda em idosos (LEVEILLE, BEAN, BANDEEN-ROCHE, JONES, HOCHBERG & GURALNIK, 2002). É estimado que 10% dos homens e 21% das mulheres acima de 65 anos possuam osteoartrite na articulação do joelho, quadril ou ambas (AL-ZAHRANI & BAKHEIT, 2002). Os indivíduos com osteoartrite frequentemente adaptam sua marcha para um padrão antálgico diminuindo: a velocidade da marcha, a cadência, o comprimento do passo, a amplitude de movimento do joelho no plano sagital e o tempo da fase de apoio no lado envolvido (AL-ZAHRANI & BAKHEIT, 2002; GOK, ERGIN & YAVUZER, 2002; HURWITZ, HULET, ANDRIACCHI, ROSENBERG & GALANTE, 1997). Além disso, enquanto a amplitude de movimento da articulação envolvida diminui, aumenta o das outras articulações, alterando também a força de reação do solo, os momentos e potências articulares (AL-ZAHRANI & BAKHEIT, 2002; GOK, ERGIN & YAVUZER, 2002; HURWITZ et al., 1997; MCGIBBON & KREBS, 2002).

Devido a todas essas alterações da marcha decorrentes da patologia, sugere-se - assim como visto na comparação entre a biomecânica da marcha de adultos jovens e

idosos - que a velocidade da marcha durante comparações biomecânicas deva ser padronizada, evitando as alterações decorrentes das diferentes velocidades adotadas pelos indivíduos (BEJEK, PAROCZAI, ILLYES & KISS, 2006). O que é corroborado no estudo de Zeni et al. (ZENI & HIGGINSON, 2009), onde a única variável que permaneceu diferente entre indivíduos com e sem osteoartrite de joelho, quando a velocidade da marcha foi padronizada, foi a diminuição da amplitude de movimento do joelho nos indivíduos com osteoartrite de joelho.

Alguns estudos reportaram diferenças entre o ângulo de *toe-out* com o aumento da idade durante a marcha (OPARA, LEVANGIE & NELSON, 1985; ROSE-JACOBS, 1983). Durante a corrida esse aumento do *toe-out* também foi observado em idosos (FUKUCHI & DUARTE, 2008). A osteoartrite de joelho, como vimos, é a principal causa de sintomas e incapacidade crônica em indivíduos idosos e é comumente presente no compartimento tibiofemoral medial (CHANG et al., 2007). No estudo de Fukuchi Duarte (FUKUCHI & DUARTE, 2008) entretanto, não foi controlado se os idosos possuíam sintomas de osteoartrite de joelho ou não. Além disso, essa relação entre a magnitude do momento adutor externo do joelho e a amplitude do ângulo de *toe-out* é conhecida apenas durante a marcha, segundo o nosso conhecimento nenhum estudo observou isso na corrida. Uma hipótese seria que o aumento da amplitude do *toe-out* nesses idosos, durante a corrida, estaria servindo como um mecanismo de defesa para diminuir a carga no compartimento medial do joelho, evitando possíveis progressões da osteoartrite ou de outras lesões das estruturas do compartimento medial do joelho, como o menisco medial (DAVIS-TUCK et al., 2008).

Em conjunto, os resultados dos estudos aqui discutidos apontam a existência de alterações no padrão da marcha e da corrida nos idosos, quando comparada ao padrão desempenhado por indivíduos jovens, independente da velocidade adotada. Isso poderia levar a um aumento da susceptibilidade para lesões dos membros inferiores de idosos. Ainda assim, as questões de como o controle do movimento e o padrão cinético dos idosos corredores alteram com o processo de envelhecimento, como ocorrem a distribuição dos momentos nas articulações dos membros inferiores e a posição dos pés durante a corrida, por exemplo, ainda precisam ser melhores esclarecidas.

3.5 Diferenças entre a marcha no chão e na esteira

Outro fator a ser discutido é o uso de esteiras em estudos biomecânicos, com o objetivo, muitas vezes, de posteriormente generalizar os resultados para a marcha realizada no chão. O uso de esteiras, tanto na clínica como em pesquisas, é bastante comum (ALTON, BALDEY, CAPLAN & MORRISSEY, 1998; MATSAS, TAYLOR & MCBURNEY, 2000; RILEY, PAOLINI, DELLA CROCE, PAYLO & KERRIGAN, 2007), pois permite a redução do espaço e do número de câmeras, o melhor controle da velocidade e da inclinação e a redução do volume de calibração. Todos esses fatores facilitam a realização da análise cinemática, cinética e metabólica (ALTON et al., 1998; RILEY et al., 2007; SCHACHE, BLANCH, RATH, WRIGLEY, STARR & BENNELL, 2001). Porém, antes de tudo, é importante sabermos se a marcha na esteira pode realmente representar a marcha realizada no chão, e é o que diversos estudos procuraram investigar (SCHACHE et al., 2001).

Os resultados desses estudos, entretanto, são controversos. Alguns relatam maior cadência e menor duração da fase de apoio na esteira em relação ao chão, mesmo quando analisados em velocidades semelhantes. Enquanto outros, embora tenham encontrado similaridade dos parâmetros temporais e da ativação muscular, com excessão do quadríceps, demonstram haver uma menor amplitude da passada, maior cadência, menor fase aérea e maior fase de duplo apoio na esteira (ALTON et al., 1998; WARABI, KATO, KIRIYAMA, YOSHIDA & KOBAYASHI, 2005). Ainda com relação às diferenças entre o andar na esteira e no chão, Alton et al. (1998) encontraram uma maior amplitude de movimento do quadril e maiores ângulos de flexão do quadril durante o andar na esteira, mas nesse estudo a velocidade não foi controlada e também não houve uma boa habituação na esteira. Riley et al. (2007)(RILEY et al., 2007) também encontraram diferenças nos valores mínimos e máximos dos ângulos do quadril e joelho, entretanto esses autores consideraram essas diferenças irrelevantes por serem muito pequenas, assim como Lee e Hidler (2007) (LEE & HIDLER, 2008) que encontrou diferenças mínimas entre as duas condições testadas.

Na corrida, apenas algumas diferenças foram encontradas na esteira em relação ao chão: menor comprimento de passada, aumento da cadência, menor pico do ângulo do joelho no plano sagital e maior momento do tornozelo. Mas considerando a série de limitações presentes nesse estudo, os autores consideraram que a análise da corrida na esteira pode ser generalizada para o chão, caso a superfície e a velocidade da cinta da esteira sejam controladas (RILEY, DICHARRY, FRANZ, DELLA CROCE, WILDER & KERRIGAN, 2008).

Com o advento das esteiras instrumentadas com sensores de força, muito estudos começaram a investigar, também, a relação cinética entre a marcha no chão e na esteira. Outra vantagem da esteira instrumentada foi possibilitar uma melhor análise cinemática, já que os outros estudos possuíam falhas, por exemplo, na identificação dos eventos de contato inicial e retirada do pé (SCHACHE et al., 2001).

Riley et al., 2007 (RILEY et al., 2007) verificaram a relação do componente vertical da força de reação do solo durante a caminhada na esteira e no chão e reportaram uma menor força de push-off na esteira. A partir de estudos com a esteira instrumentada com as três componentes da força de reação do solo foi verificada uma semelhança entre a cinemática e a cinética do andar na esteira em relação ao andar no chão de adultos (LEE & HIDLER, 2008; RILEY et al., 2007).

Parvataneni et al. (2009)(PARVATANENI, PLOEG, OLNEY & BROUWER, 2009) compararam a cinemática, a cinética e os parâmetros metabólicos do andar na esteira e no chão em indivíduos acima de 50 anos, que não estavam acostumados a andar na esteira. Os resultados desse estudo mostraram uma similaridade entre os parâmetros cinemáticos espaço-temporais e cinéticos, porém, uma diferença nos parâmetros metabólicos. Nesse estudo, entretanto, não foi mensurada a atividade eletromiográfica a fim de estabelecer se houve uma excessiva co-ativação dos músculos, o que explicaria a maior demanda metabólica na esteira, mesmo com os padrões cinemáticos e cinéticos similares. Owings e Grabiner (2004) (OWINGS & GRABINER, 2004) igualmente sugerem que o andar na esteira possa ser considerado uma boa representação do andar no chão tanto em adultos jovens como em idosos (73.4 ± 2.3 anos), contanto que seja respeitada a variabilidade espaço-temporal da passada.

Watt et al (2010)(WATT, FRANZ, JACKSON, DICHARRY, RILEY & KERRIGAN, 2010) também avaliaram o andar na esteira e no chão de idosos (65-81 anos), diferente de outros estudos que observaram similaridade entre essas duas condições em adultos jovens, eles observaram uma maior cadência e um menor comprimento da passada na esteira. O comprimento reduzido da passada levou a menores amplitudes de movimento das articulações dos membros inferiores e, conseqüentemente, a uma diminuição dos momentos e potências articulares, devido à redução do segundo pico da força de reação do solo ântero-posterior. O grande aumento da cadência foi supostamente explicado pela não adequada acomodação na esteira, que segundo os autores, provavelmente deveria exigir um tempo maior por serem indivíduos idosos. Outros autores também afirmam que a adaptação na esteira é diferente de indivíduo para indivíduo e que alguns sujeitos, como idosos, por exemplo, podem ter dificuldades de acomodar a marcha na esteira (WASS, TAYLOR & MATSAS, 2005). Existem evidências de que uma boa acomodação (6 a 14 minutos) à esteira, no caso de indivíduos jovens e saudáveis, pode anular as diferenças entre os parâmetros da marcha no chão (MATSAS, TAYLOR & MCBURNEY, 2000).

Segundo alguns autores existem diversas explicações possíveis para esses resultados conflitantes, como: 1) os fatores não mecânicos, como a familiaridade com a esteira e as alterações visuais e auditivas entre as duas condições; 2) os diferentes graus de acomodação realizados de um estudo para o outro, 3) as diferentes velocidades testadas entre os estudos e muitas vezes entre as condições; 4) as diferenças na resitência do ar; 5) em alguns casos o pequeno espaço de coleta para a análise da marcha no chão; 6) o não controle do calçado utilizado; 7) a utilização de diferentes plataformas em cada uma das situações testadas; 8) os diferentes tipos de esteira utilizados (mais ou menos potentes, por exemplo); 9) as diferenças das superfícies entre as condições testadas, já que o chão costuma ser mais rígido que a esteira e existe uma variação de esteira para esteira; 10) a possível troca de energia entre a esteira e o indivíduo, já que a velocidade da cinta aparentemente não é constante (LEE & HIDLER, 2008; RILEY et al., 2008; SCHACHE et al., 2001; VAN INGEN SCHENAU, 1980).

A variação da velocidade da cinta da esteira já foi observada por alguns autores e, segundo eles, as maiores variações de velocidade levam a maiores diferenças biomecânicas, devido às influências tanto do componente vertical como do horizontal da força de reação do solo (SAVELBERG, VORSTENBOSCH, KAMMAN, VAN DE WEIJER & SCHAMBARDT, 1998). O componente vertical, por exemplo, aumenta e diminui a força de contato entre a cinta e a superfície abaixo dela durante o apoio e a retirada do pé, aumentando a resistência do deslizamento da cinta. O componente horizontal, de outra forma, realiza uma força oposta ao movimento da cinta no início da fase de apoio e uma força a favor do movimento no fim da fase de apoio. Quando a velocidade da cinta diminui por algum desses fatores, haveria uma transferência de energia da esteira para o corredor e em sentido contrário quando a cinta aumenta a velocidade, o que poderia explicar as diferenças entre a marcha no chão (SCHACHE et al., 2001). Segundo Savelberg et al. (SAVELBERG et al., 1998) a variação da cinta está relacionada com a potência da esteira, sendo que esteiras mais potentes diminuem as diferenças cinemáticas, no plano sagital, entre as duas condições. Van Ingen Schenau (VAN INGEN SCHENAU, 1980) mostrou que se a esteira tiver uma velocidade constante da cinta, a mecânica da corrida seria similar em ambas as condições (negligenciando apenas a resistência do ar), isso porque a mecânica, segundo esses autores, não é alterada pelo andar no chão ou na esteira (não é uma causa, mas sim uma consequência), mas as pequenas alterações ocorrem apenas devido as diferenças sensoriais que ocorrem nessas duas situações.

Embora os resultados sejam conflitantes quanto à validade de analisarmos a marcha sobre a esteira e inferirmos para uma situação de marcha sobre o próprio chão, diversos estudos ressaltam alguns fatores que podem ser melhor controlados e, aparentemente, garantir uma boa condição para esses tipos de estudos. Portanto, fatores como: potência da esteira, velocidade de análise, acomodação adequada, superfície e plataforma de força utilizada devem ser levados em consideração.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram conduzidos dois estudos observacionais transversais com grupo controle. Os experimentos foram executados no Laboratório de Biofísica da Escola de Educação Física e Esporte (EEFE) da Universidade de São Paulo, e apresentaram mínimo risco à saúde dos sujeitos e foram aprovados pelo comitê de ética local.

O primeiro estudo investigou as diferenças cinemáticas (ângulos articulares do tornozelo, joelho e quadril) e cinéticas (momentos articulares do tornozelo, joelho e quadril) no plano sagital do membro inferior direito, entre adultos jovens corredores, idosos sedentários e idosos corredores, na biomecânica da marcha durante as tarefas de andar e correr.

O segundo estudo investigou uma possível relação entre o maior ângulo de projeção do pé (na corrida e no andar) e o momento adutor externo do joelho em idosos e adultos corredores.

4.1 Amostra

Foram analisados 58 indivíduos do gênero masculino, 22 adultos jovens corredores (com idade entre 22 e 39 anos) com massa média (± 1 desvio padrão) e estatura média (± 1 desvio padrão) de 72 ± 10 kg e 173 ± 10 cm respectivamente e 36 idosos, sendo desses últimos 23 praticantes assíduos de corrida de rua (com idade entre 60 anos e 76 anos) com massa média (± 1 desvio padrão) e estatura média (± 1 desvio padrão) de 66 ± 10 kg e 169 ± 6 cm respectivamente e 13 sedentários (com idade entre 59 anos e 71 anos) com massa média (± 1 desvio padrão) e estatura média (± 1 desvio padrão) de 80 ± 13 kg e 171 ± 7 cm respectivamente. O primeiro estudo foi composto pelos três grupos (adultos jovens corredores, idosos corredores e idosos sedentários) e o segundo estudo apenas dos dois grupos de corredores (adultos corredores e idosos corredores).

Todos os indivíduos dos grupos dos idosos corredores e dos adultos corredores possuíam familiaridade com a corrida na esteira e, baseados em outros estudos (FUKUCHI & DUARTE, 2008; JORDAN, CHALLIS & NEWELL, 2007; RILEY et al., 2008), foram considerados corredores a partir das seguintes características: corriam no mínimo três vezes por semana e uma distância mínima de 25 km por semana, percorriam 10 km correndo em um tempo máximo de 1 hora, tendo iniciado a prática de corrida há pelo menos seis meses antes do estudo. Os voluntários do grupo de idosos sedentários foram caracterizados como sedentários a partir do questionário IPAQ (*International Physical Activity Questionnaire*) e nunca haviam praticado corrida.

Todos os indivíduos realizaram testes bilaterais de flexibilidade (quadríceps, íliopsoas, isquiotibiais, gastrocnêmio, sóleo e tensor da fáscia látea) e força (quadríceps, isquiotibiais, gastrocnêmio, tibial anterior, abductor e adutor) dos membros inferiores a fim de garantir que possíveis alterações no padrão da corrida não fossem decorrentes dessas alterações de força e/ou flexibilidade, o que, como já discutido na introdução desta dissertação, é possível que ocorra em pessoas de idade mais avançada (LARSSON, GRIMBY & KARLSSON, 1979; VANDERVOORT & MCCOMAS, 1986).

Os critérios de inclusão foram: as condições de treino anteriormente descritas (frequência, volume e por quanto tempo corria) e possuir aptidão física normal atestada por um médico. Os critérios de exclusão foram: uso de órtese no calçado, qualquer medicação, sinal ou sintoma de comprometimento musculoesquelético, cardiovascular, sensorial e/ou motor que possa interferir no desempenho da caminhada ou da corrida. Todos os sujeitos realizaram as tarefas (andar e/ou correr) utilizando calçados do mesmo tipo e modelo fornecidos pelo Laboratório para o experimento. Todos os sujeitos só realizaram o experimento após assinarem um termo de consentimento de acordo com o comitê de ética local da Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo em apenas uma única visita ao laboratório.

4.2 Tarefas experimentais

Os indivíduos realizaram apenas um dia de coletas, quando foram orientados para manter hábitos de vida normais e não realizarem treinos neste mesmo dia. Durante todas as tarefas os voluntários dos três grupos utilizaram o mesmo tipo de calçado com o objetivo de minimizar o efeito do calçado nos dados.

No primeiro estudo, os sujeitos correram numa esteira ergométrica para melhor controle da velocidade (a qual tem efeito direto sobre o fenômeno a ser analisado) e facilidade na coleta de dados, modelo Bertec Instrumented Treadmill que possui duas plataformas de força embutidas. Em princípio, os voluntários caminharam a 5 km/h (condição denominada gt) por pelo menos 7 minutos, ou até se sentirem relaxados e confortáveis, quando foi iniciada a coleta de dados, após adquirirmos esses dados, os indivíduos correram a uma velocidade de 7 km/h (condição denominada rnA) e posteriormente (com exceção do grupo de idosos sedentários) correram a uma velocidade de 10 km/h (condição denominada rnB) e então, por fim, na velocidade média da última prova realizada de 10 km (condição denominada rnC), garantindo uma velocidade na qual o esforço era similar entre os indivíduos. Cada coleta foi realizada por 20 segundos após o período de familiarização. Esse tempo é necessário para que os sujeitos se familiarizem com a tarefa (Lavcanska, Taylor & Schache, 2005). Durante toda a coleta, o experimentador permaneceu observando o comportamento dos sujeitos para eventuais interrupções devido às intercorrências e solicitando aos mesmos para reproduzirem o gesto da caminhada e/ou da corrida naturais sem se preocuparem com os procedimentos experimentais.

No segundo estudo, utilizando-se dos mesmos equipamentos, os adultos jovens e os idosos corredores foram solicitados a andarem a 5 km/h e a correrem a 10 km/h na esteira instrumentada com duas posições diferentes dos pés, a primeira seria com a posição natural do pé (gt e rnB) para cada indivíduo e a segunda com um aumento auto selecionado do ângulo de *toe-out* (condições denominadas gto e rnBo). Antes de serem adquiridos os dados também foram respeitados os tempos mínimos de familiarização com cada tarefa.

4.3 Princípios de medição

A análise cinemática do membro inferior direito (pés, pernas e coxas direitas) durante a corrida, foi realizada com a modelação de cada segmento como um corpo rígido com seis graus de liberdade. A posição e atitude de cada segmento foram definidas segundo eixos e planos anatômicos de acordo com convenções para descrição do movimento humano (CAPPOZZO, CATANI, CROCE & LEARDINI, 1995; GROOD & SUNTAY, 1983; WU, SIEGLER, ALLARD, KIRTLEY, LEARDINI, ROSENBAUM, WHITTLE, D'LIMA, CRISTOFOLINI, WITTE, SCHMID & STOKES, 2002; ZATSIORSKY, 1998). A partir da definição dos sistemas de referência para os segmentos e articulações sob estudo, as rotações nos três planos de movimento das articulações tornozelos, joelhos e quadris direito foram calculadas utilizando-se a representação de ângulos de Cardan (ou Euler) adotando-se a seguinte convenção: a primeira rotação foi descrita ao redor do eixo médio-lateral (eixo Y, perpendicular ao plano sagital) que define movimentos de flexão/extensão; a terceira rotação foi descrita ao redor do eixo longitudinal (eixo Z, perpendicular ao plano transversal) que define movimentos de rotação medial/lateral; e a segunda rotação foi descrita ao redor de um eixo perpendicular aos dois eixos anteriores, que na posição neutra (anatômica) correspondia ao eixo ântero-posterior (eixo X, perpendicular ao plano frontal) que define movimentos de adução/abdução. Esta convenção é denominada simplesmente como Y-X-Z e é a mais utilizada para descrever as rotações dos membros inferiores (CAPPOZZO et al., 1995; GROOD & SUNTAY, 1983; WU et al., 2002; ZATSIORSKY, 1998). Uma convenção para descrever as rotações possíveis no espaço tri-dimensional é necessária porque ângulos tri-dimensionais não comutam, isto é, a definição dos eixos e a ordem de descrição dos ângulos interferem nos valores destes ângulos (ZATSIORSKY, 1998). Este tipo de convenção é atraente por definir rotações com maior interpretação anatômica/clínica.

A posição e atitude foram quantificadas durante o movimento a partir da mensuração da posição de marcas superficiais sobre locais específicos dos segmentos. As seguintes marcas anatômicas retrorefletivas foram utilizadas: pé: extremidade do

primeiro dedo, cabeça do primeiro e do quinto metatarsos, calcâneo distal, calcâneo proximal e calcâneo lateral; perna: cluster rígido com quatro marcas, maléolos medial e lateral, tuberosidade da tíbia, cabeça da fíbula e apenas na perna direita uma marca offset na região anterior média do corpo da tíbia; coxa: cluster rígido com quatro marcas, epicôndilos medial e lateral e grande trocânter; pelve: cristas e íliacas, espinhas íliacas ântero e pósterio superiores. O protocolo de marcas encontra-se em anexo (APÊNDICE A). Para minimizar os erros experimentais relacionados a artefatos de movimento nas medidas cinemáticas que utilizam marcadores superficiais foi utilizado um protocolo chamado “Técnica de Calibração do Sistema Anatômico” (CAST) proposto por Cappozzo e colaboradores (1995). No protocolo CAST, ao invés de mensurar a posição das marcas anatômicas diretamente sobre a pele durante o movimento, é mensurado a posição de um conjunto de marcas superficiais (denominadas marcas técnicas) dispostas em uma superfície rígida (*cluster*) colocado sobre cada segmento. Antes, porém, é realizada uma aquisição com o sujeito parado (denominada calibração estática) onde as posições de ambos os conjuntos de marcas anatômicas e marcas técnicas são mensuradas. Considerando que cada segmento é rígido, as posições relativas das marcas anatômicas e das marcas técnicas não variam para cada segmento. Portanto, para cada segmento é possível descrever matematicamente a posição de cada marca anatômica em um sistema de referência derivado somente das marcas técnicas (cluster) (veja Cappozzo e colaboradores (1995) para uma descrição mais detalhada sobre este protocolo). Desta forma, após a calibração estática as marcas anatômicas podem ser removidas dos segmentos e as tentativas dinâmicas (tarefas experimentais – andar e correr) poderão ser realizadas sem estas marcas. Para a determinação dos sistemas de referência dos segmentos é necessário conhecer os centros articulares de cada articulação. Os centros articulares foram definidos como a posição medial entre os maléolos para o tornozelo, aproximadamente a posição medial entre os epicôndilos para a coxa e no caso da pelve, foi calculado a partir do modelo de pelve CODA proposto pelo Visual 3D, a partir do modelo proposto por Bell et al. (BELL, PEDERSEN & BRAND, 1990).

A estimativa das cargas mecânicas (forças e momentos de força ou torque) sobre o sistema músculo esquelético foi realizada por dinâmica inversa (ZATSIORSKY,

2002). De forma simplificada, a abordagem de dinâmica inversa estima as forças e torques por meio de um modelo físico-matemático do corpo humano e medidas experimentais das forças externas (neste caso, a força de reação do solo via plataforma de força e o peso gravitacional de cada segmento estimado a partir de um modelo antropométrico), posição, velocidade e aceleração do corpo (via câmeras de vídeo) e propriedades inerciais dos segmentos do corpo humano. Então, diagramas de corpo livre descrevem as forças e torques agindo em cada segmento e estabelecem equações de Newton/Euler correspondentes (segunda lei de Newton para movimentos lineares e angulares). As variáveis tais como propriedades inerciais e cinemáticas (posição em função do tempo) dos segmentos, e forças externas (tais como a gravitacional e as forças de reação do solo) agindo nos segmentos são mensuradas ou estimadas (portanto conhecidas), dessa forma, as equações de Newton/Euler são resolvidas para as variáveis desconhecidas (forças e torques internos). Uma condição necessária nesta abordagem é que o número de variáveis desconhecidas seja igual ou menor ao número de equações. Esta condição é satisfeita de duas maneiras: 1. forças e torques articulares (forças e torques devido a cada tendão, ligamento e osso, por exemplo) são agrupados como forças e torques resultantes (ou líquidos), isto é, uma única força e um único torque para cada articulação. Este procedimento reduz grandemente o número de incógnitas à custa de não podermos descrever mais detalhadamente a origem da força ou torque articular (só saberemos a resultante, a soma total); 2. começa-se o cálculo por um segmento onde as forças e torques que atuam em uma extremidade (articulação) são conhecidos. Desta forma, para este segmento, há apenas uma articulação (a outra extremidade) onde não sabemos a força e torque resultante, isto é, há apenas duas incógnitas. Como pela segunda lei de Newton temos duas equações de Newton/Euler para este segmento, estas equações podem ser resolvidas como um sistema determinado.

4.4 Procedimentos

Nos três grupos, os voluntários foram convidados a comparecerem ao Laboratório de Biofísica da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo onde as informações foram dadas conforme descrito no termo de consentimento livre e esclarecido e, então, passaram pelos seguintes procedimentos:

1. Assinatura do termo de consentimento
2. Anamnese (APÊNDICE B)
3. Preenchimento do questionário KOOS
4. Preparação do sujeito (colocação de marcas superficiais)
5. Coleta para calibração estática
6. Coleta das tarefas experimentais:
 - a) Grupo de adultos jovens corredores e de idosos corredores:
 - Andar a 5 km/h (gt)
 - Andar a 5 km/h com aumento auto selecionado do ângulo de *toe-out* (gto)
 - Correr a 7 km/h (rnA)
 - Correr a 10 km/h (rnB)
 - Correr a 10 km/h com aumento auto selecionado do ângulo de *toe-out* (rnBo)
 - Correr na velocidade média da última prova de 10 km realizada (rnC)
 - b) Grupo de idosos sedentários
 - Andar a 5 km/h (gt)

- Correr a 7 km/h (rnA)

Conforme o termo de consentimento, os indivíduos tiveram a opção de desistir do experimento a qualquer momento. O tempo total do experimento médio para cada indivíduo foi de uma a duas horas.

4.5 Instrumentos e Coletas de dados

O questionário KOOS é um questionário já validado, inclusive em português (GONCALVES, CABRI, PINHEIRO, FERREIRA & GIL, 2010), que foi desenvolvido como um instrumento para adquirir a opinião dos pacientes sobre o joelho deles e seus problemas associados, como a osteoartrite, por exemplo. Ele pode ser utilizado para definir grupos e para monitorar indivíduos (ROOS, KLASSBO & LOHMANDER, 1999; ROOS, ROOS, EKDAHL & LOHMANDER, 1998; ROOS, ROOS & LOHMANDER, 1999). Esse questionário consiste em cinco subescalas: dor, outros sintomas, função e atividade de vida diária, função nos esportes e atividades de lazer e qualidade de vida relacionada ao joelho. A última semana é utilizada como base para responder as questões, sendo dadas cinco possibilidades de respostas padronizadas. O KOOS pode ser auto-administrado, é auto-explicativo e tem sido utilizado em indivíduos de 14 a 78 anos de idade. Os valores de referência do KOOS proveem de um estudo com 50 voluntários (com média de idade de 53 anos, 37-79) sem histórico e sinais clínicos de lesão do ligamento cruzado anterior ou menisco e sem sinais radiográficos de osteoartrite (ROOS, KLASSBO & LOHMANDER, 1999). Sua reprodutibilidade teste-reteste é alta (ICC>0.75). O questionário KOOS inclui o Índice de Osteoartrite WOMAC LK 3.0 no seu formato completo e original, podendo ser calculada a pontuação do WOMAC, que é um questionário válido para indivíduos com osteoartrite de joelho (HOWE, DAWSON, SYME, DUNCAN & REID, 2011).

O Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) foi inicialmente proposto por um grupo de pesquisadores envolvendo 12 centros no mundo com o objetivo de ser um instrumento de medida de nível de atividade física de uso

internacional. Este questionário já foi validado no Brasil e parece não existir diferenças importantes entre as formas de entrevista (por telefone) assim como para a forma curta e longa (MATSUDO, ARAÚJO, MATSUDO, ANDRADE, ERINALDO, OLIVEIRA & BRAGGION, 2001).

Para a realização dos experimentos deste estudo foram utilizados uma esteira ergométrica que possui duas plataformas de força embutidas sob cintas independentes (Bertec Instrumented Treadmill), um sistema de análise do movimento fabricado pela empresa Motion Analysis (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA), composto por 8 câmeras de vídeo, operado a partir de marcadores retrorefletivos passivos. Os dados cinéticos foram adquiridos a 600Hz e filtrados com um filtro passa baixa do tipo Butterworth a 100Hz. Já os dados cinemáticos foram adquiridos a 100Hz e filtrados usando um filtro passa-baixa do tipo Butterworth com uma frequência de corte de 6Hz. Após a coleta e digitalização dos dados a partir do software Cortex (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA), o processamento e os cálculos cinemáticos e cinéticos foram realizados utilizando-se o software Visual3D (C-Motion INC, Rockville MD), com normalização dos momentos a partir da massa dos voluntários.

4.6 Análise de dados

No primeiro estudo, foram analisadas as variáveis ângulos e momentos (normalizados pela massa e altura, sendo apresentado em porcentagem da massa corporal sobre a altura) das articulações tornozelo, joelho e quadril (em relação ao sistema de coordenadas do laboratório) do lado direito dos sujeitos. Estas variáveis foram analisadas quanto à amplitude total de movimento, valores mínimos e máximos.

No segundo estudo, foram analisados os valores médios do ângulo de projeção do pé (*toe-out*) e o momento adutor externo do joelho, durante os instantes em que ocorreram os picos do momento adutor externo do joelho (para o andar, em que a curva do momento apresenta, normalmente, dois picos foi analisado apenas o pico na fase final do apoio - o segundo pico). O momento foi normalizado pela massa e altura, sendo apresentado em porcentagem da massa corporal sobre a altura.

Além disso, o comprimento de passada (normalizado pela altura, apresentado em porcentagem da altura) também foi analisado em todas as condições e grupos, assim como o pico da força de impacto. Essa última variável representa um descritor da força de reação do solo que foi definida pela máxima inclinação (derivada) da curva de força de reação do solo vertical entre o apoio do calcanhar e o pico da força de impacto, caso a curva não apresentasse pico de impacto, o máximo foi calculado nos primeiros 50 ms da força de reação do solo, como descrito por Bus (BUS, 2003).

Os dados foram analisados por meio de programas de computador escritos no ambiente Matlab (versão 12, Mathworks) e para análise estatística, além do Matlab, foi utilizado o software SAS (versão 9.2). A normalidade das variáveis dependentes foi verificada a partir dos testes: Kolmogorov-Smirnov. Após o teste de distribuição, as variáveis; ângulo de toe-out e momento adutor externo do joelho foram comparadas: entre as condições gt e gto e rnB e rnBo para os grupos de adultos corredores e idosos corredores através de uma análise para modelos mistos; e entre os três grupos nas condições gt e rnA através de uma ANOVA um fator (grupo). As variáveis; amplitude de movimento, momentos e ângulos mínimos e máximos no plano sagital foram analisadas através do teste Wilcoxon Signed-rank com correção de Bonferroni. O pico da força de impacto e o comprimento da passada, foram analisado entre grupos através de uma ANOVA um fator. Foi utilizado um nível de significância de 0,05.

5 RESULTADOS

Não houve nenhuma intercorrência durante as coletas e todos os indivíduos conseguiram realizar as tarefas propostas, com exceção de alguns indivíduos que não realizaram a condição de *toe-out* durante o andar (2 adultos jovens corredores e 1 idoso corredor) e/ou durante a corrida (1 adulto jovem corredor e 7 idosos corredores) e/ou a condição da velocidade média da última prova de 10 km/h (4 idosos corredores), isso porque ou apresentaram desconforto para posicionar o pé em *toe-out* ou porque se sentiram inseguros para realizar a tarefa proposta sobre a esteira. Os voluntários do grupo de idosos sedentários foram adequadamente classificados como sedentários/baixa atividade física através do questionário IPAQ. Quanto ao questionário KOOS, os valores individuais mais baixos apresentados para cada escala foram: 83% para sintomas, 68% para dor, 78% para atividade de vida diária, 55% para função nos esportes e atividades de lazer e 69% para qualidade de vida relacionada ao joelho, sendo o valor mais alto encontrado para o índice WOMAC (retirado do KOOS) 18, um valor baixo, visto que a máxima pontuação do WOMAC (indicando maior comprometimento) é 96, portanto podemos considerar que os participantes não apresentavam grande comprometimento do joelho referente à osteoartrite (segundo os questionários). Por fim, em relação aos testes de força e flexibilidade realizados, não foi possível identificar qualquer comprometimento possível de prejudicar o padrão da marcha.

5.1 Primeiro estudo

Foram analisados os momentos e os ângulos das articulações do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital, pico da força de impacto e comprimento da passada normalizado pela altura (TABELA 1). As séries temporais durante todo o ciclo da marcha que representam os ângulos, momentos e a força de reação do solo para os grupos analisados (adultos jovens corredores, idosos corredores e idosos sedentários) estão apresentadas nas FIGURAS 3, 4, 5 e 6 respectivamente para as condições:

andar a 5 km/h, correr a 7 km/h, correr a 10 km/h e correr na velocidade média da última prova de 10 km realizada.

O teste de Wilcoxon Signed-rank mostrou que houve efeito principal de grupo para as seguintes variáveis analisadas durante o andar a 5 km/h: ângulo máximo do quadril ($W=341$; $Z=4$; $p=0.000071$; $r=0.71$), joelho ($W=346$; $Z=4.2$; $p=0.00003$; $r=0.75$) e tornozelo ($W=318$; $Z=3.1$; $p=0.0022$; $r=0.55$), ângulo mínimo do tornozelo ($W=328$; $Z=3.5$; $p=0.00054$; $r=0.62$), momento mínimo do quadril ($W=320$; $Z=3.1$; $p=0.0017$; $r=0.56$) e do tornozelo ($W=304$; $Z=2.5$; $p=0.012$; $r=0.45$) entre os grupos de adultos corredores e de idosos corredores; ângulo máximo do joelho ($W=45$; $Z=-4$; $p=0.000052$; $r=0.81$) e do tornozelo ($W=36$; $Z=-3.9$; $p=0.0001$; $r=0.79$), ângulo mínimo do joelho ($W=46$; $Z=-4$; $p=0.000065$; $r=0.8$) e tornozelo ($W=54$; $Z=-2.8$; $p=0.0053$; $r=0.57$), amplitude de movimento do joelho ($W=52$; $Z=-3.7$; $p=0.00026$; $r=0.73$) e tornozelo ($W=172$; $Z=3.1$; $p=0.002$; $r=0.62$), momento máximo do quadril ($W=63$; $Z=-3$; $p=0.0025$; $r=0.61$), joelho ($W=45$; $Z=-4$; $p=0.000052$; $r=0.81$) e tornozelo ($W=36$; $Z=-3.9$; $p=0.0001$; $r=0.79$) e momento mínimo do quadril ($W=172$; $Z=3.1$; $p=0.002$; $r=0.62$) e joelho ($W=55$; $Z=-3.5$; $p=0.0005$; $r=0.7$) entre o grupo de adultos corredores e idosos sedentários; ângulo máximo do joelho e ($W=45$; $Z=-4$; $p=0.000065$; $r=0.82$) do tornozelo ($W=36$; $Z=-3.8$; $p=0.00012$; $r=0.8$), ângulo mínimo do joelho ($W=49$; $Z=-3.8$; $p=0.00017$; $r=0.77$) e tornozelo ($W=43$; $Z=-3.4$; $p=0.0007$; $r=0.71$), amplitude de movimento do joelho ($W=51$; $Z=-3.6$; $p=0.00028$; $r=0.74$) e tornozelo ($W=136$; $Z=3.1$; $p=0.0018$; $r=0.7$), momento máximo do quadril ($W=62$; $Z=-3$; $p=0.0029$; $r=0.61$), joelho ($W=45$; $Z=-3.7$; $p=0.0002$; $r=0.83$) e tornozelo ($W=36$; $Z=-3.8$; $p=0.00012$; $r=0.8$) e momento mínimo do joelho ($W=52$; $Z=-3.2$; $p=0.0014$; $r=0.71$) entre o grupo de idosos corredores e idosos sedentários.

Durante a corrida a 7 km/h as variáveis que apresentaram efeito principal de grupo a partir do teste de Wilcoxon Signed-rank foram: ângulo mínimo do tornozelo ($W=334$; $Z=3.7$; $p=0.00022$; $r=0.66$), amplitude de movimento do quadril ($W=170$; $Z=-2.7$; $p=0.006$; $r=0.49$) e joelho ($W=140$; $Z=-3.9$; $p=0.000084$; $r=0.71$) e momento mínimo do quadril ($W=329$; $Z=3.5$; $p=0.00047$; $r=0.63$) e do tornozelo ($W=323$; $Z=3.3$; $p=0.0011$; $r=0.59$) para os grupos de adultos corredores e idosos corredores; ângulo máximo do quadril ($W=189$; $Z=4$; $p=0.000052$; $r=0.81$) e tornozelo ($W=-45$; $Z=-4$; $p=0.000052$;

$r=0.81$), ângulo mínimo do quadril ($W=189$; $Z=4$; $p=0.000052$; $r=0.81$), joelho ($W=164$; $Z=3.9$; $p=0.0001$; $r=0.79$) e tornozelo ($W=189$; $Z=4$; $p=0.000052$; $r=0.81$), amplitude de movimento do quadril ($W=189$; $Z=4$; $p=0.000052$; $r=0.81$) e tornozelo ($W=72$; $Z=-2.5$; $p=0.012$; $r=0.5$), momento máximo do quadril ($W=189$; $Z=4$; $p=0.000052$; $r=0.81$), joelho ($W=6$; $Z=-2.6$; $p=0.0086$; $r=0.6$) e tornozelo ($W=45$; $Z=-4$; $p=0.000052$; $r=0.81$) e momento mínimo do quadril ($W=189$; $Z=4$; $p=0.000052$; $r=0.81$), joelho ($W=54$; $Z=2.6$; $p=0.0086$; $r=0.6$) e tornozelo ($W=189$; $Z=4$; $p=0.000052$; $r=0.81$) para adultos corredores e idosos sedentários; ângulo máximo do quadril ($W=180$; $Z=4$; $p=0.000065$; $r=0.82$), joelho ($W=51$; $Z=-2.9$; $p=0.0041$; $r=0.6$) e tornozelo ($W=45$; $Z=-4$; $p=0.000065$; $r=0.82$), ângulo mínimo do quadril ($W=180$; $Z=4$; $p=0.000065$; $r=0.82$), joelho ($W=153$; $Z=3.6$; $p=0.00027$; $r=0.76$) e tornozelo ($W=180$; $Z=4$; $p=0.000065$; $r=0.82$), amplitude de movimento do quadril ($W=180$; $Z=4$; $p=0.000065$; $r=0.82$) e joelho ($W=158$; $Z=2.7$; $p=0.0073$; $r=0.55$), momento máximo do quadril ($W=180$; $Z=4$; $p=0.000065$; $r=0.82$), joelho ($W=6$; $Z=-2.5$; $p=0.013$; $r=0.67$) e tornozelo ($W=45$; $Z=-4$; $p=0.000065$; $r=0.82$) e momento mínimo do quadril ($W=180$; $Z=4$; $p=0.000065$; $r=0.82$) e tornozelo ($W=180$; $Z=4$; $p=0.000065$; $r=0.82$) para o grupo de idosos corredores e idosos sedentários.

Na corrida a 10 km/h, realizada apenas pelos grupos de adultos corredores e idosos corredores o teste de Wilcoxon Signed-rank indicou efeito principal de grupo apenas para as variáveis: ângulo mínimo do quadril ($W=168$; $Z=2.7$; $p=0.0071$; $r=0.57$), amplitude de movimento do tornozelo ($W=167$; $Z=-2.9$; $p=0.0042$; $r=0.51$) e momento mínimo do quadril ($W=107$; $Z=3.3$; $p=0.0009$; $r=0.81$) e do joelho ($W=33$; $Z=-2.8$; $p=0.0059$; $r=0.69$).

Na corrida realizada na velocidade da última prova de 10 km pelos grupos de adultos corredores e idosos corredores as variáveis que apresentaram efeito de grupo a partir do teste de Wilcoxon Signed-rank foram somente: a amplitude de movimento do joelho ($W=146$; $Z=-3.7$; $p=0.00022$; $r=0.66$) e do tornozelo ($W=125$; $Z=-4.5$; $p=0.000006$; $r=0.81$).

Com relação ao comprimento da passada foi constatado efeito de grupo, a partir de uma ANOVA um fator, somente nas condições rnA ($F=5.17$, $p=0.0098$), rnB ($F=16.54$, $p=0.0003$), rnBo ($F=6.92$, $p=0.139$) e rnC ($F=9.31$, $p=0.0046$), sendo a interação sempre entre o grupo de adultos corredores e idosos corredores. Já para o pico da força de

impacto, a única condição em que houve efeito de grupo foi a nB ($F=8.10$ $p=0.0076$), sendo também entre os grupos de adultos corredores e idosos corredores.

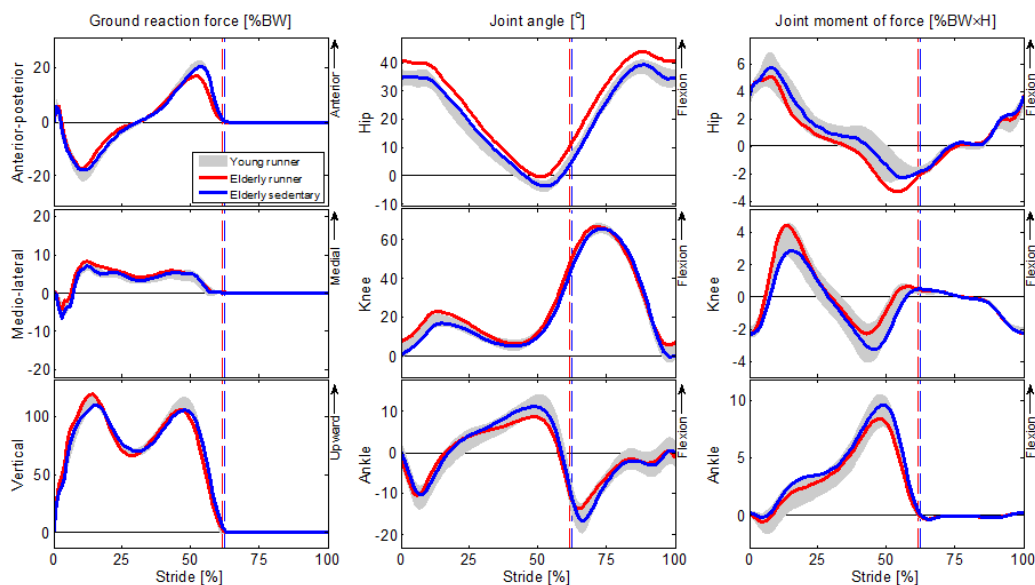


Figura 3 - Andar a 5 km/h. Padrões médios das componentes da força de reação do solo (GRF), ângulos articulares e momentos de força articulares do quadril, joelho e tornozelo do lado direito para os grupos jovens corredores, idosos corredores e idosos sedentários durante uma passada. A área em cinza representa média ± 1 desvio padrão para o grupo de jovens corredores. As linhas verticais tracejadas em cada cor representam o final da fase de apoio para cada um dos grupos. Obs.: todas as legendas foram escritas em inglês nesta figura e nas próximas para facilitar a publicação das mesmas em artigo científico.

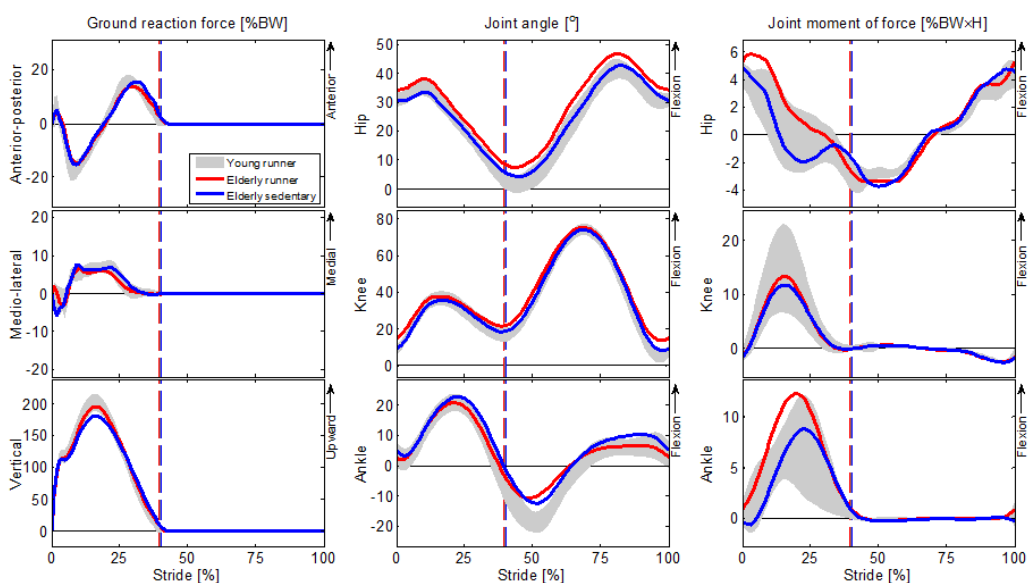


Figura 4 - Correr a 7 km/h. Padrões médios das componentes da força de reação do solo (GRF), ângulos articulares e momentos de força articulares do quadril, joelho e tornozelo do lado direito para os grupos jovens corredores, idosos corredores e idosos sedentários durante uma passada. A área em cinza representa média ± 1 desvio padrão para o grupo de jovens corredores. As linhas verticais tracejadas em cada cor representam o final da fase de apoio para cada um dos grupos.

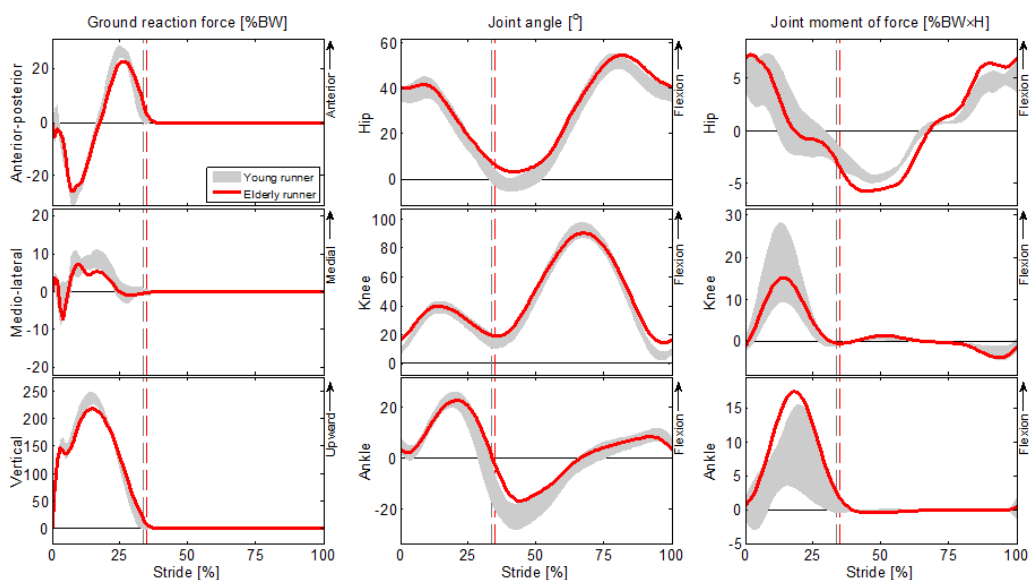


Figura 5 - Correr a 10 km/h. Padrões médios das componentes da força de reação do solo (GRF), ângulos articulares e momentos de força articulares do quadril, joelho e tornozelo do lado direito para os grupos jovens corredores e idosos corredores durante uma passada. A área em cinza representa média ± 1 desvio padrão para o grupo de jovens corredores. As linhas verticais tracejadas em cada cor representam o final da fase de apoio para cada um dos grupos.

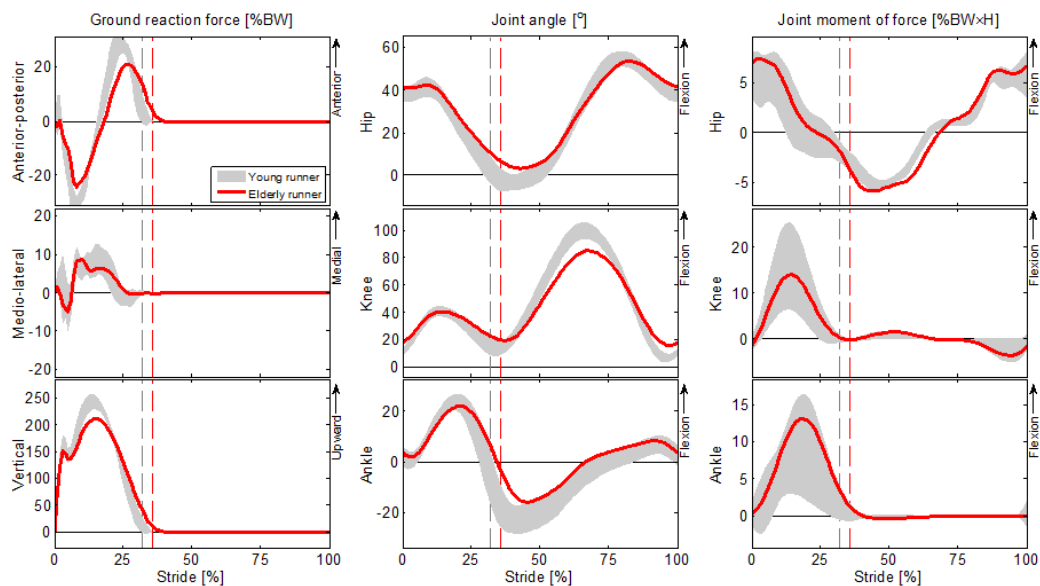


Figura 6 - Correr na velocidade média da última prova de 10 km realizada. Padrões médios das componentes da força de reação do solo (GRF), ângulos articulares e momentos de força articulares do quadril, joelho e tornozelo do lado direito para os grupos jovens corredores e idosos corredores durante uma passada. A área em cinza representa média ± 1 desvio padrão para o grupo de jovens corredores. As linhas verticais tracejadas em cada cor representam o final da fase de apoio para cada um dos grupos.

Tabela 1 - Média e desvio padrão das variáveis do estudo 1. Valores referentes para os grupos adultos corredores (ac), idosos corredores (ic) e idosos sedentários (is) da média (± 1 desvio padrão) dos valores máximos e mínimos dos momentos (%BWxH) e ângulos ($^{\circ}$) e amplitude de movimento do tornozelo, joelho e quadril no plano sagital, pico da força de impacto (%BW/s) e comprimento da passada (porcentagem da estatura, %H) normalizado pela altura nas condições: andar a 5 km/h (gt), correr a 7 km/h (rnA), correr a 10 km/h (rnB) e correr na velocidade média da última prova de 10 km (rnC).

		Gt			RnA			rnB		rnC	
		ac	ic	is	ac	ic	is	ac	ic	ac	ic
M Á X I M O	Momento Tornozelo	10.1 (2.2)	9.2 (3.0)	9.5 (1.6)	10.5 (4.7)	13.2 (6.1)	8.3 (2.6)	12.5 (6.9)	18.3 (11.6)	13.4 (7.8)	14.2 (5.0)
	Momento Joelho	3.4 (1.3)	5.8 (3.3)	3.2 (2.4)	15.3 (7.8)	13.3 (5.4)	11.8 (2.8)	18.9 (10.2)	15.9 (5.9)	19.1 (10.5)	15.6 (6.9)
	Momento Quadril	5.7 (1.2)	5.6 (1.1)	6.0 (1.6)	4.8 (1.4)	6.5 (1.1)	5.2 (0.2)	6.4 (1.6)	7.7 (0.9)	7.0 (1.5)	8.6 (2.1)
M Í N I M O	Momento Tornozelo	-0.8 (0.5)	-1.1 (1.0)	-0.9 (0.7)	-0.6 (0.3)	-0.6 (0.7)	-1.3 (1.1)	-1.0 (0.7)	-0.9 (0.8)	-1.0 (0.5)	-1.1 (1.3)
	Momento Joelho	-3.4 (1.2)	-3.0 (0.9)	-3.8 (1.7)	-2.5 (0.3)	-2.5 (0.6)	-2.8 (0.4)	-3.0 (1.0)	-3.9 (1.8)	-3.5 (1.2)	-3.6 (0.8)
	Momento Quadril	-2.3 (0.6)	-3.6 (1.3)	-2.6 (1.2)	-3.4 (0.9)	-3.8 (0.7)	-3.7 (0.5)	-4.7 (0.4)	-6.1 (0.8)	-5.4 (0.6)	-6.1 (1.3)
M Á X I M O	Ângulo Tornozelo	11 (4)	10 (2)	12 (3)	21 (3)	21 (3)	22 (3)	23 (3)	23 (3)	25 (3)	22 (3)
	Ângulo Joelho	65 (3)	67 (6)	65 (5)	75 (5)	79 (8)	72 (7)	93 (9)	90 (9)	102 (10)	87 (8)
	Ângulo Quadril	36 (5)	46 (6)	41 (8)	40 (4)	48 (6)	42 (6)	52 (5)	54 (8)	54 (6)	52 (11)
M Í N I M O	Ângulo Tornozelo	-16 (4)	-14 (4)	-16 (5)	-20 (4)	-12 (5)	-14 (5)	-24 (5)	-17 (5)	-26 (6)	-16 (5)
	Ângulo Joelho	-1 (3)	2 (5)	-2 (5)	6 (4)	13 (4)	8 (3)	6 (5)	13 (5)	6 (4)	13 (5)
	Ângulo Quadril	-5 (4)	0 (6)	-3 (5)	0 (3)	7 (5)	3 (6)	-3 (3)	2 (6)	-5 (4)	0 (8)
A D M	Ângulo Tornozelo	28 (3)	24 (4)	28 (5)	41 (5)	33 (4)	36 (6)	48 (5)	40 (4)	50 (6)	39 (4)
	Ângulo Joelho	66 (4)	65 (5)	67 (6)	69 (6)	66 (9)	64 (8)	87 (12)	77 (10)	95 (12)	73 (8)
	Ângulo Quadril	42 (4)	46 (5)	44 (4)	40 (4)	40 (3)	39 (5)	55 (5)	53 (6)	59 (7)	51 (5)
Pico da força de impacto(%BW/s)		2506 (565)	3141 (1018)	2719 (1155)	5958 (1746)	7184 (1956)	6502 (1582)	9239 (22.06)	13298 (5613)	12137 (4100)	11836 (3552)
Comprimento da passada (%H)		83.2 (3.6)	81.8 (5.4)	83.5 (2.8)	87.4 (5.0)	83.1 (3.3)	84.2 (3.1)	117.34(\pm 6.7)	109.1 (5.2)	126.7 (7.2)	134.5 (7.4)

5.2 Segundo estudo

As séries temporais das componentes da força de reação do solo, ângulos articulares e momentos de força articulares do quadril, joelho e tornozelo do lado direito para os grupos jovens corredores e idosos corredores durante uma passada para as condições com o *toe-out* aumentado são apresentadas nas Figuras 7 e 8 respectivamente para o andar a 5 km/h e o correr a 10 km/h.

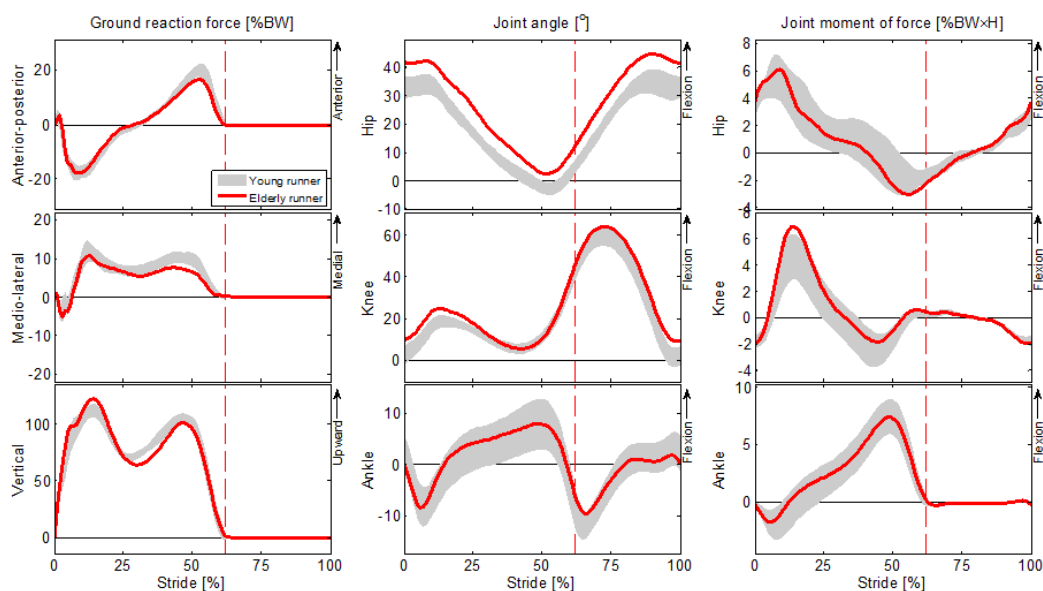


Figura 7 - Andar a 5 km/h com *toe-out* aumentado. Padrões médios das componentes da força de reação do solo (GRF), ângulos articulares e momentos de força articulares do quadril, joelho e tornozelo do lado direito para os grupos jovens corredores e idosos corredores durante uma passada. A área em cinza representa média ± 1 desvio padrão para o grupo de jovens corredores. As linhas verticais tracejadas em cada cor representam o final da fase de apoio para cada um dos grupos.

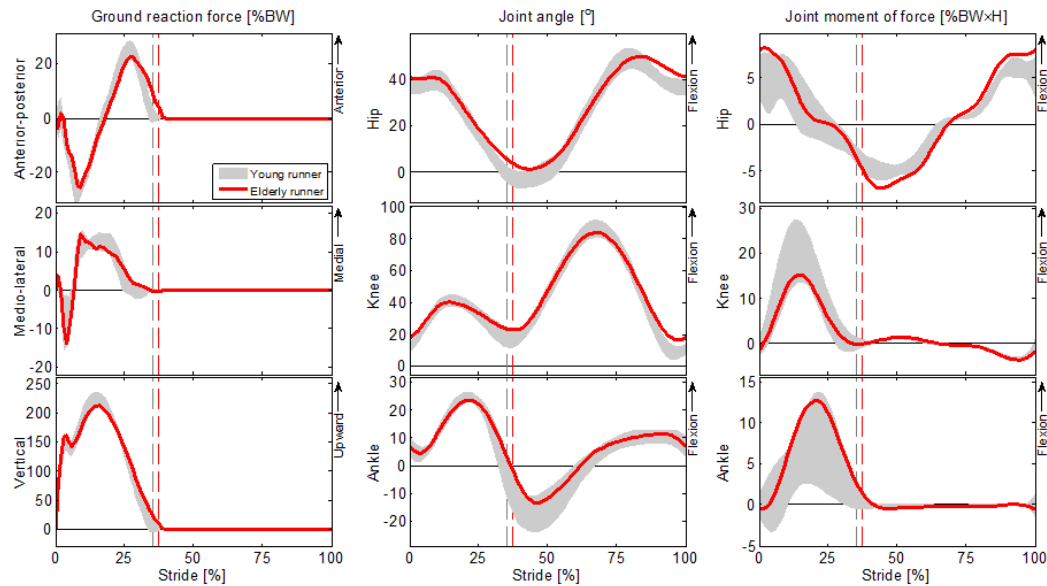


Figura 8 - Correr a 10 km/h com *toe-out* aumentado. Padrões médios das componentes da força de reação do solo (GRF), ângulos articulares e momentos de força articulares do quadril, joelho e tornozelo do lado direito para os grupos jovens corredores e idosos corredores durante uma passada. A área em cinza representa média ± 1 desvio padrão para o grupo de jovens corredores. As linhas verticais tracejadas em cada cor representam o final da fase de apoio para cada um dos grupos.

As séries temporais durante todo o ciclo da marcha que representam o momento adutor externo do joelho e a regressão linear entre o pico desse momento e o ângulo médio de *toe-out* para os três grupos analisados durante o andar a 5km/h e o correr a 7km/h estão apresentadas na Figura 9. Na Figura 10 e 11 são apresentados essas mesmas variáveis, porém apenas para os grupos de adultos e idosos corredores, respectivamente nas condições de andar a 5 km/h com e sem *toe-out* aumentado e correr a 10 km/h com e sem *toe-out* aumentado.

As médias e desvio padrão dos picos do momento adutor externo do joelho e os ângulos de *toe-out* referentes estão descritas na Tabela 2, para as diferentes condições e tarefas.

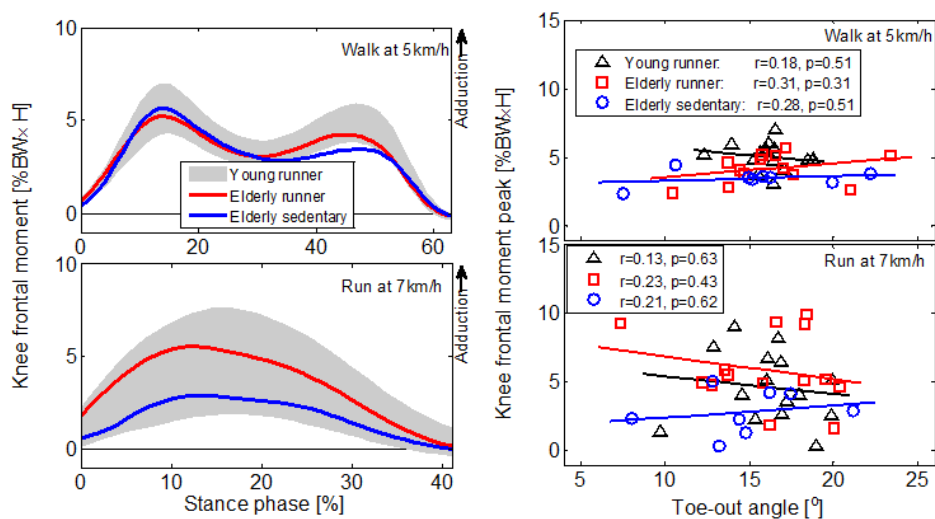


Figura 9 - Andar a 5 km/h e correr a 7 km/h. Momento de força adutor externo sobre o joelho durante a fase de apoio de uma passada (esquerda) e os picos destes momentos para cada indivíduo do grupo versus seu respectivo ângulo de toe-out médio (direita) para os grupos jovens corredores, idosos corredores e idosos sedentários. A área em cinza nos gráficos à direita representa média ± 1 desvio padrão para o grupo de jovens corredores. Os valores do coeficiente de correlação de Pearson (r) e o nível de significância (p) para regressão linear pelo método dos quadrados mínimos dos dados nos gráficos à direita são mostrados nas legendas destes gráficos.

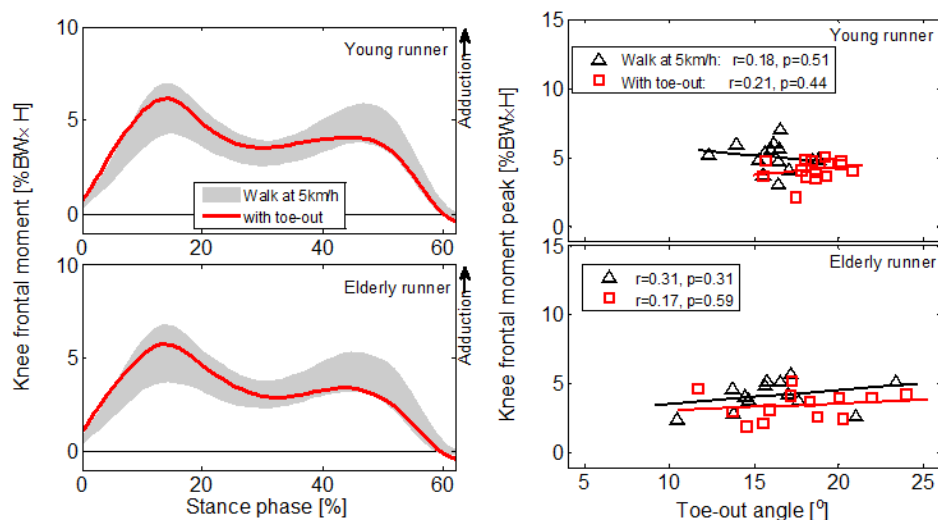


Figura 10 - Andar a 5 km/h normal e com toe-out. Momento de força adutor externo sobre o joelho durante a fase de apoio de uma passada normal e com toe-out (esquerda) e os picos destes momentos para cada indivíduo do grupo versus seu respectivo ângulo de toe-out médio (direita) para os grupos jovens e idosos corredores. A área em cinza nos gráficos à direita representa média ± 1 desvio padrão para cada um dos grupos durante o andar normal. Os valores do coeficiente de correlação de Pearson (r) e o nível de significância (p) para regressão linear pelo método dos quadrados mínimos dos dados nos gráficos à direita são mostrados nas legendas destes gráficos.

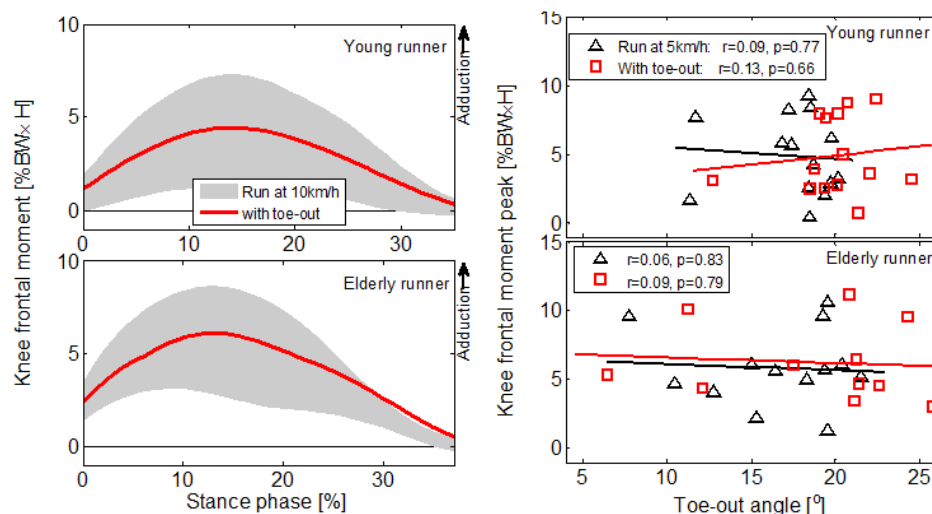


Figura 11 - Correr a 10 km/h normal e com toe-out. Momento de força adutor externo sobre o joelho durante a fase de apoio de uma passada normal e com toe-out (esquerda) e os picos destes momentos para cada indivíduo do grupo versus seu respectivo ângulo de toe-out médio (direita) para os grupos jovens e idosos corredores. A área em cinza nos gráficos à direita representa média ± 1 desvio padrão para cada um dos grupos durante o correr normal. Os valores do coeficiente de correlação de Pearson (r) e o nível de significância (p) para regressão linear pelo método dos quadrados mínimos dos dados nos gráficos à direita são mostrados nas legendas destes gráficos.

Tabela 2 - Média e desvio padrão das variáveis do estudo 2. Média (± 1 desvio padrão) dos picos do momento adutor externo do joelho (Knee moment) e ângulos de projeção do pé (Toe-out angle) nas duas condições (Natural e Toe-out) durante o andar a 5 km/h e o correr a 10 km/h para o grupo de adultos corredores (ac) e idosos corredores (ic).

		Natural		Toe-out	
		ac	ic	ac	ic
Momento Adutor Externo do Joelho (%BWxH)	Andar	4.9 (1.0)	4.3 (1.1)	4.2 (0.8)	3.5 (1.0)
	Correr	4.5 (2.9)	6.0 (2.7)	4.8 (2.9)	6.2 (2.8)
Ângulo de toe-out (°)	Andar	16 (2)	17 (3)	18 (2)	18 (3)
	Correr	17 (3)	17 (4)	20 (2)	18 (6)

A diferença entre os ângulos nas duas condições (posição natural do pé – natural; e com aumento auto-selecionado do toe-out – toe-out) foi confirmada apenas para o grupo de adultos corredores durante a corrida, pois houve efeito principal de condição ($F=4.05$, $p<0.0039$) para a variável toe-out, com interação entre a condição rnB e $rnBo$ ($t=-2.27$, $p=0.025$), garantindo que houve diferença entre as duas condições

quanto ao ângulo de toe-out. Entretanto não houve interação entre essas condições para a caminha, assim como para o grupo de idosos corredores que também realizaram essas condições.

Com relação ao momento adutor externo do joelho, embora encontrado efeito principal para condição ($F=2.67$, $p<0.0346$), não houve interação entre gt X gto e rnB X rnBo para nenhum dos dois grupos acima citados (adultos corredores e idosos corredores).

Quando comparado os três grupos nas condições gt e rnA, não houve efeito principal para grupo em relação ao ângulo de *toe-out*, mas houve para o momento adutor externo do joelho na condição gt ($F=6.06$, $p=0.0053$) e rnA ($F=3.46$, $p=0.0418$), com interação hora entre ac e is e hora entre ic e is respectivamente.

6 DISCUSSÃO

Esse estudo preocupou-se em observar possíveis diferenças no padrão cinético e cinemático dos membros inferiores e pelve entre indivíduos adultos jovens corredores, idosos corredores e idosos sedentários. Em geral, os três grupos apresentaram diferenças nos padrões cinemáticos e cinéticos do movimento dos membros inferiores durante o andar a 5 km/h e o correr a 7 km/h. Também foram observadas diferenças, porém em menor quantidade, durante a corrida a 10 km/h e a corrida na velocidade média da última prova de 10 km para os adultos corredores e idosos corredores. A maioria das diferenças ocorreu entre os idosos sedentários e os outros dois grupos, sendo o grupo de idosos corredores mais similar ao grupo de adultos corredores, o que aparentemente confirma a hipótese de que indivíduos idosos mais treinados aproximam-se mais dos indivíduos adultos jovens quanto às variáveis biomecânicas estudadas, indo a favor dos achados de Savelberg et al. (SAVELBERG et al., 2007) onde a melhor aptidão física dos idosos corredores, por eles estudados, pareceu ter contribuído para a não alteração do padrão dos esforços articulares durante o andar entre idosos e adultos.

No andar a 5 km/h, as diferenças encontradas entre os idosos sedentários e os outros dois grupos foram: ângulo máximo, mínimo e amplitude de movimento do joelho e tornozelo, momento máximo do quadril, joelho e tornozelo e momento mínimo do joelho. O momento mínimo do quadril foi a única variável que não apresentou diferença entre os dois grupos de idosos e apresentou diferença entre os idosos sedentários e os adultos corredores, sendo maior nos idosos. As diferenças apresentadas entre os idosos corredores e os adultos corredores foram: maior ângulo máximo do quadril e do joelho menor ângulo máximo e mínimo do tornozelo e maior momento mínimo do quadril e do tornozelo para os idosos. Todos esses resultados corroboram com estudos anteriores que também encontraram durante o andar: menor amplitude de movimento articular do tornozelo (HAGEMAN & BLANKE, 1986; OSTROSKY et al., 1994; PRINCE et al., 1997), joelho e quadril dos idosos (FINLEY, CODY & FINIZIE, 1969; HAGEMAN & BLANKE, 1986; ISACSON, GRANSBERG & KNUTSSON, 1986; JUDGE, DAVIS & OUNPUU, 1996; KERRIGAN et al., 1998; MURRAY, DROUGHT & KORY, 1964; MURRAY, KORY & CLARKSON, 1969; MURRAY et al., 1966; MURRAY, KORY &

SEPIC, 1970; OSTROSKY et al., 1994; SUTHERLAND & HAGY, 1972; WINTER et al., 1990; WINTER et al., 1974), maior momento do quadril e menor do tornozelo (DEVITA & HORTOBAGYI, 2000; JUDGE, DAVIS & OUNPUU, 1996; KERRIGAN et al., 1998; MONACO et al., 2009).

Na corrida a 7 km/h, as diferenças biomecânicas encontradas entre adultos jovens corredores e idosos corredores foram em menor número do que as encontradas entre os idosos sedentários e os outros dois grupos, cinco contra treze diferenças. Os idosos corredores continuaram diferenciando-se dos adultos jovens corredores pelas variáveis mínimas já apresentadas no andar, incluindo agora a amplitude de movimento do quadril e do joelho, ambas menores nos idosos. Já os idosos sedentários apresentaram diferenças em todas as variáveis estudadas exceto apenas o ângulo máximo e amplitude de movimento do joelho em relação aos adultos corredores e com exceção também apenas do momento mínimo do joelho e da amplitude de movimento do tornozelo em relação aos idosos corredores.

Ainda para a corrida, porém em uma velocidade maior (10 km/h), as diferenças entre os grupos de adultos corredores e idosos corredores diminuíram em relação às condições anteriores, apresentando apenas as seguintes diferenças: menor ângulo mínimo do quadril, maior momento mínimo do quadril e joelho e menor amplitude de movimento do tornozelo dos idosos. O interessante é que quando a velocidade passa a ser relacionada ao esforço físico de cada indivíduo, adotando a velocidade média da última prova realizada de 10 km, as diferenças diminuíram para apenas duas variáveis: amplitude de movimento do joelho e tornozelo, sendo ambas menores nos idosos, diferenças que já haviam sido relatadas anteriormente por outros autores que estudaram adultos em relação à idosos correndo (BUS, 2003; FUKUCHI & DUARTE, 2008).

Essa condição em que a velocidade adotada é a média da última prova realizada de 10 km, ou seja, uma velocidade em que os indivíduos estavam habituados a correr, permitiu uma comparação entre as reais condições que cada grupo corre normalmente. Por outro lado, as velocidades padronizadas entre os grupos permitiram investigar realmente o efeito da idade na biomecânica da corrida (BUS, 2003).

Como descrito acima, foi possível observar um maior número de variáveis que apresentaram diferenças entre os grupos de adultos e idosos sedentários durante a corrida em relação ao andar, treze contra nove. O que sugere a confirmação da hipótese de que a demanda da tarefa influencia nas diferenças do padrão cinemático e cinético conforme a idade do indivíduo. Entretanto, quando olhamos para o grupo de idosos corredores em relação aos adultos corredores, as diferenças vão diminuindo conforme a velocidade é aumentada, aproximando-se da velocidade média realizada em prova de cada indivíduo. Isso pode ser explicado por esses indivíduos não estarem acostumados a andar em esteira com cinta dupla, onde foi exigido que cada pé apoiasse em uma das cintas, e durante a corrida eles realizaram a tarefa em apenas uma das cintas. Além disso, as velocidades mais altas estavam mais próximas da demanda física da corrida em que eles estão acostumados, não sendo necessário a adaptação biomecânica da corrida à velocidade que a esteira estava determinando para a realização da tarefa, o que torna a atividade mais econômica.

Com relação ao comprimento da passada, durante o andar não houve diferença entre os grupos estudados, indo contra estudos anteriores (DEVITA & HORTOBAGYI, 2000; FINLEY, CODY & FINIZIE, 1969; HAGEMAN & BLANKE, 1986; JUDGE, DAVIS & OUNPUU, 1996; KERRIGAN et al., 1998; MURRAY, KORY & CLARKSON, 1969; OSTROSKY et al., 1994; WINTER et al., 1990), o que pode ter acontecido, mais uma vez, por possíveis alterações biomecânicas realizadas na esteira com cinta dupla. Na corrida, por sua vez, onde os indivíduos realizaram a tarefa em apenas uma das cintas, os resultados corroboram estudos anteriores (BUS, 2003; FUKUCHI & DUARTE, 2008), visto que o comprimento da passada foi menor nos idosos em relação aos adultos jovens para todas as velocidades realizadas.

A última variável estudada ainda neste primeiro estudo foi o pico da força de impacto, que embora tenha apresentado diferença apenas entre o grupo de adultos corredores e idosos corredores durante a corrida a 10 km/h, na maioria das condições apresentou valores mais altos para os idosos em relação aos adultos jovens, como relatado por Bus (BUS, 2003) em seu estudo.

Com relação ao segundo estudo, esse trabalho também analisou a relação do ângulo de toe-out com o momento adutor externo do joelho durante a caminhada (5

km/h) e a corrida (7 km/h) em adultos e idosos. Durante o andar e o correr com a posição natural dos pés (*toe-out*) não houve diferença entre os três grupos quanto ao ângulo de *toe-out*, o que vai contra os achados anteriores onde aparentemente idosos apresentaram ângulo de *toe-out* maior do que adultos jovens durante o correr (FUKUCHI & DUARTE, 2008). Uma hipótese é que quando os indivíduos correm sobre uma esteira com cinta dupla, o que não ocorreu no estudo citado acima, eles naturalmente adotam um maior ângulo de *toe-out* a fim de garantir que cada um dos pés esteja apoiado em uma das cintas, o que pode ter levado aos dois grupos adotarem uma posição mais semelhante dos pés.

Entretanto, embora o ângulo não tenha sido diferente entre os grupos, o pico do momento adutor externo do joelho nos idosos sedentários foi diferente do apresentado pelos adultos corredores na caminhada e dos idosos corredores na corrida.

Nas condições de *toe-out* aumentado de forma auto-selecionada, esse ângulo foi diferente do ângulo na condição com o pé na posição natural apenas para o grupo de adultos corredores na corrida. Entretanto, mesmo com diferença no ângulo de *toe-out* o grupo de adultos corredores não apresentou diferença nos valores do pico do momento adutor entre as duas tarefas (corrida com o pé natural e corrida com *toe-out* aumentado). Talvez a dificuldade e receio dos idosos corredores em realizar o incremento desse ângulo sobre a esteira durante a corrida tenha causado a ausência da diferença entre os ângulos de *toe-out* para esse grupo. E a posição natural adotada durante a caminhada em cinta dupla talvez já estivesse incluindo um incremento no *toe-out*, o que pode ter levado a uma ausência de diferença entre essa posição, supostamente natural, e a posição com o *toe-out* aumentado durante a caminhada em ambos os grupos.

Diferenças entre o presente estudo e os estudos que descreveram essa relação (ANDREWS et al., 1996; CHANG et al., 2007; DAVIS-TUCK et al., 2008; GUO, AXE & MANAL, 2007; HURWITZ et al., 2002; LIN et al., 2001; TEICHTAHL et al., 2006) são que esses estudos realizaram as coletas no chão e não sobre esteira e a maioria estudou indivíduos com osteoartrite. Além da problemática da posição dos pés sobre a esteira de cinta dupla, outra hipótese seria que os ajustes biomecânicos observados

nos indivíduos com osteoartrite não são exatamente os mesmos observados em indivíduos saudáveis quando realizam um auto-incremento do ângulo de *toe-out*.

Quando olhamos para a regressão linear entre o momento adutor externo do joelho e o ângulo de *toe-out* não encontramos correlação como descrito por alguns autores (CHANG et al., 2007; HURWITZ et al., 2002), o que pode ser explicado pelo fato de que os ângulos de *toe-out* apresentados pelos indivíduos deste presente estudo concentraram-se entre 10 e 20 graus, enquanto que os indivíduos estudados por esses outros autores possuíam ângulos com amplitude de mais de 30 graus, chegando até aproximadamente 40 graus. Por exemplo, considerando que Chang e colaboradores encontraram correlação entre o ângulo de *toe-out* e o momento adutor externo do joelho ($r=-0.40$ e $p=0.001$), quando realizamos uma regressão dos dados desses autores, porém utilizando apenas os indivíduos com ângulos mais próximos dos valores encontrados no presente estudo (até 20 graus de *toe-out*), a correlação passa a não existir ($r=-0.24$, $p=0.23$). Dessa forma podemos considerar que possa ter ocorrido um erro amostral, já que os indivíduos estudados neste presente estudo possuíam ângulos de *toe-out* menores, em média, do que os de outros estudos.

7 CONCLUSÃO

Quando comparado adultos jovens corredores, idosos corredores e idosos sedentários andando e correndo todos eles apresentam diferenças biomecânicas, sendo que os idosos sedentários afastam-se mais em relação aos adultos, quando comparado com os idosos corredores durante a corrida. Conforme a demanda da tarefa aumenta, os idosos sedentários passam a se diferenciar ainda mais dos adultos corredores e dos idosos corredores. Entretanto com o aumento da demanda da tarefa os idosos corredores aproximam-se cada vez mais dos adultos corredores. O ângulo de toe-out durante o andar e o correr sobre uma esteira com cinta dupla não é diferente entre adultos jovens e idosos e o aumento do toe-out parece não estar relacionado com o momento adutor externo do joelho para esses indivíduos estudados.

Durante o treinamento de idosos devem ser consideradas, de início, todas as diferenças biomecânicas apresentadas entre os idosos sedentários e os adultos jovens, visando aproximar ao máximo o padrão biomecânico desses idosos ao dos adultos jovens. Algumas diferenças persistirão mesmo em idosos já treinados, e devem ser respeitadas durante o treinamento. Como o treino de corrida altera o padrão biomecânico não é possível responder com esse estudo transversal, mas aparentemente a corrida em idosos é benéfica para minimizar as adaptações e/ou deficiências apresentadas naturalmente com o envelhecimento.

REFERÊNCIAS

- AL-ZAHRANI, K. S.; BAKHEIT, A. M. A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. **Disabil Rehabil**, v. 24, p. 275-280, 2002.
- ALTON, F.; BALDEY, L.; CAPLAN, S.; MORRISSEY, M. C. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 13, p. 434-440, 1998.
- ANDREWS, M.; NOYES, F. R.; HEWETT, T. E.; ANDRIACCHI, T. P. Lower limb alignment and foot angle are related to stance phase knee adduction in normal subjects: a critical analysis of the reliability of gait analysis data. **J Orthop Res**, v. 14, p. 289-295, 1996.
- ANDRIACCHI, T. P. Dynamics of knee malalignment. **Orthop Clin North Am**, v. 25, p. 395-403, 1994.
- BEJEK, Z.; PAROCZAI, R.; ILLYES, A.; KISS, R. M. The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, v. 14, p. 612-622, 2006.
- BELL, A. L.; PEDERSEN, D. R.; BRAND, R. A. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. **J Biomech**, v. 23, p. 617-621, 1990.
- BROUWER, G. M.; VAN TOL, A. W.; BERGINK, A. P.; BELO, J. N.; BERNSEN, R. M.; REIJMAN, M.; POLS, H. A.; BIERMA-ZEINSTRAS, S. M. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. **Arthritis Rheum**, v. 56, p. 1204-1211, 2007.
- BUCKLAND-WRIGHT, C. Protocols for precise radio-anatomical positioning of the tibiofemoral and patellofemoral compartments of the knee. **Osteoarthritis Cartilage**, v. 3 Suppl A, p. 71-80, 1995.
- BUS, S. A. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. **Med Sci Sports Exerc**, v. 35, p. 1167-1175, 2003.
- CAMPBELL, A. J.; REINKEN, J.; ALLAN, B. C.; MARTINEZ, G. S. Falls in old age: a study of frequency and related clinical factors. **Age Ageing**, v. 10, p. 264-270, 1981.
- CAO, Z. B.; MAEDA, A.; SHIMA, N.; KURATA, H.; NISHIZONO, H. The effect of a 12-week combined exercise intervention program on physical performance and gait kinematics in community-dwelling elderly women. **J Physiol Anthropol**, v. 26, p. 325-332, 2007.
- CAPPOZZO, A.; CATANI, F.; CROCE, U. D.; LEARDINI, A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 10, p. 171-178, 1995.
- CHAKRAVARTY, E. F.; HUBERT, H. B.; LINGALA, V. B.; FRIES, J. F. Reduced disability and mortality among aging runners: a 21-year longitudinal study. **Arch Intern Med**, v. 168, p. 1638-1646, 2008.
- CHANG, A.; HURWITZ, D.; DUNLOP, D.; SONG, J.; CAHUE, S.; HAYES, K.; SHARMA, L. The relationship between toe-out angle during gait and progression of medial tibiofemoral osteoarthritis. **Ann Rheum Dis**, v. 66, p. 1271-1275, 2007.
- CRISWELL, D. S.; POWERS, S. K.; HERB, R. A.; DODD, S. L. Mechanism of specific force deficit in the senescent rat diaphragm. **Respir Physiol**, v. 107, p. 149-155, 1997.
- DAVIS-TUCK, M. L.; WLUKA, A. E.; TEICHTAHL, A. J.; MARTEL-PELLETIER, J.; PELLETIER, J.; JONE, G.; DING, C.; DAVIS, S. R.; CICUTTINI, F. M. Association between meniscal tears and the peak external knee adduction moment and foot rotation during level walking in postmenopausal women without knee osteoarthritis: a cross-sectional study. **Arthritis research & Therapy**, v. 10, p. R58-64, 2008.

DEVITA, P.; HORTOBAGYI, T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. **J Appl Physiol**, v. 88, p. 1804-1811, 2000.

FINLEY, F. R.; CODY, K. A.; FINIZIE, R. V. Locomotion patterns in elderly women. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 50, p. 140-146, 1969.

FREGLY, B. J. Computational assessment of combinations of gait modifications for knee osteoarthritis rehabilitation. **IEEE Trans Biomed Eng**, v. 55, p. 2104-2106, 2008.

FREGLY, B. J.; REINBOLT, J. A.; ROONEY, K. L.; MITCHELL, K. H.; CHMIELEWSKI, T. L. Design of patient-specific gait modifications for knee osteoarthritis rehabilitation. **IEEE Trans Biomed Eng**, v. 54, p. 1687-1695, 2007.

FRIGO, C.; TESIO, L. Speed-dependent variations of lower-limb joint angles during walking. A graphic computerized method showing individual patterns. **Am J Phys Med**, v. 65, p. 51-62, 1986.

FRONTERA, W. R.; SUH, D.; KRIVICKAS, L. S.; HUGHES, V. A.; GOLDSTEIN, R.; ROUBENOFF, R. Skeletal muscle fiber quality in older men and women. **Am J Physiol Cell Physiol**, v. 279, p. C611-618, 2000.

FUKUCHI, R. K.; DUARTE, M. Comparison of three-dimensional lower extremity running kinematics of young adult and elderly runners. **Journal of sports sciences**, v. 26, p. 1447-1454, 2008.

GABELL, A.; NAYAK, U. S. The effect of age on variability in gait. **J Gerontol**, v. 39, p. 662-666, 1984.

GOK, H.; ERGIN, S.; YAVUZER, G. Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. **Acta Orthop Scand**, v. 73, p. 647-652, 2002.

GONCALVES, R. S.; CABRI, J.; PINHEIRO, J. P.; FERREIRA, P. L.; GIL, J. Reliability, validity and responsiveness of the Portuguese version of the Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score--Physical Function Short-form (KOOS-PS). **Osteoarthritis Cartilage**, v. 18, p. 372-376, 2010.

GROOD, E. S.; SUNTAY, W. J. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. **J Biomech Eng**, v. 105, p. 136-144, 1983.

GRYFE, C. I.; AMIES, A.; ASHLEY, M. J. A longitudinal study of falls in an elderly population: I. Incidence and morbidity. **Age Ageing**, v. 6, p. 201-210, 1977.

GUIMARAES, R. M.; ISAACS, B. Characteristics of the gait in old people who fall. **Int Rehabil Med**, v. 2, p. 177-180, 1980.

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

HAGEMAN, P. A.; BLANKE, D. J. Comparison of gait of young women and elderly women. **Phys Ther**, v. 66, p. 1382-1387, 1986.

HAPA, O.; MURATLI, H. H.; CAKICI, H.; GULCEK, S.; AKSAHIN, E.; BICIMOGLU, A. Is there a relation between hip torsion, coverage and osteoarthritis of the knee? **J Child Orthop**, v. 3, p. 27-31, 2009.

HOUMARD, J. A.; WEIDNER, M. L.; GAVIGAN, K. E.; TYNDALL, G. L.; HICKEY, M. S.; ALSHAMI, A. Fiber type and citrate synthase activity in the human gastrocnemius and vastus lateralis with aging. **J Appl Physiol**, v. 85, p. 1337-1341, 1998.

HOWE, T. E.; DAWSON, L. J.; SYME, G.; DUNCAN, L.; REID, J. Evaluation of outcome measures for use in clinical practice for adults with musculoskeletal conditions of the knee: A systematic review. **Man Ther**, v., p., 2011.

- HSU, T. C.; WANG, C. L.; TSAI, W. C.; KUO, J. K.; TANG, F. T. Comparison of the mechanical properties of the heel pad between young and elderly adults. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 79, p. 1101-1104, 1998.
- HURWITZ, D. E.; HULET, C. H.; ANDRIACCHI, T. P.; ROSENBERG, A. G.; GALANTE, J. O. Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip motion. **J Orthop Res**, v. 15, p. 629-635, 1997.
- HURWITZ, D. E.; RYALS, A. B.; CASE, J. P.; BLOCK, J. A.; ANDRIACCHI, T. P. 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**, v. 20, p. 101-107, 2002.
- ISACSON, J.; GRANSBERG, L.; KNUTSSON, E. Three-dimensional electrogoniometric gait recording. **J Biomech**, v. 19, p. 627-635, 1986.
- JACKSON, B. D.; WLUKA, A. E.; TEICHTAHL, A. J.; MORRIS, M. E.; CICUTTINI, F. M. Reviewing knee osteoarthritis--a biomechanical perspective. **J Sci Med Sport**, v. 7, p. 347-357, 2004.
- JORDAN, K.; CHALLIS, J. H.; NEWELL, K. M. Speed influences on the scaling behavior of gait cycle fluctuations during treadmill running. **Hum Mov Sci**, v. 26, p. 87-102, 2007.
- JUDGE, J. O.; DAVIS, R. B., 3RD; OUNPUU, S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 51, p. M303-312, 1996.
- KARAMANIDIS, K.; ARAMPATZIS, A. Mechanical and morphological properties of different muscle-tendon units in the lower extremity and running mechanics: effect of aging and physical activity. **J Exp Biol**, v. 208, p. 3907-3923, 2005.
- KERRIGAN, D. C.; LEE, L. W.; COLLINS, J. J.; RILEY, P. O.; LIPSITZ, L. A. Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, p. 26-30, 2001.
- KERRIGAN, D. C.; TODD, M. K.; DELLA CROCE, U.; LIPSITZ, L. A.; COLLINS, J. J. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 79, p. 317-322, 1998.
- KERRIGAN, D. C.; XENOPOULOS-ODDSSON, A.; SULLIVAN, M. J.; LELAS, J. J.; RILEY, P. O. Effect of a hip flexor-stretching program on gait in the elderly. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 84, p. 1-6, 2003.
- KIRTLEY, C.; WHITTLE, M. W.; JEFFERSON, R. J. Influence of walking speed on gait parameters. **J Biomed Eng**, v. 7, p. 282-288, 1985.
- KOMATSU, K.; SHIBATA, T.; SHIMADA, A.; VIIDIK, A.; CHIBA, M. Age-related and regional differences in the stress-strain and stress-relaxation behaviours of the rat incisor periodontal ligament. **J Biomech**, v. 37, p. 1097-1106, 2004.
- LAMOREUX, L. W. Kinematic measurements in the study of human walking. **Bull Prosthet Res**, v. 10, p. 3-84, 1971.
- LARISH, D. D.; MARTIN, P. E.; MUNGIOLE, M. Characteristic patterns of gait in the healthy old. **Ann N Y Acad Sci**, v. 515, p. 18-32, 1988.
- LARSSON, L.; GRIMBY, G.; KARLSSON, J. Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. **J Appl Physiol**, v. 46, p. 451-456, 1979.
- LARSSON, L. E.; ODENRICK, P.; SANDLUND, B.; WEITZ, P.; OBERG, P. A. The phases of the stride and their interaction in human gait. **Scand J Rehabil Med**, v. 12, p. 107-112, 1980.

- LEE, S. J.; HIDLER, J. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. **J Appl Physiol**, v. 104, p. 747-755, 2008.
- LEVEILLE, S. G.; BEAN, J.; BANDEEN-ROCHE, K.; JONES, R.; HOCHBERG, M.; GURALNIK, J. M. Musculoskeletal pain and risk for falls in older disabled women living in the community. **J Am Geriatr Soc**, v. 50, p. 671-678, 2002.
- LIN, C. J.; LAI, K. A.; CHOU, Y. L.; HO, C. S. The effect of changing the foot progression angle on the knee adduction moment in normal teenagers. **Gait Posture**, v. 14, p. 85-91, 2001.
- LIU, J.; LOCKHART, T. E. Comparison of 3D joint moments using local and global inverse dynamics approaches among three different age groups. **Gait Posture**, v. 23, p. 480-485, 2006.
- MALY, M. R.; COSTIGAN, P. A.; OLNEY, S. J. Role of knee kinematics and kinetics on performance and disability in people with medial compartment knee osteoarthritis. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 21, p. 1051-1059, 2006.
- MARTI, B.; VADER, J. P.; MINDER, C. E.; ABELIN, T. On the epidemiology of running injuries. The 1984 Bern Grand-Prix study. **Am J Sports Med**, v. 16, p. 285-294, 1988.
- MATHESON, G. O.; MACINTYRE, J. G.; TAUNTON, J. E.; CLEMENT, D. B.; LLOYD-SMITH, R. Musculoskeletal injuries associated with physical activity in older adults. **Med Sci Sports Exerc**, v. 21, p. 379-385, 1989.
- MATSAS, A.; TAYLOR, N.; MCBURNEY, H. Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. **Gait Posture**, v. 11, p. 46-53, 2000.
- MATSUDO, S.; ARAÚJO, T.; MATSUDO, V.; ANDRADE, D.; ERINALDO, A.; OLIVEIRA, L. C.; BRAGGION, G. Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ): Estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. **Atividade Física & Saúde**, v. 6, p. 14, 2001.
- MCGIBBON, C. A.; KREBS, D. E. Compensatory gait mechanics in patients with unilateral knee arthritis. **J Rheumatol**, v. 29, p. 2410-2419, 2002.
- MCKEAN, K. A.; MANSON, N. A.; STANISH, W. D. Musculoskeletal injury in the masters runners. **Clin J Sport Med**, v. 16, p. 149-154, 2006.
- 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**, v. 61, p. 617-622, 2002.
- MONACO, V.; RINALDI, L. A.; MACRI, G.; MICERA, S. During walking elders increase efforts at proximal joints and keep low kinetics at the ankle. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 24, p. 493-498, 2009.
- MUNDERMANN, A.; DYRBY, C. O.; HURWITZ, D. E.; SHARMA, L.; ANDRIACCHI, T. P. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. **Arthritis Rheum**, v. 50, p. 1172-1178, 2004.
- MURRAY, M. P.; DROUGHT, A. B.; KORY, R. C. Walking Patterns of Normal Men. **J Bone Joint Surg Am**, v. 46, p. 335-360, 1964.
- MURRAY, M. P.; KORY, R. C.; CLARKSON, B. H. Walking patterns in healthy old men. **J Gerontol**, v. 24, p. 169-178, 1969.

- MURRAY, M. P.; KORY, R. C.; CLARKSON, B. H.; SEPIC, S. B. Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. **Am J Phys Med**, v. 45, p. 8-23, 1966.
- MURRAY, M. P.; KORY, R. C.; SEPIC, S. B. Walking patterns of normal women. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 51, p. 637-650, 1970.
- OBERG, T.; KARSZNIA, A.; OBERG, K. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. **J Rehabil Res Dev**, v. 30, p. 210-223, 1993.
- OPARA, C. U.; LEVANGIE, P. K.; NELSON, D. L. Effects of selected assistive devices on normal distance gait characteristics. **Phys Ther**, v. 65, p. 1188-1191, 1985.
- OSTROSKY, K. M.; VANSWEARINGEN, J. M.; BURDETT, R. G.; GEE, Z. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. **Phys Ther**, v. 74, p. 637-644; discussion 644-636, 1994.
- OWINGS, T. M.; GRABINER, M. D. Step width variability, but not step length variability or step time variability, discriminates gait of healthy young and older adults during treadmill locomotion. **J Biomech**, v. 37, p. 935-938, 2004.
- PARVATANENI, K.; PLOEG, L.; OLNEY, S. J.; BROUWER, B. Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 24, p. 95-100, 2009.
- PAVOL, M. J.; OWINGS, T. M.; FOLEY, K. T.; GRABINER, M. D. Gait characteristics as risk factors for falling from trips induced in older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 54, p. M583-590, 1999.
- PERSCH, L. N.; UGRINOWITSCH, C.; PEREIRA, G.; RODACKI, A. L. Strength training improves fall-related gait kinematics in the elderly: a randomized controlled trial. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 24, p. 819-825, 2009.
- PRINCE, F.; CORRIVEAU, H.; HERBERT, R.; WINTER, D. A. Gait in the elderly. **Gait and Posture**, v. 5, p. 128-135, 1997.
- PRUDHAM, D.; EVANS, J. G. Factors associated with falls in the elderly: a community study. **Age Ageing**, v. 10, p. 141-146, 1981.
- RIGGS, B. L.; MELTON, L. J., 3RD. Involutional osteoporosis. **N Engl J Med**, v. 314, p. 1676-1686, 1986.
- RILEY, P. O.; DELLACROCE, U.; KERRIGAN, D. C. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. **Gait Posture**, v. 14, p. 264-270, 2001.
- RILEY, P. O.; DICHARRY, J.; FRANZ, J.; DELLA CROCE, U.; WILDER, R. P.; KERRIGAN, D. C. A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. **Med Sci Sports Exerc**, v. 40, p. 1093-1100, 2008.
- RILEY, P. O.; PAOLINI, G.; DELLA CROCE, U.; PAYLO, K. W.; KERRIGAN, D. C. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. **Gait Posture**, v. 26, p. 17-24, 2007.
- ROOS, E. M.; KLASSBO, M.; LOHMANDER, L. S. WOMAC osteoarthritis index. Reliability, validity, and responsiveness in patients with arthroscopically assessed osteoarthritis. Western Ontario and MacMaster Universities. **Scand J Rheumatol**, v. 28, p. 210-215, 1999.
- ROOS, E. M.; ROOS, H. P.; EKDAHL, C.; LOHMANDER, L. S. Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)--validation of a Swedish version. **Scand J Med Sci Sports**, v. 8, p. 439-448, 1998.
- ROOS, E. M.; ROOS, H. P.; LOHMANDER, L. S. WOMAC Osteoarthritis Index--additional dimensions for use in subjects with post-traumatic osteoarthritis of the knee. Western Ontario and MacMaster Universities. **Osteoarthritis Cartilage**, v. 7, p. 216-221, 1999.

- ROSE-JACOBS, R. Development of gait at slow, free, and fast speeds in 3- and 5-years-old children. **Phys Ther**, v. 63, p. 1251-1259, 1983.
- SAVELBERG, H. H.; VERDIJK, L. B.; WILLEMS, P. J.; MEIJER, K. The robustness of age-related gait adaptations: can running counterbalance the consequences of ageing? **Gait Posture**, v. 25, p. 259-266, 2007.
- SAVELBERG, H. H.; VORSTENBOSCH, M. A.; KAMMAN, E. H.; VAN DE WEIJER, J. G.; SCHAMBARDT, H. C. Intra-stride belt-speed variation affects treadmill locomotion. **Gait Posture**, v. 7, p. 26-34, 1998.
- SCHACHE, A. G.; BLANCH, P. D.; RATH, D. A.; WRIGLEY, T. V.; STARR, R.; BENNELL, K. L. A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 16, p. 667-680, 2001.
- SUCH, C. H.; UNSWORTH, A.; WRIGHT, V.; DOWSON, D. Quantitative study of stiffness in the knee joint. **Ann Rheum Dis**, v. 34, p. 286-291, 1975.
- SUTHERLAND, D. H.; HAGY, J. L. Measurement of gait movements from motion picture film. **J Bone Joint Surg Am**, v. 54, p. 787-797, 1972.
- TAUNTON, J. E.; RYAN, M. B.; CLEMENT, D. B.; MCKENZIE, D. C.; LLOYD-SMITH, D. R.; ZUMBO, B. D. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. **Br J Sports Med**, v. 36, p. 95-101, 2002.
- TEICHTAHL, A. J.; MORRIS, M. E.; WLUKA, A. E.; BAKER, R.; WOLFE, R.; DAVIS, S. R.; CICUTTINI, F. M. Foot rotation--a potential target to modify the knee adduction moment. **J Sci Med Sport**, v. 9, p. 67-71, 2006.
- VAN INGEN SCHENAU, G. J. Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. **Med Sci Sports Exerc**, v. 12, p. 257-261, 1980.
- VANDERVOORT, A. A.; MCCOMAS, A. J. Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging. **J Appl Physiol**, v. 61, p. 361-367, 1986.
- WADA, M.; IMURA, S.; NAGATANI, K.; BABA, H.; SHIMADA, S.; SASAKI, S. Relationship between gait and clinical results after high tibial osteotomy. **Clin Orthop Relat Res**, v., p. 180-188, 1998.
- WALTER, J. P.; D'LIMA, D. D.; COLWELL, C. W., JR.; FREGLY, B. J. Decreased knee adduction moment does not guarantee decreased medial contact force during gait. **J Orthop Res**, v. 28, p. 1348-1354, 2010.
- WARABI, T.; KATO, M.; KIRIYAMA, K.; YOSHIDA, T.; KOBAYASHI, N. Treadmill walking and overground walking of human subjects compared by recording sole-floor reaction force. **Neurosci Res**, v. 53, p. 343-348, 2005.
- WASS, E.; TAYLOR, N. F.; MATSAS, A. Familiarisation to treadmill walking in unimpaired older people. **Gait Posture**, v. 21, p. 72-79, 2005.
- WATT, J. R.; FRANZ, J. R.; JACKSON, K.; DICHARRY, J.; RILEY, P. O.; KERRIGAN, D. C. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 25, p. 444-449, 2010.
- WINEGARD, K. J.; HICKS, A. L.; SALE, D. G.; VANDERVOORT, A. A. A 12-year follow-up study of ankle muscle function in older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 51, p. B202-207, 1996.
- WINTER, D. A. Biomechanical motor patterns in normal walking. **J Mot Behav**, v. 15, p. 302-330, 1983a.
- _____. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. **Clin Orthop Relat Res**, v., p. 147-154, 1983b.

- WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; FRANK, J. S.; WALT, S. E. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. **Phys Ther**, v. 70, p. 340-347, 1990.
- WINTER, D. A.; QUANBURY, A. O.; HOBSON, D. A.; SIDWALL, H. G.; REIMER, G.; TRENHOLM, B. G.; STEINKE, T.; SHLOSSER, H. Kinematics of normal locomotion--a statistical study based on T.V. data. **J Biomech**, v. 7, p. 479-486, 1974.
- WOLFSON, L.; JUDGE, J.; WHIPPLE, R.; KING, M. Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 50 Spec No, p. 64-67, 1995.
- WOO, J.; HO, S. C.; LAU, J.; CHAN, S. G.; YUEN, Y. K. Age-associated gait changes in the elderly: pathological or physiological? **Neuroepidemiology**, v. 14, p. 65-71, 1995.
- WU, G.; SIEGLER, S.; ALLARD, P.; KIRTLEY, C.; LEARDINI, A.; ROSENBAUM, D.; WHITTLE, M.; D'LIMA, D. D.; CRISTOFOLINI, L.; WITTE, H.; SCHMID, O.; STOKES, I. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. **J Biomech**, v. 35, p. 543-548, 2002.
- YOUNG, A.; DINAN, S. ABC of sports and exercise medicine Activity in later life. **BMJ**, v. 330, p. 189-191, 2005a.
- _____. Activity in later life. **British Medical Journal**, v. 330, p. 189-191, 2005b.
- ZATSIORSKY, V. M. **Kinematics of human motion**. Champaign, IL: Human Kinetics, 1998.
- _____. **Kinetics of human motion**. Champaign, IL: Human Kinetics, 2002.
- ZENI, J. A., JR.; HIGGINSON, J. S. Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of altered walking speed? **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 24, p. 372-378, 2009.

APÊNDICE A – Protocolo de marcas

Markerset

1. Pelve

- PSIS: duas marcas nas espinhas íliacas postero superiores. Na altura do início do sacro mais lateralmente à coluna, nas duas depressões (RPSI e LPSI).
- ASIS: Seguindo a Crista íliaca para frente e para baixo nas duas proeminências, direita e esquerda (RASI e LASI).
- Trocater Maior do Fêmur: na direção da crista íliaca, lateralmente à coxa. Pedir para o sujeito fazer movimento de rotação interna e externa da coxa para sentir o trocanter se mover para frente e para trás. Colocar a marca no ponto ósseo mais proeminente (RGTr e LGTr).
- Crista Íliaca: na região mais plana da lateral do osso do quadril (RIC e LIC).

2. Coxa

- Cluster: posicionar quatro marcas com diferentes distâncias entre elas e não colineares (RTPR, RTPL, RTDR, RTDL, LTPR, LTPL, LTDR e LTDL).
- Epicondilos: estão localizados um pouco acima da interlinha articular entre o fêmur e a tíbia. Quando solicitado para o sujeito flexionar levemente o joelho fica mais fácil de localizar. São duas proeminências ósseas, uma na lateral e a outra na medial. A marca medial é normalmente um pouco mais baixa que a lateral (RFEL, RFEM, LFEL e LFEM).

3. Perna

- Cluster: posicionar quatro marcas com diferentes distâncias entre elas e não colineares. Duas marcas devem estar alinhadas com a linha média posterior da perna (para medir o ângulo do retropé) (RSPR, RSPL, RSDR, RSDL, LSPR, LSPL, LSDR e LSDL).
- Cabeça da Fíbula: abaixo da linha interarticular do joelho, na lateral da perna. É uma proeminência óssea arredondada (RFH e LHR).
- Tuberosidade da Tíbia: seguindo o tendão patelar distalmente, é onde ele se insere. Na região mais proeminente da tibia anterior (RTT e LTT).

- Maléolos: Os pontos mais proeminentes na lateral e medial da perna distal. Garantir que as marcas estão posicionadas corretamente e não tendendo a direcionar para frente, trás, baixo ou cima. Normalmente o maléolo medial é mais anterior que o lateral (RML, RMM, LML e LMM).
- Offset: Na região anterior medial do corpo da tíbia direita apenas. Posicionando a marca em um local sem massa muscular (RSo).

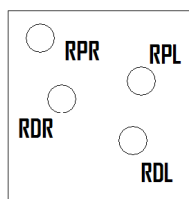
4. Pé

- Dedo: Colocar a marca na extremidade do dedo mais longo do pé, estando apontada para cima e não para frente (RToe e Ltoe).
- Cabeça do primeiro metatarso: É o ponto mais proeminente na medial da parte anterior do pé. Palpar o local e colocar a marca na direção da proeminência porém em cima do pé, o mais lateral possível contanto que a marca fique posicionada para cima e não medialmente (RMt1 e LMt1).
- Cabeça do quinto metatarso: É o ponto mais proeminente na lateral da parte anterior do pé. Palpar o local e colocar a marca na direção da proeminência porém em cima do pé, o mais lateral possível contanto que a marca fique posicionada para cima e não lateralmente (RMt5 e LMt5).
- Calcanhar distal: colocar no ponto mais distal possível do calcanhar alinhado na linha média posterior do tênis (ou do pé caso esteja descalço) (RHD e LHD).
- Calcanhar proximal: colocar no ponto distal do calcâneo alinhado na linha média posterior do tênis (se estiver descalço colocar antes de iniciar o tendão calcâneo) (RHP e LHP).
- Calcanhar lateral: colocar na lateral do calcâneo na mesma altura da marca proximal do calcanhar (RHL e LHL).

Todas as marcas devem ser nomeadas com no máximo 4 letras, para depois o Visual 3D conseguir reconhecer o nome inteiro.

As marcas offset devem terminar com uma letra “o” minúscula. As outras letras que nomeiam as marcas devem ser maiúsculas, com exceção de nomes que utilizem além da primeira letra a segunda do nome por extenso, exemplo: Knee, Ke.

As marcas do Cluster são nomeadas quanto a sua posição na vista lateral respectiva ao membro em que o cluster se encontra (Clusters do membro direito devem ser digitalizadas na Vista Lateral direita e assim por diante). A primeira letra que nomeia as marcas dos clusters é referente ao membro que o cluster de encontra: L (Left) ou R (Right). A segunda letra é referente ao posicionamento vertical, as marcas de cima recebem a letra P de proximal, as marcas de baixo a letra D, de distal. E a terceira letra refere-se ao posicionamento horizontal, as marcas posicionadas mais à esquerda, no momento da digitalização, recebem a letra L de posicionadas à esquerda (Left) e as à direita a letra R (Right).



Exemplo de cluster posicionado no membro direito.

APÊNDICE B – Anamnese

Nome:

Data de Nascimento:

Idade:

Telefone:

Email:

ANAMNESE

Doenças relatadas/Cirurgias/Lesões:

Medicamentos em uso:

Queixas músculo-esqueléticas:

Treino:

Ocupação:

Outras atividades:

MEDIDAS

Massa:

Altura:

Comprimento MMII:

Flexibilidade IQT:

Teste de Ober:

Teste de Thomas:

Força IQT:

Força Quadríceps:

Força abdutores de quadril:

Força adutores de quadril:

Força Tríceps Sural:

Força Tibial Anterior: