

Thiago Ribeiro Teles dos Santos

ANÁLISE DA CINEMÁTICA DE
CORREDORES ADULTOS JOVENS E IDOSOS

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais
2011

Thiago Ribeiro Teles dos Santos

ANÁLISE DA CINEMÁTICA DE CORREDORES ADULTOS JOVENS E IDOSOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível Mestrado, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Área de concentração: Desempenho Funcional Humano

Linha de pesquisa: Saúde e Reabilitação do Idoso

Orientador: Prof. Dr. João Marcos Domingues Dias

Co-Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais
2011

S237a Santos, Thiago Ribeiro Teles dos
2011 Análise da cinemática de corredores adultos jovens e idosos. [manuscrito] /Thiago Ribeiro Teles dos Santos– 2011.
77 f., enc.

Orientador: João Marcos Domingues Dias
Co-orientador: Sérgio Teixeira da Fonseca

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 41-47

1. Corridas - Teses. 2. Idosos - Teses. 3. Envelhecimento - Teses. 4. Biomecânica - Teses. I. Dias, João Marcos Domingues II. Fonseca, Sérgio Teixeira da. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 615.8-053.9

Ficha catalográfica elaborada pela equipe de bibliotecários da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
E-MAIL: mesreab@effto.ufmg.br SITE: www.effto.ufmg.br/mreab
Fone/fax: 31- 3409.4781

ATA DE NÚMERO 161 (CENTO E SESENTA E HUM) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE DISSERTAÇÃO APRESENTADA PELO CANDIDATO **THIAGO RIBEIRO TELES DOS SANTOS** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.....

Aos 09 (nove) dia do mês de dezembro do ano de dois mil e onze, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da dissertação “ANÁLISE DA CINEMÁTICA DE CORREDORES ADULTOS JOVENS E IDOSOS” constituída pelos seguintes professores doutores: João Marcos Domingues Dias, Paula Maria Machado Arantes e Juliana de Melo Ocarino sob a presidência do primeiro. Os trabalhos iniciaram-se às 9 horas com apresentação oral do candidato, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. Após avaliação, os examinadores consideraram o candidato *aprovado e apto a receber o título de Mestre após a entrega da versão definitiva da dissertação*. Nada mais havendo a tratar, eu, Marilane Soares, secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 09 de dezembro de 2011.....

Professor Dr João Marcos Domingues Dias

Professora Dra Paula Maria Machado Arantes

Professora Dra Juliana de Melo Ocarino

Marilane Soares

Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
E-MAIL: mesreab@efffto.ufmg.br SITE: www.efffto.ufmg.br/mreab
Fone: 31- 3409.4781

PARECER

Considerando que a dissertação de mestrado de **THIAGO RIBEIRO TELES DOS SANTOS** intitulada "ANÁLISE DA CINEMÁTICA DE CORREDORES ADULTOS JOVENS E IDOSOS" defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível mestrado, cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a defesa de dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:

| Nome do Professor/Banca | Aprovação | Assinatura |
|---|-----------|------------|
| Prof. Dr. João Marcos Domingues Dias | Aprovado | |
| Profa. Dra. Paula Maria Machado Arantes | Aprovado | |
| Profa. Dra. Juliana de Melo Ocarino | Aprovado | |

Belo Horizonte, 09 dezembro de 2011.

Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG

Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela
Sub-coordenadora do Colegiado
Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação
Inscrição UFMG: 222844 Inscrição Sipe: 0317057

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Professor Dr. João Marcos Domingues Dias pela orientação, incentivo e confiança no desenvolvimento deste mestrado. Também gostaria de lhe agradecer por todo o apoio desde minha graduação para que eu continuasse a me qualificar e desenvolver minha carreira.

Ao Professor Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca por todo apoio, orientação e oportunidades que me proporcionou. Obrigado por me oferecer a chance de conviver em um ambiente rico em discussões teóricas, em que pude contemplar os desafios de um pesquisador.

À minha família, presente em todos os momentos. Aos meus pais, por me ensinarem que não existem barreiras que não podem ser superadas. Ao meu irmão, pelas inúmeras discussões e ajuda nas difíceis escolhas que temos que tomar em nossa jornada. À Brida, pelo verdadeiro companheirismo nas infindáveis noites em claro.

À Isa, namorada, amiga, companheira... Obrigado por me apoiar, ensinar a focar em meus objetivos de vida, proporcionar momentos de conforto e entender os inúmeros momentos em que não pude estar presente.

Aos meus orientadores da graduação, Audrey Heloisa Ivanenko Salgado, Verônica Franco Parreira, Gisele de Cássia Gomes e Renata Noce Kirkwood que me ensinaram a paixão, ética e inúmeras das habilidades com pesquisa que pude colocar em prática.

Ao trio de amigos, Viviane Otoni do Carmo Carvalhais (Vivi), Miguel Arcanjo de Assis e Vanessa Lara de Araújo, que me proporcionou muitos momentos de risadas e de discussões teóricas acaloradas. À Vivi, amiga e companheira de

mestrado, obrigado por me ajudar na superação dos inúmeros desafios deste projeto, assim como me proporcionar diversos ensinamentos ao compartilharmos orientações de alunos e elaboração de trabalhos acadêmicos. Ao Miguel, amigo que esteve presente desde a graduação, obrigado pelo apoio e pelas discussões profissionais, teóricas e sobre a vida. Sempre aprendo muito com essas discussões! À Vanessa, amiga que me ajudou a superar o desafio de utilizar um novo sistema de análise de movimento. Espero ainda compartilhar muitos momentos com esse trio.

Ao André de Melo Andrade, Ana Cisalpino Pinheiro e Carlos Vinícius de Barros pela ajuda na construção deste projeto. Obrigado pela imensa dedicação, apoio e pela amizade que desenvolvemos.

À Susan Martins Lage, amiga e companheira de longa data nos desafios da pesquisa. Obrigado por todo auxílio, desde a preparação para o processo seletivo do mestrado a elaboração do projeto, assim como pelas inúmeras discussões metodológicas e estatísticas.

À Juliana Alves de Andrade (Ju) e Luisa Costa Figueiredo (Lu), que me ensinaram a superar os muitos desafios para realização de um estudo. Lu, obrigado por me escutar e apoiar. A maneira como consegue lidar com as pessoas sempre me proporciona exemplos para vida.

Aos alunos que tive a oportunidade de contribuir com a orientação no trabalho de conclusão de curso, obrigado pela confiança e pelo aprendizado da prática do ensinar.

Aos inúmeros colegas de LAPREV, obrigado pelo convívio. Agradeço ao Professor Anderson Aurélio da Silva pelo apoio no desenvolvimento dos projetos de pesquisa do laboratório e à Natália Franco Netto Bittencourt pela oportunidade em participar dos projetos do Minas Tênis Clube.

Aos funcionários Gilvana Gomes de Souza, Marilane Soares, Margaret Amaral de Moraes, Richard Marques Perdigão e Rivamar Conceição de Souza pela disposição e ajuda a superar os processos burocráticos.

Aos voluntários, muito obrigado pela disponibilidade e por toda a contribuição. A animação com a prática da corrida contaminou a todos no projeto e nos ensinou várias lições de vida.

“Tentamos usar os nossos talentos para expressar nossos sentimentos profundos, para mostrar nosso apreço por tudo o que foi feito antes de nós e para acrescentar algo. Foi isso o que me motivou.”

Steve Jobs

SUMÁRIO

| | |
|---|----|
| PREFÁCIO | 9 |
| RESUMO..... | 10 |
| ABSTRACT | 12 |
| CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO | 14 |
| CAPÍTULO 2 - MATERIAIS E MÉTODO | 24 |
| 2.1 Delineamento do estudo | 24 |
| 2.2 Amostra..... | 24 |
| 2.3 Instrumentos e Medidas..... | 25 |
| 2.3.1 Questionário e Coleta de Dados Antropométricos | 25 |
| 2.3.2 Sistema de Análise de Movimento..... | 26 |
| 2.3.3 Esteira..... | 31 |
| 2.3.4 Tênis | 31 |
| 2.4 Procedimentos | 32 |
| 2.5 Redução dos Dados..... | 36 |
| 2.6 Análise Estatística..... | 39 |
| CAPÍTULO 3 – REFERÊNCIAS | 41 |
| CAPÍTULO 4 – ARTIGO..... | 48 |
| CAPÍTULO 5 – CONSIDERAÇÕES FINAIS..... | 78 |
| APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO | 80 |
| APÊNDICE B – QUESTIONÁRIO | 83 |
| ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA..... | 84 |

PREFÁCIO

Esta dissertação é estruturada em três partes de acordo com as regras do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais. A primeira parte é composta de uma introdução, em que é realizada uma revisão bibliográfica, problematização do tema, justificativa e é apresentado o objetivo deste estudo. Nessa primeira parte também é apresentada uma descrição detalhada dos materiais e método utilizados neste estudo. A segunda parte consiste em um artigo em que os resultados e a discussão da dissertação são apresentados. O artigo foi elaborado nas regras da Revista Brasileira de Fisioterapia (ISSN 1413-3555). Na terceira parte são expostas as considerações finais do estudo.

RESUMO

A cinemática apresentada por corredores idosos pode representar as estratégias utilizadas para produção do gesto esportivo dado as características fisiológicas e biomecânicas específicas desse grupo. A investigação do movimento de pelve e membro inferior em corredores idosos poderia auxiliar na compreensão das diferenças observadas entre idosos e adultos durante a corrida. Assim, o objetivo deste estudo foi investigar as diferenças entre corredores adultos jovens e idosos nas características espaço-temporais e cinemáticas da pelve e do membro inferior durante a corrida. Para isso, foi realizado um estudo transversal com 20 corredores adultos jovens ($25,85 \pm 3,69$ anos) e 20 corredores idosos ($65,30 \pm 4,22$ anos). Na coleta de dados da corrida, os participantes correram em esteira com velocidade auto-selecionada. As características demográficas e de treinamento, assim como a velocidade auto-selecionada de cada grupo, foram apresentadas em média e desvio padrão. Para verificar se havia diferença nessas variáveis, realizou-se teste *t* independente. As variáveis dependentes foram apresentadas em média e desvio padrão e agrupadas como espaço-temporais, posição no contato inicial, posição na retirada do antepé e amplitude de movimento (ADM) na fase de contato. Para cada grupo dessas variáveis, realizou-se análise de covariância multivariada, considerando a velocidade auto-selecionada como covariável. Na presença de efeito principal dos fatores, realizaram-se testes univariados para investigar quais variáveis apresentaram diferença entre os grupos de corredores. As variáveis de ADM que apresentassem diferença entre grupos foram representadas em gráficos da sua série temporal. Os resultados indicaram menor tempo total e comprimento da passada, tempo e comprimento da fase de contato, além de maior frequência da

passada em idosos quando comparados a adultos ($p < 0,01$). As variáveis angulares não apresentaram diferença entre os grupos de corredores no contato inicial ($p = 0,11$), mas foram diferentes na retirada do antepé ($p < 0,01$). Nessa fase, foi observada menor extensão do quadril ($p < 0,01$) e maior abdução do joelho ($p = 0,01$) em idosos. Na investigação da ADM, observou-se redução dessa variável para os três planos de movimento do quadril ($p \leq 0,05$) e para o plano transversal do ângulo tibia-retopé ($p = 0,02$) de corredores idosos quando comparados a adultos jovens. Dessa forma, as diferenças espaço-temporais indicam que o padrão de corrida de idosos é caracterizado por um sistema mais rígido e com menor capacidade de produção de força. Além disso, os resultados apontam diferenças cinemáticas em corredores idosos quando comparado a adultos jovens, principalmente relacionadas ao quadril, que também podem estar relacionadas a menor capacidade de geração de força por corredores idosos.

Palavras-chave: envelhecimento, corrida, biomecânica

ABSTRACT

The kinematics of elderly runners might represent the strategies used to produce sports motion due to their physiological and biomechanical characteristics. The investigation of pelvis and lower limb motion in elderly runners could help to understand the differences observed between elderly and adults during running. The aim of this study was to investigate the differences of spatio-temporal characteristics and kinematics of the pelvis and lower limb during running between elderly and younger adult runners. A cross-sectional study was conducted with 20 young adult runners (25.85 ± 3.69 years old) and 20 elderly runners (65.30 ± 4.22 years old). During data collection of running, participants ran on a treadmill with self-selected speed. The demographic and training features, as well as self-selected speed of each group were presented as mean and standard deviation. The difference between groups in these variables was investigated by independent t test. The dependent variables were presented as mean and standard deviation, and are grouped as spatio-temporal, position in initial contact, position in toe-off and range of motion (ROM) in contact phase. For each group of these variables, multivariate analysis of covariance considering the self-selected speed as covariate was performed. In presence of main effect, univariate tests were performed to investigate which variables were different between groups of runners. The ROM variables which showed differences between groups were represented in graphs of their time series. The results indicated a reduction of stride total time and length, contact phase time and length, and increased stride frequency in elderly compared to adults ($p < 0,01$). The angular variables did not differ between groups in initial contact ($p = 0,11$), but were different in toe-off ($p < 0,01$). At this phase, there was less hip extension ($p < 0,01$)

and more knee abduction ($p=0,01$) in elderly. Furthermore, elderly runners showed a reduction in ROM of hip in its three planes of motion ($p\leq 0,05$) and tibia-rearfoot angle in transverse plane ($p=0,02$) when compared to young adults. In conclusion, the difference in spatio-temporal variables indicates that the running pattern of elderly is characterized by a system stiffer and with less capability to produce force. Moreover, the results show differences in kinematics variables between elderly and young adults runners, mainly in hip variables, which might also be related to a reduced capability to generate force by elderly runners.

Keywords: aging, running, biomechanics

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

O Brasil passa por uma transição da estrutura etária, em que os grupos de indivíduos mais velhos aumentam sua participação populacional de forma progressiva^{1,2}. Nos últimos anos, associado a esse quadro de envelhecimento populacional, ocorreu um maior estímulo à prática de atividades físicas devido aos inúmeros benefícios proporcionados à saúde³⁻⁶. O crescimento da população de idosos e praticantes de atividades físicas favoreceu o aumento contínuo da participação de atletas acima de 60 anos em competições esportivas⁷. Esse aumento é destaque em eventos de corrida de longa distância⁸. Nas últimas três décadas, observou-se uma redução no tempo para completar provas de corrida por atletas acima de 60 anos, o que reflete uma melhora no desempenho desses atletas⁸. Tendo em vista as características fisiológicas e biomecânicas específicas dessa população, a cinemática da corrida dos idosos pode fornecer informações sobre as estratégias utilizadas pelo sistema musculoesquelético para produção do gesto esportivo⁹. Além disso, a cinemática de corredores idosos pode ser um dos fatores relacionados ao perfil de lesões esportivas desse grupo que difere de atletas de outras faixas etárias^{10,11}. Assim, a compreensão das diferenças nas características cinemáticas da corrida entre corredores idosos e adultos pode favorecer o planejamento de intervenções para melhora no desempenho e prevenção de lesões em corredores idosos.

Características teciduais relacionadas ao envelhecimento contribuem com a compreensão da cinemática de corredores idosos. Esses corredores apresentam atrofia de fibras tipo II e aumento na proporção de fibras do tipo I quando comparados a corredores jovens, quadro similar ao que ocorre em idosos

sedentários¹². Contudo, o diâmetro das fibras musculares de corredores idosos é superior ao relatado em idosos sedentários¹². A atrofia de fibras tipo II leva a uma redução da capacidade do músculo em gerar potência e reduz a velocidade de encurtamento do músculo quando produz potência máxima, o que contribui para redução da velocidade de corrida em idosos⁹. Além disso, observa-se redução de massa muscular em corredores idosos, processo denominado sarcopenia¹²⁻¹⁴. Esse processo também ocorre, em maior proporção, em idosos sedentários e pode ser considerado um dos principais contribuintes para a redução da capacidade de gerar força muscular em corredores idosos⁹. A redução de força muscular é mais significativa em corredores a partir de 70 anos¹⁴, faixa etária em que se observa uma redução mais abrupta na velocidade média para se completar uma prova de corrida^{15,16}. Dessa forma, a atrofia de fibras tipo II e a sarcopenia são fatores relacionados à menor capacidade de geração de força muscular e assim, da velocidade atingida por corredores idosos.

A rede de tecido conectivo associada ao músculo também apresenta mudanças em suas características com o envelhecimento^{17,18}. Estudos indicam aumento na quantidade desse tecido^{17,19} assim como de pontes cruzadas de colágeno com o envelhecimento¹⁸. Essas características do tecido conectivo poderiam aumentar a rigidez passiva do tecido muscular. Essa observação foi verificada por três estudos com animais^{17,19,20}, sendo que outro estudo com animais não identificou diferença na rigidez passiva do tecido muscular²¹. Estudos com seres humanos que consideram a rigidez articular (tecido articular e periarticular, incluindo músculos) indicam tanto que não há diferença quanto redução da rigidez passiva em idosos quando comparados a adultos^{22,23}. Esses resultados podem indicar que o aumento do tecido conectivo não seja suficiente para contrabalancear a perda de

massa muscular com o aumento da idade²⁴. Além disso, um fator relacionado ao acúmulo de tecido conectivo é a prática de atividade física²⁴. A realização de exercício de resistência pode reduzir o acúmulo de tecido conectivo nos músculos com o envelhecimento²⁰. Assim, apesar da ausência de estudos sobre a rigidez passiva articular em corredores idosos, o impacto das alterações nesse tecido com o envelhecimento poderia ser minimizado pela prática esportiva.

Outra característica do tecido conectivo que difere corredores idosos e jovens é a rigidez de tendões. Corredores idosos apresentam menor rigidez de tendões quando comparado a corredores jovens, processo similar ao que ocorre em idosos sedentários²⁵. Essa característica é sugerida como fator que poderia contribuir com a menor capacidade de geração de força muscular⁹. Dessa forma, a redução da rigidez de tendões pode alterar a quantidade de energia armazenada, capacidade de retorno dessa energia e transmissão de força muscular para o tecido musculoesquelético, o que pode contribuir com a redução do comprimento da passada e do desempenho na corrida em corredores idosos⁹.

A interação entre as características teciduais para a realização do gesto esportivo da corrida pode ser compreendida por meio do modelo de massa e mola²⁶⁻²⁸. Nesse modelo todos os tecidos elásticos do membro inferior, como o de músculos, tendões e ligamentos, são representados por uma única mola (FIG. 1)^{26,27}. A massa do corredor é representada como uma esfera sobre essa mola (FIG. 1)^{26,27}. Esse modelo representa como a energia é conservada e gerada durante a corrida. Após a fase de balanço médio, na medida em que o centro de massa do corredor aproxima-se do chão, a maior parte da energia potencial e cinética é convertida em energia potencial elástica e armazenada nas estruturas elásticas do membro inferior^{29,30}. Posteriormente, a energia elástica armazenada é liberada e, juntamente com a

contração muscular, acelera o centro de massa, o afastando do chão^{29,30}. Um importante parâmetro desse modelo é a magnitude da rigidez da mola, ou seja, a rigidez das estruturas elásticas de membro inferior, por representar a estratégia para conservação de energia^{26,28,29}. A partir da investigação de características espaço-temporais da corrida é possível inferir sobre o comportamento da rigidez dessa mola^{27,28}. Além disso, o comportamento cinemático de membro inferior durante a corrida pode indicar como a massa atua sobre essa mola para melhor aproveitamento da energia elástica²⁶.

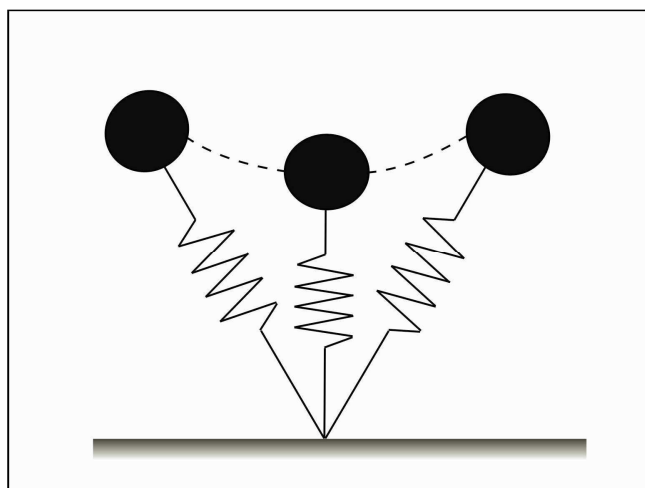


FIGURA 1 – Representação da fase de contato da corrida com o modelo massa e mola. A esfera representa a massa do corporal e a mola, os tecidos elásticos de membro inferior.

Poucos estudos investigaram as características espaço-temporais de corredores idosos e alguns de seus resultados são contraditórios³¹⁻³³. A capacidade de gerar força muscular está relacionada com o comprimento da passada^{34,35}. Como essa capacidade está reduzida em corredores idosos, presumiria-se uma redução do comprimento da passada nesse grupo quando comparado a adultos. Dois

estudos identificaram esse achado ao investigarem corredores idosos em velocidade pré-determinada^{31,32}. Contudo, Conoboy e Dyson³³ não identificaram diferença no comprimento da passada entre faixas etárias ao analisarem corredores idosos que correram em velocidade auto-selecionada após ajuste estatístico para controlar a variação da velocidade em diferentes faixas etárias. Além disso, a rigidez dos tecidos elásticos de membro inferior está relacionada com a frequência da passada²⁷. Durante a corrida, o aumento dessa rigidez se associa com o aumento da frequência da passada²⁷. A investigação da diferença na frequência da passada entre corredores de diferentes faixas etárias também apresenta resultados contraditórios na literatura. Um estudo não identificou diferença na frequência da passada entre faixas etárias em velocidade auto-selecionada³³, enquanto em velocidade pré-determinada, dois estudos verificaram aumento da frequência da passada em idosos^{31,32}. Outra variável relacionada à rigidez de membro inferior é a duração do tempo de contato²⁸. A redução do tempo de contato durante a corrida está relacionada com o aumento na rigidez de membro inferior²⁸. Morin *et al*²⁸ indicaram que a duração da fase de contato apresenta uma associação mais forte com a rigidez de membro inferior do que a frequência da passada. Apesar da importância dessa variável na compreensão da relação da rigidez de membro inferior com o gesto esportivo, não foram identificados estudos que investigaram a duração da fase de contato em corredores idosos. Estudos identificaram diminuição do desempenho em corrida com o aumento da idade por meio do aumento do tempo para finalizar provas e pela diminuição na velocidade, sendo que essa redução no desempenho é mais abrupta a partir de 70-75 anos^{15,36,37}. Devido à redução da velocidade de corrida e aos resultados contraditórios quanto ao comprimento e a frequência da passada, a duração da fase de contato e de balanço poderiam se

modificar em corredores idosos. Dessa forma, a investigação de características espaço-temporais, considerando as fases da corrida, poderia contribuir com o entendimento da relação das alterações das características teciduais e da produção do gesto esportivo em corredores idosos.

Estudos do comportamento articular durante a corrida de idosos se restringiram à investigação do ângulo tibia-retropé e do joelho, sendo que alguns dos resultados relatados são contraditórios^{25,31,32}. O padrão de movimento do ângulo tibia-retropé em corredores idosos e adultos jovens foi investigado por dois estudos^{31,32}. No plano sagital e frontal, esse ângulo foi utilizado para descrever os movimentos que ocorrem primariamente na articulação talocrural e talocalcânea, respectivamente. No plano transversal, esse ângulo foi utilizado para descrever o movimento da perna em relação ao pé, a fim de representar melhor a cinemática da corrida³⁸. No plano sagital, um estudo não identificou diferença na amplitude de movimento (ADM) desse ângulo³¹, enquanto outro estudo observou redução da flexão plantar na segunda parte da fase de contato em corredores idosos comparados aos adultos³². No plano frontal, não foi observada diferença na ADM e na magnitude do pico de eversão^{31,32}, mas um estudo identificou que o pico desse ângulo era mais precoce em corredores idosos que em adultos³¹. Além disso, a ADM de rotação da tibia em relação ao retropé foi reduzida em corredores idosos³¹. Considerando a curva da série temporal dos ângulos na fase de contato, Fukuchi e Duarte³¹ identificaram que idosos realizavam o contato inicial com o retropé em eversão juntamente com rotação medial da tibia, o que diferia de adultos jovens que realizavam o contato inicial com o retropé em inversão e rotação lateral da tibia. Fukuchi e Duarte³¹ também analisaram a rotação angular dos segmentos corporais em relação às coordenadas globais do sistema de referência e identificaram que

corredores idosos apresentaram maior rotação lateral do segmento pé comparado com o segmento fêmur, além de apresentarem maior rotação lateral do segmento pé quando comparados a corredores adultos jovens. Assim, os estudos indicam que não há alteração na ADM e na magnitude do pico do ângulo tibia-retropé no plano frontal, enquanto que no plano sagital os resultados são contraditórios.

Em relação ao joelho, estudos identificaram que a ADM no plano sagital é menor nos corredores idosos quando comparados a adultos jovens^{25,31,32}. Esse quadro também é observado em corredores velocistas idosos³⁹. No contato inicial, dois estudos observaram maior flexão do joelho em corredores idosos do que em corredores adultos jovens^{31,32}. Fukuchi e Duarte³¹ não observaram diferença entre esses grupos para ADM, magnitude do pico e posição no contato inicial ao se analisar o plano frontal e transversal do joelho. Em uma análise posterior, Fukuchi *et al*⁴⁰ identificaram que a amplitude de flexão do joelho na fase de contato e o ângulo de abdução do joelho no contato inicial eram as variáveis que melhor discriminavam os grupos de corredores idosos e adultos jovens. Dessa forma, corredores idosos apresentam menor ADM no plano sagital e um posicionamento em maior flexão no contato inicial quando comparados a adultos.

A investigação das características do movimento da pelve, quadril e antepé em idosos poderia auxiliar no entendimento das diferenças cinemáticas relatadas na literatura para os corredores de diferentes faixas etárias. A cinemática do quadril e da pelve durante a corrida está relacionada com as características espaço-temporais e de transferência de energia entre membros inferiores e tronco, além dos demais movimentos que ocorrem no membro inferior^{30,41}. Na corrida, com o aumento da velocidade, o quadril realiza mais flexão, o que permite aumento do comprimento da passada³⁰. O aumento do comprimento da passada está também associado à maior

inclinação anterior pélvica durante a segunda parte da fase de contato⁴². Durante a fase de contato da corrida, a transferência do movimento excessivo que ocorre no membro inferior para o tronco e cabeça é minimizada pela adução do quadril associada ao movimento pélvico no plano frontal³⁰. Além disso, no contato inicial, a pelve fica em leve rotação lateral, considerando como referência o membro inferior que está iniciando a fase de contato, o que é sugerido como forma de minimizar as forças horizontais e potencial perda de velocidade^{30,41}. Em idosos saudáveis que não praticam corrida, observa-se uma redistribuição da contribuição de cada articulação do membro inferior para geração de torque e potência durante a marcha, ocorrendo uma redução na contribuição do tornozelo e um aumento na participação do quadril^{43,44}. Essas características cinemáticas do quadril de idosos foram investigadas somente em idosos saudáveis durante a marcha. Assim, devido ao papel do quadril na corrida e às alterações observadas nessa articulação durante a marcha de idosos saudáveis, a compreensão das diferenças na cinemática do quadril de corredores idosos e adultos jovens pode favorecer o entendimento das características espaço-temporais e da cinemática do membro inferior no grupo de idosos.

O movimento que ocorre no antepé durante o contato com o solo na locomoção também pode produzir efeitos na cinemática de membro inferior^{38,45,46}. Quando o antepé se posiciona em uma inversão excessiva, a articulação subtalar é forçada a realizar uma pronação em maior amplitude para levar a região medial do antepé ao chão⁴⁷. Essa compensação pode prolongar o período de pronação por toda a fase de médio apoio e início da fase de propulsão⁴⁷. Esse quadro gera uma desvantagem mecânica, uma vez que, o pé não se comporta como uma alavanca rígida para propulsão³⁰. Além disso, devido ao acoplamento existente entre retropé,

perna e joelho, uma pronação excessiva na subtalar é acompanhada por uma maior rotação medial da perna e um atraso no pico de flexão do joelho^{38,46}. Um prolongamento da fase de rotação medial da perna pode alterar a cinemática de membro inferior para extensão do joelho, uma vez que, para esse movimento acontecer é necessária uma rotação lateral da tibia em relação ao fêmur^{45,46}. Tiberio⁴⁵ sugeriu que, no caso de uma rotação medial prolongada da perna, a estratégia adotada pelo corpo seria um aumento da rotação medial do fêmur a fim de manter a rotação lateral relativa da tibia em relação ao fêmur e assim, permitir a extensão do joelho. Em contrapartida, um antepé posicionado em eversão no início da fase de contato, se associado a um antepé rígido, pode gerar uma eversão de retropé e, se associado a um antepé com baixa rigidez, pode gerar uma pronação do retropé^{46,47}. Da mesma forma, essas alterações na cinemática do retropé no plano frontal podem alterar os movimentos na perna e na coxa, principalmente no plano transversal^{30,38}. O impacto de alterações do antepé no membro inferior já foi relatado em uma coorte de idosos, em que foi observada uma associação de varismo de antepé com queixa de dores no quadril e com histórico de artroplastia total de quadril⁴⁸. Dessa forma, as diferenças já relatadas na cinemática de membros inferiores, como as do ângulo tibia-retropé, de corredores idosos quando comparados a adultos podem ser o resultado de alterações na cinemática do antepé durante a corrida.

Poucos estudos investigaram as diferenças espaço-temporais e cinemáticas entre corredores idosos e adultos, sendo alguns resultados contraditórios. As características espaço-temporais e cinemáticas de corredores idosos podem refletir as estratégias utilizadas para geração do gesto esportivo dado as alterações teciduais relacionadas ao envelhecimento. A ampliação do conhecimento da

diferença dessas características entre corredores idosos e adultos, considerando pelve, quadril e antepé, pode favorecer intervenções para melhora do desempenho e prevenção de lesões em corredores idosos. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi investigar as diferenças entre corredores idosos e corredores adultos jovens nas características espaço-temporais e cinemáticas de pelve e membro inferior durante a corrida.

CAPÍTULO 2 - MATERIAIS E MÉTODO

2.1 Delineamento do estudo

Este é um estudo observacional do tipo transversal realizado no Laboratório de Análise do Movimento (LAM) do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

2.2 Amostra

A amostra deste estudo foi recrutada por conveniência em associações de corredores, locais de treinamento e eventos competitivos de corrida. A amostra foi constituída por 40 corredores voluntários do sexo masculino, divididos em dois grupos de acordo com a faixa etária: 20 corredores adultos jovens e 20 corredores idosos. Os critérios de inclusão foram: (1) Possuir idade entre 18-30 anos para o grupo de corredores adultos jovens e idade igual ou superior a 60 anos para o grupo de corredores idosos⁴⁹; (2) Praticar corrida há pelo menos um ano; (3) Treinar corrida pelo menos uma vez por semana; (4) Ter participado de eventos competitivos de corrida de média ou longa distância no último ano^{14,25}; (5) Não ter realizado cirurgia em membros inferiores nos últimos seis meses; (6) Não ter apresentado lesão esportiva no último mês. Foram excluídos os voluntários que apresentaram queixa de qualquer desconforto em membros inferiores durante a avaliação que impossibilitasse a sua continuidade. Todos os voluntários assinaram o

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A). Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais sob o parecer nº ETIC 0526.0.203.000-10 (ANEXO A).

O tamanho amostral foi determinado a partir de dados do estudo piloto com cinco corredores adultos jovens e cinco corredores idosos por meio do programa G*Power 3.0.10 (Universität de Kiel – Kiel, Schleswig-Holstein, Alemanha). Considerou-se a análise do poder *a priori* para o teste de análise de variância multivariada (MANOVA) com nível de significância (α) de 0,05 e poder estatístico (β) de 0,80. Além disso, o número de variáveis respostas e o tamanho de efeito foi determinado de acordo com cada grupo de variáveis investigadas. Como as variáveis de interesse possuem influência da velocidade auto-selecionada, o valor do tamanho de efeito utilizado foi ajustado para essa covariável. A partir dessa análise, considerou-se o maior tamanho amostral dentre aqueles determinados para cada grupo de variáveis analisadas (espaço-temporais, posição articular no contato inicial, posição articular na retirada do antepé e ADM na fase de apoio). Dessa forma, o número mínimo necessário para identificar diferenças entre os grupos para as variáveis de desfecho foi de 20 voluntários em cada grupo.

2.3 Instrumentos e Medidas

2.3.1 Questionário e Coleta de Dados Antropométricos

Inicialmente, os voluntários responderam a um questionário (APÊNDICE B) aplicado por somente um pesquisador, que verificou as características demográficas

e da prática esportiva, além da confirmação dos critérios de elegibilidade. Os dados relativos a estatura e massa corporal foram preenchidos após a mensuração dessas variáveis por meio de uma balança com estadiômetro (*Filizola S.A. – São Paulo, SP– Brasil*). A dominância de membro inferior foi verificada por meio da pergunta: “Se você fosse chutar uma bola, com qual perna chutaria?”^{50,51}. As características da prática esportiva englobaram o tempo de prática, características atuais de treinamento (frequência semanal, duração e distância), além da quantidade de participação em competições de corrida no último ano. Além disso, o questionário apresentava um item para verificar o critério de inclusão relacionado à história de lesão esportiva no último mês. O conceito de lesão esportiva utilizado foi qualquer evento que afetou a habilidade do atleta em treinar ou competir corrida¹¹.

2.3.2 Sistema de Análise de Movimento

As variáveis cinemáticas da pelve e do membro inferior dominante foram investigadas por meio do sistema de análise de movimento tri dimensional (3D) *Codamotion* (Charnwood Dynamics Ltd – Rothley, Leics. – Inglaterra). Esse sistema de rastreamento permite a reconstrução 3D de marcadores ativos (diodos emissores de luz infravermelha) posicionados nos segmentos corporais do voluntário. Os diodos são conectados a baterias que permitem que esses marcadores emitam sinal infravermelho durante todo o período de coleta. Os sinais são captados por sensores localizados em cada unidade CODA (*Cartesian Optoelectronic Dynamic Anthropometer*), posicionada no ambiente de coleta, por meio de tripé (FIG. 2). O sistema utilizado possui três unidades CODA, cada uma contendo três sensores para captação do sinal infravermelho. Os dados foram captados e processados por

meio do programa Visual 3D v. 4.92 (C-Motion Inc – Germantown, MD – Estados Unidos).

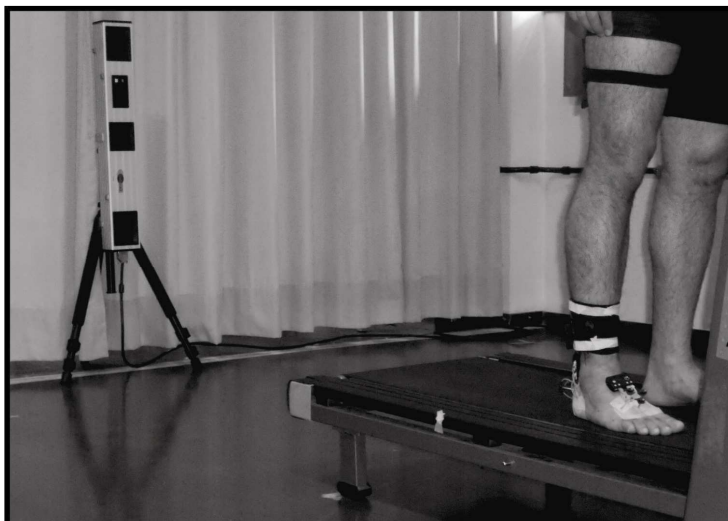


FIGURA 2 – Unidade CODA posicionada no ambiente de coleta

A calibração de cada unidade CODA é realizada pelo fabricante, não sendo necessária a sua realização antes de cada procedimento de coleta de dados. A calibração ocorre somente no período de produção da unidade ou caso a unidade sofra algum dano estrutural. O procedimento necessário após o posicionamento das unidades CODA no ambiente de coleta é o alinhamento. Esse procedimento indica ao sistema a direção dos eixos de movimento. Para sua realização, três marcas ativas são colocadas na região em que será realizada a coleta de dados (FIG. 3). Duas marcas, a e b, (FIG. 3), com uma distância mínima de 30 cm entre elas, indicam o eixo ântero-posterior. Enquanto o par de marcas, a e c, (FIG. 3) indica o eixo látero-medial. As marcas ativas são posicionadas de forma que esses eixos fiquem perpendiculares. O terceiro eixo, súpero-inferior, é criado automaticamente pelo sistema, como sendo um eixo perpendicular aos dois outros (ântero-posterior e

lâtero-medial) formados pelas marcas ativas. Esse procedimento foi realizado no programa Visual 3D por meio de uma captura momentânea de dados.

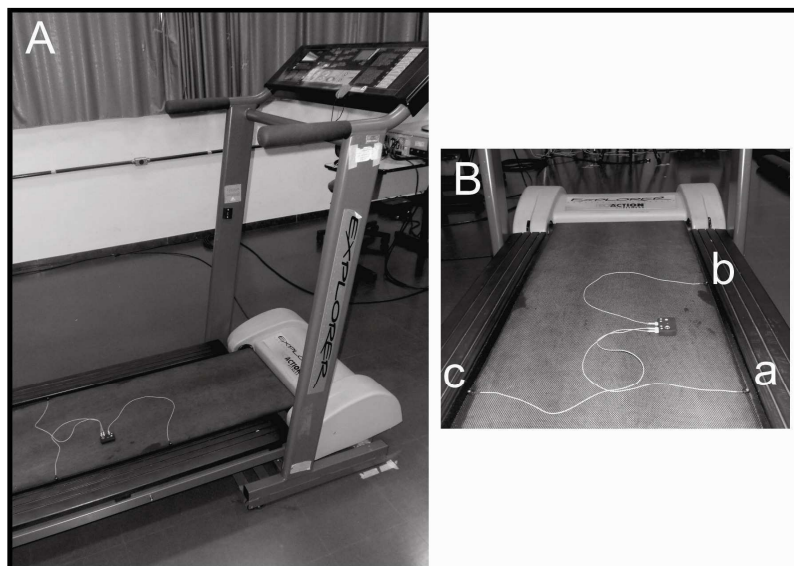


FIGURA 3 – Alinhamento do sistema de análise de movimento.

A) Visão geral do alinhamento na área de coleta

B) Em destaque, as marcas ativas (a, b e c) conectadas à bateria, para indicação do eixo ântero-posterior (a e b) e lâtero-medial (a e c).

A investigação consistiu de variáveis angulares formadas a partir da captação do movimento da pelve e dos segmentos coxa, perna, retopé e antepé do membro inferior dominante. Em cada um desses segmentos foram posicionados três diodos, de forma não-colinear, para agirem como marcadores de rastreamento⁵². Esses marcadores possuem o objetivo de rastrear a trajetória de cada segmento durante o movimento⁵². O sinal emitido por cada marca ativa precisa ser captado pelos três sensores da unidade CODA para informar sobre o movimento investigado. Além disso, para minimizar o movimento relativo criado por tecidos moles entre a marca ativa e o osso do segmento corporal, as marcas de rastreamento foram fixadas em

dispositivo rígido denominado *cluster*⁵³. Os *clusters* da pelve e perna foram confeccionados a partir de uma base retangular de latão coberta por borracha de um polímero a base de Etil Vinil Acetato (EVA), em que três marcadores ativos foram afixados (FIG. 4 B e D). Os *clusters* de retropé e antepé foram confeccionados a partir de uma base retangular de latão com três hastes rígidas fixadas. Cada haste apresentava, em sua extremidade, uma base de latão, para colocação dos marcadores ativos (FIG. 4 D e E). Os *clusters* de retropé e antepé também apresentavam EVA sob sua base. O *cluster* utilizado na coxa foi confeccionado pelo fabricante do sistema *Codamotion*, sendo um dos materiais do kit de coleta (FIG. 4 C). Esse *cluster* possui quatro marcadores ativos, sendo que para esta pesquisa, somente três desses foram habilitados. No total, em cada voluntário, eram utilizados 12 marcadores ativos, quatro baterias e o *cluster* da coxa que já era acoplado aos três marcadores ativos necessários e à bateria.

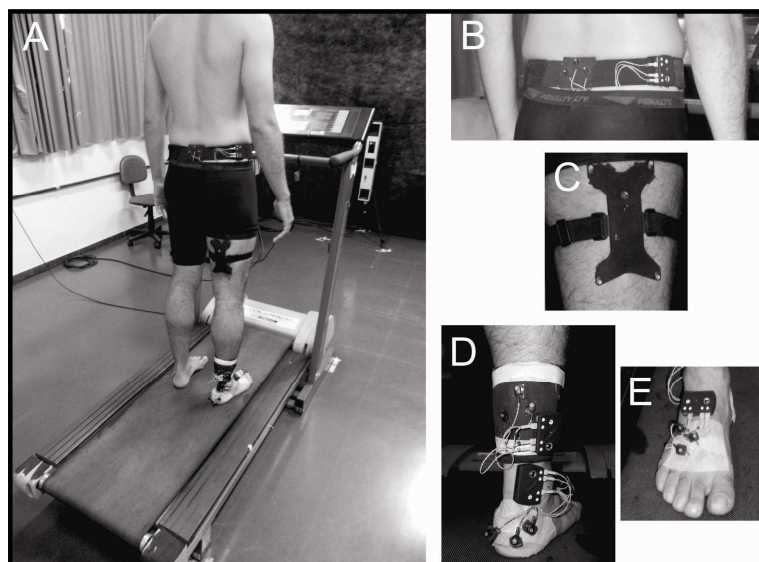


FIGURA 4 – *Clusters* em seus respectivos posicionamentos

- A) Visão geral dos *clusters* no participante
- B) *Cluster* pelve
- C) *Cluster* coxa
- D) *Cluster* perna e *cluster* retropé
- E) *Cluster* antepé

Para que o sistema possa determinar a dimensão de cada segmento e os eixos articulares é necessária a definição de marcas anatômicas⁵². Essas marcas foram determinadas a partir de proeminências ósseas proximais e distais a cada segmento, identificadas por meio de palpação⁵². Inicialmente, essas proeminências foram marcadas na pele com caneta hidrográfica, com exceção do trocânter maior que foi marcado com giz sobre o short elástico do voluntário. A delimitação das marcas anatômicas de todos os voluntários foi realizada pelo mesmo pesquisador. Cada segmento corporal foi definido por meio das seguintes proeminências ósseas: pelve - parte mais superior da crista ilíaca direita e esquerda e do trocânter maior direito e esquerdo; coxa - trocânter maior e pelos epicôndilos lateral e medial do fêmur; perna - epicôndilos lateral e medial do fêmur e pelos maléolos lateral e medial; retropé - maléolos lateral e medial, sustentáculo do tálus e tuberosidade peroneal; antepé - base e cabeça do primeiro e quinto metatarsos.

Após a marcação de todas essas proeminências ósseas, as marcas anatômicas foram identificadas pelo sistema de análise de movimento a partir da aplicação do protocolo *Calibrated Anatomical System Technique* (CAST) por meio do programa Visual 3D e do *Codamotion Pointer*⁵³. Nesse protocolo, as marcas anatômicas são indicadas pelo *pointer* e o sistema gera marcas virtuais associadas às marcas de rastreamento de cada segmento. Para gerar as marcas virtuais, o sistema leva em consideração a distância pré-definida de diodos do *pointer* em relação à sua extremidade (FIG. 5). A determinação das marcas anatômicas virtuais assim como a coleta de dados foi realizada em uma frequência de amostragem de 100Hz³².



FIGURA 5 – Utilização do *pointer* para criação das marcas anatômicas virtuais

2.3.3 Esteira

A coleta de dados cinemáticos da corrida foi realizada em uma esteira ergométrica *ProAction G635 Explorer* (BH Fitness – Vitoria-Gasteiz, Álava - Espanha). Essa esteira permite uma velocidade máxima de 16 Km/h e seu protocolo de determinação manual da velocidade, possibilita um incremento ou redução a cada 0,5 Km/h. Além disso, a esteira foi utilizada com sua base paralela ao chão, ou seja, sem alteração de sua inclinação.

2.3.4 Tênis

Todos os voluntários utilizaram o mesmo modelo de tênis, *Crusader 4* (Mizuno Inc - Vietnã), caracterizado pelo fabricante como de pisada neutra, com entressola de EVA e isoprene. Os tênis possuíam numeração entre 35 a 44 e foram

adaptados por meio da retirada da lingueta e de uma abertura posterior com colocação de Velcro® (FIG. 6). Dessa forma, as adaptações no tênis permitiam que o sistema pudesse captar o sinal das marcas colocadas nos *clusters* de antepé e retropé.

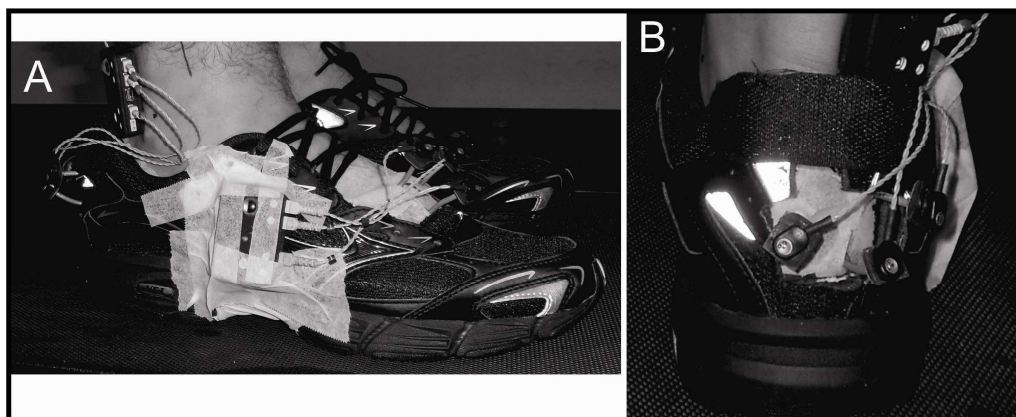


FIGURA 6 – Adaptações do tênis utilizado pelos voluntários
A) Vista ântero-lateral
B) Vista posterior

2.4 Procedimentos

Inicialmente, os voluntários foram informados de todos os procedimentos a serem realizados pelo pesquisador. Após o voluntário realizar leitura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A) e consentir com todos os procedimentos, ele o assinou juntamente com o pesquisador em duas cópias. Dessa forma, uma cópia ficou com o voluntário e outra com o pesquisador. Após isso, o voluntário respondeu ao questionário (APÊNDICE B) e foi submetido às medidas de estatura e massa corporal. Em seguida, o voluntário vestiu um short elástico de cor preta, fornecido pelo pesquisador, para permitir a melhor visualização dos membros inferiores durante a análise de corrida.

Antes do início da coleta, as unidades CODA foram posicionadas na vertical por meio de tripé de forma que duas ficassem posterior à esteira e uma anterior. Em seguida, o sistema foi alinhado. Na preparação do voluntário, foram determinadas as marcas anatômicas e após isso, foram fixados os *clusters* nos segmentos corporais e as baterias das marcas ativas por meio de fita crepe, dupla face e micropore. Além disso, os *clusters* da pelve e perna possuíam tiras elásticas com Velcro® e o da coxa possuía uma tira elástica que auxiliavam a fixação nesses segmentos. O *cluster* do antepé era posicionado na região mais distal desse segmento, representado por uma linha imaginária que ligava a cabeça do primeiro e quinto metatarso, de forma que ficava próximo às bases do segundo ao quarto dedos do pé. O *cluster* do retopé foi posicionado inferior à primeira proeminência medial e lateral do calcâneo após o tendão calcanear. O *cluster* da perna foi posicionado em seu terço distal para reduzir a influência de movimento de tecido mole. Tanto o *cluster* de retopé quanto o da perna foram moldados a partir de sua base de latão de acordo a morfologia do voluntário. O *cluster* da coxa foi posicionado de forma que sua parte inferior ficasse acima da fossa poplíteia e que não houvesse nenhum desconforto ao voluntário durante a flexão do joelho. O *cluster* da pelve foi posicionado sobre o sacro, a partir da linha imaginária que une as espinhas ílfacas póstero-superiores. Todos os *clusters* do membro inferior foram posicionados de forma que as marcas de rastreamento ficassem em um posicionamento póstero-lateral para melhor captação de sinal pelas duas unidades CODA, posteriores a esteira, com exceção do *cluster* de antepé que ficava com suas marcas posicionadas anteriormente para melhor captação de sinal pela unidade CODA, anterior à esteira.

Após delimitação das marcas anatômicas e colocação dos *clusters*, o voluntário ficava descalço e em ortostatismo sobre a esteira. Uma primeira captura

de sinal no sistema *Codamotion* era realizada para identificação das marcas de rastreamento e início da criação do modelo biomecânico no programa Visual 3D. Logo em seguida, as marcas anatômicas foram identificadas por meio do posicionamento da extremidade do *pointer* nas demarcações anteriormente realizadas. Após isso, foi finalizado o modelo biomecânico, composto por marcas de rastreamento e marcas anatômicas virtuais.

Antes dos demais procedimentos, o voluntário foi calçado (FIG. 7). A posição zero das variáveis angulares da pelve, quadril e joelho foi determinada em coleta estática com o voluntário em ortostatismo por cinco segundos. Essa coleta foi realizada após o voluntário subir e descer a perna pelo menos sete vezes, de forma que, ao final, mantinha os pés posicionados em postura auto-selecionada, apoiando o peso em ambos os pés. Após essa primeira coleta, para determinar a posição zero das variáveis angulares do retropé e antepé, foi realizada três coletas estáticas por cinco segundos cada. Antes de cada uma dessas coletas, o pesquisador palpava a articulação talonavicular enquanto o voluntário realizava pronação e supinação do pé, para determinação da posição de subtalar em neutro, definida como a porção média da cabeça talar em relação ao navicular⁵⁴. Após o posicionamento da articulação subtalar em neutro bilateralmente, o voluntário foi solicitado a manter essa posição para que fosse realizada a coleta. Esse procedimento apresentou confiabilidade intraexaminador excelente⁵⁵ (ICC = 0,84) determinada em estudo piloto, em que foram avaliados 14 membros inferiores em dois momentos distintos com um intervalo de uma semana.

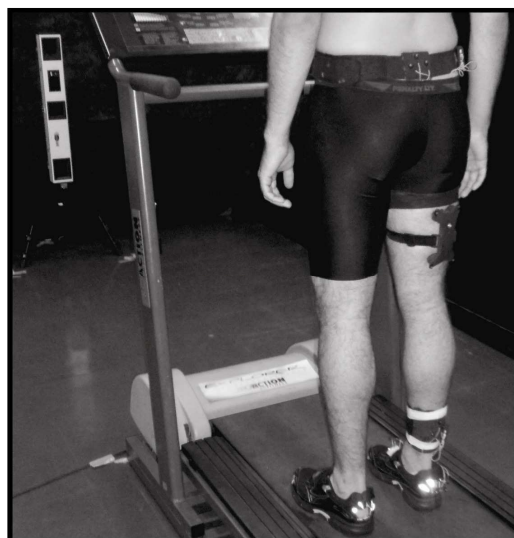


FIGURA 7 – Voluntário calçado

O próximo procedimento realizado consistiu na determinação da velocidade auto-selecionada do voluntário. O voluntário foi orientado a correr na velocidade que julgava ser o mais próximo da média que realizava durante o treino de corrida. Para isso, o painel da esteira foi ocluído de forma que somente o pesquisador poderia visualizar a velocidade registrada pelo equipamento. Em seguida, o pesquisador aumentou a velocidade da esteira gradativamente e quando o voluntário começava a correr, ele era questionado se a velocidade estava similar a média do treino ou se desejava aumentar ou diminuí-la. Caso julgasse que a velocidade estava similar, o pesquisador reduzia a velocidade e depois, aumentava novamente, colocando em uma velocidade que poderia ser a mesma da anterior, superior ou inferior e questionava o voluntário se a atual velocidade era similar a média do treino. Esse procedimento era repetido até que o voluntário acertasse a mesma velocidade auto-selecionada três vezes consecutivas. Nesse período, além da escolha da velocidade, o voluntário deveria se familiarizar com a esteira, assim, caso desejasse, poderia manter certa velocidade por algum período. O procedimento de escolha da velocidade auto-selecionada foi adaptado do apresentado por Ratcliffe e Holt⁵⁶ para

determinação da velocidade auto-selecionada de marcha. A confiabilidade intrateste desse procedimento foi excelente⁵⁵ (ICC = 0,84) determinada em estudo piloto com oito voluntários avaliados, em dois momentos distintos, com um intervalo de uma semana.

Após a escolha da velocidade, a coleta de dados era realizada, em que o voluntário deveria correr pelo menos 40 passadas. O voluntário não tinha conhecimento da quantidade exata de passadas. A contagem das passadas era feita pelo pesquisador, que era o responsável por avisar o fim da coleta ao voluntário. Ao final de cada coleta, o pesquisador checava no programa Visual 3D se o sistema havia captado de forma adequada o sinal das marcas de rastreamento. Caso fosse identificada perda de dados que pudesse comprometer a análise das variáveis dependentes deste estudo, a coleta era repetida. Esse procedimento poderia ser reapetido no máximo três vezes com cada voluntário.

2.5 Redução dos Dados

A análise dos dados foi realizada no programa Visual 3D. Inicialmente, foi criada a série temporal dos ângulos desejados nos três eixos de movimento: ângulos da pelve, definidos como o movimento da pelve em relação às coordenadas do laboratório; ângulos do quadril, definidos como movimento do fêmur em relação a pelve; ângulos do joelho, definidos como o movimento da perna em relação ao fêmur; ângulos do retropé, definidos como o movimento do retropé em relação à perna, com exceção do plano transversal desse ângulo. O ângulo tibia-retropé no plano transversal foi analisado como o movimento da perna em relação ao retropé para reproduzir melhor a cinemática da corrida³⁸. Além disso, foi investigado o

ângulo do antepé em relação ao retropé no eixo ântero-posterior. Como convenção, determinou-se como positivo os seguintes movimentos: no plano frontal, queda pélvica direita, adução do quadril e joelho, além da inversão dos segmentos do pé; no plano sagital, inclinação pélvica anterior, flexão do quadril e joelho, além da dorsiflexão do retropé; no plano transverso, rotação pélvica para esquerda; rotação medial de quadril, joelho e da perna em relação ao retropé.

A criação desses ângulos foi realizada tanto nos arquivos eletrônicos das coletas para determinação da posição zero angular quanto no arquivo de coleta da corrida. Para criação desses ângulos utilizou-se a seguinte sequência de Cardan: látero-medial, ântero-posterior e súpero-inferior. As séries temporais foram inicialmente filtradas por filtro Butterworth passa baixa de quarta ordem com frequência de corte de 9Hz³² e interpoladas por meio do ajuste de mínimos quadrados de um polinômio de terceira ordem, em que três quadros antes e depois de uma lacuna foram utilizados para calcular os coeficientes do polinômio. Além disso, só foram interpoladas lacunas com no máximo 10 quadros. Após isso, foi gerada a média do sinal da série temporal para cada ângulo da coleta estática inicial e para as três coletas em que o participante manteve a posição de subtalar em neutro. As séries temporais dos ângulos da pelve, quadril e joelho da coleta de corrida foram subtraídas da média do sinal da coleta estática. Já as séries temporais dos ângulos do retropé e antepé foram subtraídas do sinal médio das três coletas em que o voluntário manteve a subtalar em neutro. Dessa forma, os dados da coleta de corrida foram normalizados, excluindo a influência de colocação de *clusters* em regiões diferentes entre os voluntários. Além disso, a referência zero de cada ângulo levou em consideração as características morfológicas de cada voluntário identificadas na coleta estática e com a subtalar em neutro.

O contato inicial e a retirada do antepé foram determinados por procedimento que considera somente o dado cinemático. O contato inicial foi determinado como a posição vertical mínima da marca de rastreamento mais inferior do *cluster* de retopé. A retirada do antepé foi determinada como o segundo pico de extensão do joelho após o contato inicial. Fellin *et al*⁵⁷ determinaram que esse procedimento apresentou menor erro dentre outros quando comparado ao uso de esteira com plataforma de força acoplada para determinação desses eventos. Foram definidos os eventos de 15 passadas após as cinco primeiras das 40 coletadas. Monaghan, Delahunt e Caulfield⁵⁸ indicaram que a análise de 10 ciclos de marcha de coletas com o *Codamotion* apresenta uma maior confiabilidade intraexaminador das variáveis cinemáticas que análises com menor número de ciclos. Além disso, esses autores indicaram que as variáveis espaço-temporais apresentam confiabilidade intraexaminador excelente a partir de pelo menos dois ciclos de marcha analisados⁵⁸.

As variáveis espaço-temporais investigadas foram tempo total da passada, tempo de contato, tempo de balanço, frequência da passada, comprimento da passada e comprimento da fase de contato. Essas variáveis foram operacionalizadas como o proposto por Weyand *et al*⁵⁹: o tempo total da passada foi determinado como o tempo entre os contatos do mesmo pé; tempo de contato foi o tempo entre o contato inicial e a retirada do antepé; tempo de balanço como o tempo em que o pé não estava em contato com o solo; frequência da passada como o inverso do tempo total da passada; comprimento da passada como a distância percorrida na lona da esteira entre os períodos de contatos sucessivos do mesmo pé, ou seja, a razão da velocidade da esteira sobre a frequência da passada; comprimento da fase de contato como a distância horizontal percorrida pela lona da

esteira durante o período de contato, ou seja, o produto do tempo de contato e a velocidade da esteira.

As variáveis angulares investigadas foram a média da posição dos ângulos da pelve e das articulações do membro inferior no contato inicial e na retirada do antepé. Além disso, foi investigada a ADM média desses ângulos durante a fase de contato. Para isso, a ADM foi operacionalizada como a diferença entre o valor máximo e mínimo de cada ângulo por passada.

2.6 Análise Estatística

As características demográficas e de treinamento do grupo de corredores adultos jovens e idosos foram apresentadas por meio de média e desvio padrão. Para verificar se havia diferença nessas características e também na velocidade auto-selecionada entre os grupos realizou-se teste *t* independente. As variáveis dependentes foram agrupadas como espaço-temporais, posição no contato inicial, posição na retirada do antepé e ADM durante a fase de contato. Essas variáveis também foram apresentadas em média e desvio padrão para os corredores adultos jovens e idosos. Para cada grupo de variáveis dependentes investigadas realizou-se a análise de covariância multivariada (MANCOVA), por meio do teste estatístico de *Pillai's Trace*, considerando a velocidade auto-selecionada como covariável. Na presença de efeito principal dos fatores realizaram-se testes estatísticos univariados para investigar quais variáveis apresentaram diferença entre os grupos. As variáveis de ADM que apresentassem diferença entre grupos foram representadas em gráficos da média e intervalo de confiança (1,96 x erro padrão) de sua série temporal na fase de apoio para melhor interpretação dos achados. A série temporal foi

normalizada de 0 (contato inicial) a 101 (retirada do antepé). Além disso, os dados para gerar a série temporal foram normalizados quanto a velocidade auto-selecionada de cada voluntário. A análise estatística foi realizada por meio do aplicativo *Statistical Package for Social Sciences* (SPSS®) versão 15.0. O nível de significância (α) de 0,05 foi utilizado para todos os testes.

CAPÍTULO 3 – REFERÊNCIAS

1. WONG, L. L. R.; CARVALHO, J. A. O rápido processo de envelhecimento populacional do Brasil: sérios desafios para as políticas públicas. **R Bras Est Pop**, v. 23, n.1, p. 5-26, 2006.
2. CHAIMOWICZ, F. A saúde dos idosos brasileiros às vésperas do século XXI: problemas, projeções e alternativas. **Rev Saude Publica**, v. 31, n.2, p. 184-200, Apr. 1997.
3. CHODZKO-ZAJKO, W. J. *et al.* American College of Sports Medicine position stand. Exercise and physical activity for older adults. **Med Sci Sports Exerc**, v. 41, n.7, p. 1510-1530, July 2009.
4. NELSON, M. E. *et al.* Physical activity and public health in older adults: recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. **Med Sci Sports Exerc**, v. 39, n.8, p. 1435-1445, Aug. 2007.
5. MURPHY, M. H.; BLAIR, S. N.; MURTAGH, E. M. Accumulated versus continuous exercise for health benefit: a review of empirical studies. **Sports Med**, v. 39, n.1, p. 29-43, 2009.
6. 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, n.15, p. 1638-1646, Aug. 2008.
7. MAHARAM, L. G. *et al.* Masters athletes: factors affecting performance. **Sports Med**, v. 28, n.4, p. 273-285, Oct. 1999.
8. LEPERS, R.; CATTAGNI, T. Do older athletes reach limits in their performance during marathon running? **Age (Dordr)**, p. 1-9, May 2011.

9. ARAMPATZIS, A. *et al.* Why do older sprinters reach the finish line later? **Exerc Sport Sci Rev**, v. 39, n.1, p. 18-22, Jan. 2011.
10. KALLINEN, M.; ALEN, M. Sports-related injuries in elderly men still active in sports. **Br J Sports Med**, v. 28, n.1, p. 52-55, Mar. 1994.
11. MCKEAN, K. A.; MANSON, N. A.; STANISH, W. D. Musculoskeletal injury in the masters runners. **Clin J Sport Med**, v. 16, n.2, p. 149-154, Mar. 2006.
12. KORHONEN, M. T. *et al.* Aging, muscle fiber type, and contractile function in sprint-trained athletes. **J Appl Physiol**, v. 101, n.3, p. 906-917, Sept. 2006.
13. KORHONEN, M. T. *et al.* Biomechanical and skeletal muscle determinants of maximum running speed with aging. **Med Sci Sports Exerc**, v. 41, n.4, p. 844-856, Apr. 2009.
14. TARPENNING, K. M. *et al.* Endurance training delays age of decline in leg strength and muscle morphology. **Med Sci Sports Exerc**, v. 36, n.1, p. 74-78, Jan. 2004.
15. TRAPPE, S. Marathon runners: how do they age? **Sports Med**, v. 37, n.4-5, p. 302-305, 2007.
16. LAZARUS, N. R.; HARRIDGE, S. D. Inherent ageing in humans: the case for studying master athletes. **Scand J Med Sci Sports**, v. 17, n.5, p. 461-463, Oct. 2007.
17. ALNAQEEB, M.A.; AL ZAID, N.S.; GOLDSPINK, G. Connective tissue changes and physical properties of developing and ageing skeletal muscle. **J Anat**, v. 139 (Pt 4), p. 677-689, Dec. 1984.
18. HAUS, J.M. *et al.* Collagen, cross-linking, and advanced glycation end products in aging human skeletal muscle. **J Appl Physiol**, v. 103, n.6, p. 2068-2076, Dec. 2007.

19. WOLFARTH, S. *et al.* Age-related muscle stiffness: predominance of non-reflex factors. **Neuroscience**, v. 79, n.2, p. 617-628, July 1997.
20. GOSSELIN, L.E. *et al.* Effect of exercise training on passive stiffness in locomotor skeletal muscle: role of extracellular matrix. **J Appl Physiol**, v. 85, n.3, p. 1011-1016, Sept. 1998.
21. BROWN, M.; FISHER, J.S.; SALSICH, G. Stiffness and muscle function with age and reduced muscle use. **J Orthop Res**, v. 17, n.3, p. 409-414, May 1999.
22. CHESWORTH, B.M.; VANDERVOORT, A.A. Age and passive ankle stiffness in healthy women. **Phys Ther**, v. 69, n.3, p. 217-224, Mar. 1989.
23. GAJDOSIK, R.L.; VANDER LINDEN, D.W.; WILLIAMS, A.K. Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle-tendon unit of women. **Phys Ther**, v. 79, n.9, p. 827-838, Sept. 1999.
24. GAJDOSIK, R.L. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. **Clin Biomech (Bristol , Avon)**, v. 16, n.2, p. 87-101, Feb. 2001.
25. 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, n.Pt 20, p. 3907-3923, Oct. 2005.
26. BLICKHAN, R. The spring-mass model for running and hopping. **J Biomech**, v. 22, n.11-12, p. 1217-1227, 1989.
27. FARLEY, C.T.; GONZALEZ, O. Leg stiffness and stride frequency in human running. **J Biomech**, v. 29, n.2, p. 181-186, Feb. 1996.
28. MORIN, J.B. *et al.* Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. **J Biomech**, v. 40, n.15, p. 3341-3348, 2007.

29. ALEXANDER, R.M. Energy-saving mechanisms in walking and running. **J Exp Biol**, v. 160, p. 55-69, Oct. 1991.
30. NOVACHECK, T.F. The biomechanics of running. **Gait Posture**, v. 7, n.1, p. 77-95, Jan. 1998.
31. FUKUCHI, R.K.; DUARTE, M. Comparison of three-dimensional lower extremity running kinematics of young adult and elderly runners. **J Sports Sci**, v. 26, n.13, p. 1447-1454, Nov. 2008.
32. BUS, S.A. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. **Med Sci Sports Exerc**, v. 35, n.7, p. 1167-1175, July 2003.
33. CONOBOY, P.; DYSON, R. Effect of aging on the stride pattern of veteran marathon runners. **Br J Sports Med**, v. 40, n.7, p. 601-604, July 2006.
34. JUDGE, J.O.; DAVIS, R.B., III; OUNPUU, S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 51, n.6, p. M303-M312, Nov. 1996.
35. BURNFIELD, J.M. *et al.* The influence of lower extremity joint torque on gait characteristics in elderly men. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 81, n.9, p. 1153-1157, Sept. 2000.
36. RITTWEGGER, J. *et al.* Sprint and endurance power and ageing: an analysis of master athletic world records. **Proc Biol Sci**, v. 276, n.1657, p. 683-689, Feb. 2009.
37. WRIGHT, V.J.; PERRICELLI, B.C. Age-related rates of decline in performance among elite senior athletes. **Am J Sports Med**, v. 36, n.3, p. 443-450, Mar. 2008.
38. DELEO, A.T. *et al.* Lower extremity joint coupling during running: a current update. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 19, n.10, p. 983-991, Dec. 2004.

39. HAMILTON, N. Changes in sprint stride kinematics with age in master's athletes. **J Appl Biomech**, v. 9, n.1, p. 15-26, 1993.
40. FUKUCHI, R.K. *et al.* Support vector machines for detecting age-related changes in running kinematics. **J Biomech**, v. 44, n.3, p. 540-542, Feb. 2011.
41. SCHACHE, A.G. *et al.* The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. **Gait Posture**, v. 10, n.1, p. 30-47, Sept. 1999.
42. FRANZ, J.R. *et al.* Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. **Gait Posture**, v. 29, n.3, p. 494-498, Apr. 2009.
43. MCGIBBON, C.A. Toward a better understanding of gait changes with age and disablement: neuromuscular adaptation. **Exerc Sport Sci Rev**, v. 31, n.2, p. 102-108, Apr. 2003.
44. COFRE, L.E. *et al.* Aging modifies joint power and work when gait speeds are matched. **Gait Posture**, v. 33, n.3, p. 484-489, Mar. 2011.
45. TIBERIO, D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 9, n.4, p. 160-165, 1987.
46. MICHAUD, T. C. Abnormal Motion during the Gait Cycle. *In*:_____. **Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Foot Care**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1993. cap.3, p. 57-180.
47. TIBERIO, D. Pathomechanics of structural foot deformities. **Phys Ther**, v. 68, n.12, p. 1840-1849, Dec. 1988.
48. GROSS, K.D. *et al.* Varus foot alignment and hip conditions in older adults. **Arthritis Rheum**, v. 56, n.9, p. 2993-2998, Sept. 2007.

49. WORLD HEALTH ORGANIZATION Envelhecimento ativo: uma política de saúde. Brasília, v. 60, 2005.
50. DEAN, J.C.; KUO, A.D.; ALEXANDER, N.B. Age-related changes in maximal hip strength and movement speed. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 59, n.3, p. 286-292, Mar. 2004.
51. SADEGHI, H. *et al.* Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. **Gait Posture**, v. 12, n.1, p. 34-45, Sept. 2000.
52. CAPPOZZO, A. *et al.* Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. **Gait Posture**, v. 21, n.2, p. 186-196, Feb. 2005.
53. CAPPOZZO, A. *et al.* Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 10, n.4, p. 171-178, June 1995.
54. HOUCK, J.R.; TOME, J.M.; NAWOCZENSKI, D.A. Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. **Gait Posture**, v. 28, n.1, p. 29-37, July 2008.
55. FLEISS, J. L. Reliability of Measurement. *In*: _____. **The Design and Analysis of Clinical Experiments**. New York: John Wiley & Sons, 1986. cap.1, p.1-32.
56. RATCLIFFE, R.J.; HOLT, K.G. Low frequency shock absorption in human walking. **Gait Posture**, v. 5, p. 93-100, 1997.
57. FELLIN, R.E. *et al.* Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. **J Sci Med Sport**, v. 13, n.6, p. 646-650, Nov. 2010.
58. MONAGHAN, K.; DELAHUNT, E.; CAULFIELD, B. Increasing the number of gait trial recordings maximises intra-rater reliability of the CODA motion analysis system. **Gait Posture**, v. 25, n.2, p. 303-315, Feb. 2007.

59. WEYAND, P.G. *et al.* Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. **J Appl Physiol**, v. 89, n.5, p. 1991-1999, Nov. 2000.

CAPÍTULO 4 – ARTIGO

COMPARAÇÃO DA CINEMÁTICA DE PELVE E MEMBRO INFERIOR DE
CORREDORES ADULTOS E IDOSOS DURANTE A CORRIDA**RESUMO**

CONTEXTUALIZAÇÃO: Corredores idosos apresentam diferenças em variáveis espaço-temporais e angulares durante a corrida quando comparados a adultos. A cinemática de pelve, quadril e antepé poderia contribuir com o entendimento dessas diferenças. **OBJETIVOS:** Investigar as diferenças entre corredores adultos jovens e idosos nas características espaço-temporais e cinemáticas da pelve e do membro inferior durante a corrida. **MÉTODOS:** 20 corredores adultos jovens ($25,85 \pm 3,69$ anos) e 20 corredores idosos ($65,30 \pm 4,22$ anos) foram avaliados em esteira durante corrida em velocidade auto-selecionada. Foram investigadas variáveis espaço-temporais e angulares de pelve e membro inferior dominante no contato inicial e na retirada do antepé, além da amplitude de movimento (ADM) na fase de contato. Análise de covariância multivariada, considerando velocidade como covariável, foi realizada para cada grupo dessas variáveis. Na presença de efeito principal, testes univariados foram realizados para investigar quais variáveis apresentavam diferença entre grupos. As variáveis de ADM que apresentassem diferença entre grupos foram representadas em gráficos da sua série temporal. **RESULTADOS:** Idosos apresentaram redução do tempo total e comprimento da passada, tempo e comprimento da fase de contato, além de aumento na frequência da passada ($p < 0,01$). As variáveis angulares não apresentaram diferença entre grupos no contato inicial ($p = 0,11$), mas foram diferentes na retirada do antepé ($p < 0,01$). Nessa fase, foi observada menor extensão do quadril ($p < 0,01$) e maior abdução do joelho ($p = 0,01$) em idosos. A ADM apresentou-se reduzida nos três planos de movimento do quadril ($p \leq 0,05$) e no plano transversal do ângulo tíbia-retropé ($p = 0,02$) de idosos. **CONCLUSÕES:** As diferenças espaço-temporais indicam que o padrão de corrida de idosos é caracterizado por um sistema mais rígido com menor capacidade de produção de força. Diferenças cinemáticas entre corredores idosos e adultos foram observadas principalmente no quadril e também podem estar relacionadas a menor capacidade de geração de força por corredores idosos.

INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, observou-se um aumento do número de corredores acima de 60 anos¹. Em geral, esses corredores apresentam redução da capacidade de produzir força muscular e da rigidez de tendões quando comparados a corredores adultos jovens^{2;3}. Considerando as características fisiológicas e biomecânicas relacionadas ao envelhecimento, a cinemática da corrida de idosos pode fornecer informações sobre as estratégias utilizadas pelo sistema musculoesquelético para produção do gesto esportivo. Além disso, a cinemática de corredores idosos pode ser um dos fatores relacionados ao perfil de lesões esportivas desse grupo que difere de atletas de outras faixas etárias^{4;5}. Dessa forma, a compreensão das diferenças na cinemática da corrida entre idosos e adultos pode favorecer o planejamento de intervenções para melhora do desempenho e prevenção de lesões esportivas em corredores idosos.

Características espaço-temporais estão relacionadas com o armazenamento e retorno de energia elástica pelos tecidos durante a corrida^{6;7}. Estudos indicam que o aumento na frequência da passada assim como a redução da duração da fase de contato estão associados com o aumento na rigidez de membro inferior^{6;7}. Além disso, o comprimento da passada está relacionado com a capacidade de gerar força muscular^{8;9}. Como corredores apresentam alterações teciduais com o envelhecimento^{2;3}, as variáveis espaço-temporais poderiam se alterar. Contudo, poucos estudos investigaram essas variáveis em corredores idosos e alguns de seus resultados são contraditórios¹⁰⁻¹². Corredores idosos apresentaram aumento na frequência e redução no comprimento da passada em dois estudos^{10;12}, enquanto outro estudo não observou diferença nessas variáveis¹¹. Dessa forma, a investigação de variáveis espaço-temporais em corredores idosos poderia contribuir

com o entendimento da relação das alterações nas características teciduais relacionadas ao envelhecimento e da produção do gesto esportivo.

Estudos do comportamento articular durante a corrida de idosos se restringiram à investigação do joelho e do ângulo tibia-retropé^{3;10;12}. No joelho, observou-se menor amplitude de movimento (ADM) no plano sagital^{3;10;12} e um posicionamento em maior flexão no contato inicial^{10;12} em corredores idosos quando comparados a adultos. Além disso, outro estudo observou que corredores idosos apresentam menor ADM no plano transversal do segmento perna em relação ao pé¹². Bus¹⁰ identificou menor ADM de flexão plantar em idosos, enquanto outro estudo não identificou diferença nessa variável entre as faixas etárias¹². No plano frontal, não foi observada diferença na ADM do ângulo tibia-retropé e na magnitude do pico de eversão^{10;12}, mas esse pico ocorreu mais precocemente em corredores idosos que nos adultos¹².

Características dos movimentos de pelve, quadril e antepé estão associadas à cinemática de membro inferior. Durante a corrida, o tamanho da passada está associado à amplitude de flexão do quadril no contato inicial e de anteversão pélvica na segunda parte da fase de contato^{13;14}. A adução do quadril e o movimento pélvico no plano frontal minimizam a transferência do movimento do membro inferior para o tronco¹³. Além disso, o movimento do antepé no plano frontal durante a locomoção está associado à rotação da perna e aos movimentos do joelho no plano sagital devido ao acoplamento existente entre antepé e retropé e desse com a perna¹⁵⁻¹⁷. Tiberio¹⁵ sugeriu ainda que o quadril pode compensar alterações de alinhamento provenientes do pé. Estudos com idosos demonstram maior contribuição do quadril na geração de torque para o início da fase de balanço na marcha^{18;19} e que o varismo de antepé nessa população é associado a queixas de dores e histórico de

artroplastia total no quadril²⁰. Considerando a relevância na locomoção, a investigação das características cinemáticas de pelve, quadril e antepé em corredores idosos poderia auxiliar na compreensão das diferenças observadas entre idosos e adultos durante a corrida. Além disso, as características espaço-temporais e cinemáticas de corredores idosos devem refletir as estratégias utilizadas para geração do gesto esportivo dado as alterações teciduais relacionadas com o envelhecimento. Assim, o objetivo deste estudo foi investigar as diferenças entre corredores adultos jovens e idosos nas características espaço-temporais e cinemáticas da pelve e do membro inferior durante a corrida.

MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo trata-se de um estudo transversal com 40 corredores do sexo masculino, recrutados por conveniência em associações, locais de treinamento e eventos competitivos de corrida. Esses corredores foram divididos em 20 adultos jovens ($25,85 \pm 3,69$ anos) e 20 idosos ($65,30 \pm 4,22$ anos). O tamanho amostral foi determinado em estudo piloto com cinco corredores em cada grupo, considerando nível de significância de 0,05 e poder estatístico de 0,80. Os dois grupos não apresentaram diferença nas características antropométricas e da prática esportiva investigadas, com exceção de que os idosos apresentavam menor estatura e maior tempo de prática de corrida (Tabela 1). Os critérios de inclusão foram: (1) Possuir idade entre 18-30 anos para os corredores adultos jovens e idade igual ou superior a 60 anos para os idosos²¹; (2) Praticar corrida há pelo menos um ano; (3) Treinar corrida pelo menos uma vez por semana; (4) Ter participado de eventos competitivos de corrida de média ou longa distância no último ano^{2;3}; (5) Não ter

realizado cirurgia em membros inferiores nos últimos seis meses; (6) Não ter apresentado lesão esportiva no último mês. Lesão foi definida como qualquer evento que tenha afetado a habilidade de treinar ou competir corrida⁵. Foram excluídos os voluntários que apresentaram queixa de qualquer desconforto em membros inferiores durante a avaliação que impossibilitasse a sua continuidade. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Instituição sob o parecer nº ETIC 0526.0.203.000-10.

Inserir Tabela 1

Instrumentos e Medidas

Estatura e massa corporal foram mensuradas por meio de balança com estadiômetro (Filizola S.A., São Paulo, Brasil). A dominância foi determinada pela indicação do voluntário de qual membro inferior escolheria para chutar uma bola^{22;23}. As características da prática esportiva foram coletadas por meio de questionário elaborado pelos pesquisadores e englobaram tempo de prática, características atuais de treinamento (frequência semanal, duração e distância) e quantidade de participações em competições de corrida no último ano.

As variáveis cinemáticas da pelve e membro inferior dominante foram investigadas com o sistema de análise de movimento tri dimensional *Codamotion* (Charnwood Dynamics Ltd, Inglaterra), que consiste em três unidades CODA (*Cartesian Optoelectronic Dynamic Anthropometer*) e computador com o programa Visual 3D v.4.92 (C-Motion Inc, Estados Unidos), utilizado para coleta e processamento de dados. Para rastrear o movimento, utilizaram-se *clusters*, dispositivos rígidos com três marcadores ativos, colocados em cada segmento

corporal. Marcas virtuais anatômicas foram identificadas por palpação e definidas com o *Codamotion Pointer*²⁴, utilizando-se as seguintes proeminências como referência: parte mais superior da crista íliaca direita e esquerda; trocânter maior direito e esquerdo; epicôndilos lateral e medial do fêmur; maléolos lateral e medial; sustentáculo do tálus; tuberosidade peroneal; base e cabeça do primeiro e quinto metatarsos. A delimitação das marcas anatômicas de todos os voluntários foi realizada pelo mesmo pesquisador. A determinação das marcas anatômicas assim como a coleta de dados foi realizada em frequência de amostragem de 100Hz¹⁰.

Os voluntários correram em esteira ergométrica *ProAction G635 Explorer* (BH Fitness, Espanha), sem inclinação de sua base, utilizando tênis *Crusader 4* (Mizuno Inc, Vietnã), caracterizado pelo fabricante como de pisada neutra. Os tênis possuíam numeração de 35 a 44 e foram adaptados para coleta de dados por meio da retirada da lingueta e realização de uma abertura posterior para permitir a captação do sinal dos *clusters* de antepé e retropé.

Procedimentos

Após assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, foram realizadas as medidas antropométricas e aplicado o questionário. O voluntário vestiu um short elástico e foram fixados os *clusters* nos segmentos corporais e as baterias dos marcadores ativos. Com o voluntário descalço sobre a esteira, inicialmente o sistema identificou as marcas de rastreamento para, em seguida, identificar as marcas anatômicas. O voluntário foi calçado (Figura 1) e realizou-se uma captura estática de cinco segundos e posteriormente, três coletas de cinco segundos com o voluntário mantendo a subtalar em neutro, posicionada previamente pelo pesquisador²⁵. Esse procedimento apresentou confiabilidade intraexaminador

excelente²⁶ (ICC=0,84) em estudo piloto com 14 membros inferiores avaliados em dois momentos distintos, em intervalo de uma semana.

Inserir Figura 1

Durante a corrida, o voluntário correu 40 passadas em velocidade auto-selecionada. No procedimento para determinação dessa velocidade, o voluntário foi orientado a escolher a velocidade mais similar àquela realizada em seu treino, indicando ao pesquisador para aumentar ou diminuir a velocidade da esteira. Somente o pesquisador tinha acesso ao registro de velocidade. Quando o voluntário julgasse que a velocidade era similar, o pesquisador a reduzia e depois a colocava em um valor igual ao anterior, superior ou inferior e questionava novamente o voluntário²⁷. Esse procedimento era repetido até que o voluntário acertasse a mesma velocidade três vezes consecutivas²⁷. A confiabilidade intrateste desse procedimento foi excelente²⁶ (ICC=0,84) em estudo piloto com oito voluntários avaliados em dois momentos distintos, com intervalo de uma semana.

Redução dos Dados

Inicialmente, foi gerada a série temporal dos ângulos nos três eixos de movimento: ângulos pélvicos, definidos como o movimento da pelve em relação às coordenadas do laboratório e ângulos do quadril, joelho e retropé, definidos como o movimento do segmento distal em relação ao proximal, com exceção do ângulo tibia-retropé no plano transversal, analisado como o movimento da perna em relação ao retropé para reproduzir melhor a cinemática da corrida¹⁷. Foi investigado também, o ângulo do antepé em relação ao retropé no eixo ântero-posterior. Determinou-se como positivo os movimentos de queda pélvica direita; adução do quadril e joelho;

inversão dos segmentos do pé; inclinação pélvica anterior; flexão do quadril e joelho; dorsiflexão do retropé; rotação pélvica para esquerda; rotação medial de quadril, joelho e da perna em relação ao retropé.

Os dados foram filtrados por filtro Butterworth passa baixa de quarta ordem com frequência de corte de 9Hz¹⁰ e interpolados quando apresentavam lacunas com no máximo 10 quadros. As séries temporais dos ângulos da pelve, quadril e joelho durante a corrida foram subtraídas da média do sinal da coleta estática. Já as séries temporais dos ângulos do retropé e antepé foram subtraídas do sinal médio das três coletas em que o voluntário manteve a subtalar em neutro. O contato inicial foi definido como a posição vertical mínima da marca mais inferior do *cluster* de retropé e a retirada do antepé como o segundo pico de extensão do joelho após o contato inicial²⁸. Foram analisadas 15 passadas após as cinco primeiras das 40 coletadas. As variáveis espaço-temporais investigadas foram: tempo total, frequência e comprimento da passada; tempo e comprimento da fase de contato, além de tempo de balanço, operacionalizadas de acordo com Weyand *et al*²⁹. As variáveis angulares investigadas foram média angular no contato inicial e na retirada do antepé e ADM média durante a fase de contato. Para isso, a ADM foi operacionalizada como a diferença entre o valor máximo e mínimo de cada ângulo na fase de contato.

Análise Estatística

As características demográficas e de treinamento do grupo de corredores adultos jovens e idosos foram apresentadas em média e desvio padrão. Para verificar se havia diferença nessas características e também na velocidade auto-selecionada entre os grupos realizou-se teste *t* independente. As variáveis dependentes foram apresentadas em média e desvio padrão, além de serem

agrupadas como espaço-temporais, posição no contato inicial, posição na retirada do antepé e ADM na fase de contato. Para cada grupo dessas variáveis dependentes realizou-se a análise de covariância multivariada (MANCOVA) por meio do teste de *Pillai's Trace*, considerando a velocidade auto-selecionada como covariável. Na presença de efeito principal dos fatores realizaram-se testes univariados para investigar quais variáveis apresentaram diferença entre os grupos de corredores. As variáveis de ADM que apresentassem diferença entre grupos foram representadas em gráficos da média e intervalo de confiança ($1,96 \times$ erro padrão) de sua série temporal na fase de apoio para melhor interpretação dos achados. A série temporal foi normalizada de 0 (contato inicial) a 101 (retirada do pé). Além disso, os dados para gerar a série temporal foram normalizados quanto à velocidade auto-selecionada de cada voluntário. A análise estatística foi realizada por meio do aplicativo *Statistical Package for Social Sciences (SPSS®)* versão 15.0. O nível de significância de 0,05 foi utilizado para todos os testes.

RESULTADOS

A média e desvio padrão das variáveis espaço-temporais estão apresentados na Tabela 2 e as variáveis angulares no contato inicial, retirada e ADM, na Tabela 3. A velocidade auto-selecionada escolhida pelos corredores idosos ($2,74 \pm 0,55$) foi significativamente menor que pelos adultos jovens ($3,19 \pm 0,59$), $t(38)=2,49$, $p=0,02$. Houve um efeito significativo do grupo de corredores nas variáveis espaço-temporais, $F(6,32)=1695,87$, $p<0,01$. A análise de variância univariada identificou que o tempo total da passada, $F(1,37)=12,12$, $p<0,01$, e comprimento da passada, $F(1,37)=233,34$, $p<0,01$; tempo da fase de contato, $F(1,37)=10,85$, $p<0,01$ e

comprimento da fase de contato, $F(1,37)=13,77$, $p<0,01$, estavam significativamente reduzidos nos idosos. Além disso, a frequência da passada, $F(1,37)=11,55$, $p<0,01$, estava aumentada em idosos. O tempo de balanço não apresentou diferença entre os grupos, $F(1,37)=1,87$, $p=0,18$.

Inserir Tabela 2

Inserir Tabela 3

Não foi observado efeito significativo entre os grupos no posicionamento angular no contato inicial, $F(13,25)=1,76$, $p=0,11$. Entretanto, houve diferença significativa na retirada do antepé, $F(13,25)=3,00$, $p<0,01$. A análise de variância univariada identificou que o quadril estava menos estendido, $F(1,37)=12,45$, $p<0,01$, e joelho mais abduzido, $F(1,37)=7,11$, $p=0,01$, significativamente, em idosos que em adultos jovens na retirada do antepé. Não houve diferença entre os grupos para as seguintes variáveis na retirada do antepé: pelve no plano frontal, $F(1,37)=3,04$, $p=0,09$, sagital, $F(1,37)=0,99$, $p=0,33$, e transverso, $F(1,37)=0,23$, $p=0,63$; quadril no plano frontal, $F(1,37)=0,03$, $p=0,87$, e transverso, $F(1,37)=2,63$, $p=0,11$; joelho no plano sagital, $F(1,37)=1,01$, $p=0,32$ e transverso, $F(1,37)=1,17$, $p=0,29$; tíbia-retropé no plano frontal, $F(1,37)=0,21$, $p=0,65$, sagital, $F(1,37)=3,13$, $p=0,09$ e transverso, $F(1,37)<0,01$, $p=0,99$; retropé-antepé no plano frontal, $F(1,37)<0,01$, $p=0,99$.

Houve um efeito principal de grupo na ADM durante a fase de contato, $F(13,25)=3,44$, $p<0,01$. A análise de variância univariada revelou redução significativa na ADM do quadril no plano frontal, $F(1,37)=8,31$, $p=0,01$, e no plano sagital, $F(1,37)=23,01$, $p<0,01$, assim como do ângulo tíbia-retropé no plano transversal, $F(1,37)=6,25$, $p=0,02$, em idosos. O quadril no plano transversal

apresentou valor de significância marginal, $F(1,37)=4,04$, $p=0,05$, representando também menor ADM em idosos. Não houve diferenças entre os grupos para as seguintes variáveis: pelve no plano frontal, $F(1,37)=3,03$, $p=0,09$, sagital, $F(1,37)=0,18$, $p=0,67$, e transversal, $F(1,37)=1,62$, $p=0,21$; joelho no plano frontal, $F(1,37)=0,77$, $p=0,39$, sagital $F(1,37)=0,10$, $p=0,75$ e transversal, $F(1,37)=0,01$, $p=0,94$; tibia-retropé no plano frontal, $F(1,37)=0,53$, $p=0,47$, sagital, $F(1,37)=2,52$, $p=0,12$ e transversal, $F(1,37)=6,25$, $p=0,02$; retropé-antepé no plano frontal, $F(1,37)=2,80$, $p=0,10$. As séries temporais dos ângulos do quadril nos três planos e do ângulo tibia-retropé no plano transversal estão representadas na Figura 2.

Inserir Figura 2

DISCUSSÃO

Este estudo investigou as características espaço-temporais e cinemáticas de pelve e membro inferior dominante entre corredores adultos jovens e idosos durante a corrida. Nas variáveis espaço-temporais, observou-se redução do tempo total e comprimento da passada, tempo e comprimento da fase de contato, além de aumento na frequência da passada em idosos. O posicionamento angular da pelve e das articulações do membro inferior no contato inicial não foi diferente entre os grupos. Contudo, na retirada do antepé, os idosos apresentaram o quadril menos estendido e o joelho mais abduzido que os adultos. Além disso, os idosos apresentaram redução da ADM do quadril nos três planos de movimento e do ângulo tibia-retropé no plano transversal.

O tempo total da passada apresentou-se reduzido em idosos devido à redução do tempo da fase de contato, uma vez que não foi observada diferença para o tempo de balanço. Como a frequência da passada é determinada pelo tempo de contato e balanço⁷, o aumento observado da frequência também ocorreu devido à redução no tempo de contato. O aumento na frequência da passada encontrado neste estudo corrobora duas outras investigações^{10;12}. Morin *et al*⁷ indicaram que o tempo de contato é uma variável altamente relacionada a rigidez de membro inferior. Essa relação sugere que corredores idosos apresentaram maior rigidez de membro inferior durante a corrida do que os adultos. A corrida pode ser caracterizada por um modelo biomecânico do tipo massa e mola^{6;7;30}. Nesse modelo, uma frequência mais alta da passada em um sistema rígido permite maior aproveitamento do armazenamento e liberação de energia pelos tecidos elásticos do membro inferior, como músculo e tendão. Isso ocorre uma vez que a compressão e liberação de uma mola mais rígida acontecem em um período de tempo mais curto. Além disso, a redução do comprimento da passada observada facilita o retorno da energia elástica armazenada no músculo e no tendão. A redução no comprimento da passada também já foi verificada por dois outros estudos^{10;12}. Dessa forma, o padrão de corrida de idosos observado foi caracterizado por uma maior rigidez em membro inferior durante o gesto esportivo.

Alterações relacionadas ao envelhecimento podem contribuir com as diferenças nas variáveis espaço-temporais observadas entre corredores idosos e adultos. O aumento de rigidez de membro inferior em idosos saudáveis foi também observado durante a tarefa de descer degraus^{31;32}. Hortobágyi e DeVita³² identificaram que, durante essa atividade, idosos apresentavam maior pré e co-ativação muscular que jovens e isso explicava a maior parte da variância na rigidez

de membro inferior nesses grupos quando analisados em conjunto. Mian *et al*³³ identificaram maior co-ativação muscular em idosos saudáveis durante a marcha e que essa característica poderia explicar parcialmente o maior custo metabólico apresentado quando comparado a jovens. Outro fator que poderia contribuir com o aumento de rigidez seria alteração do componente passivo tecidual. Estudos indicam que o músculo de idosos apresenta maior quantidade de tecido conectivo^{34;35} assim como de pontes cruzadas de colágeno³⁶, o que poderia aumentar a rigidez passiva desse tecido. Contudo, essa observação foi verificada somente em estudos com animais^{34;35;37}, sendo que em humanos, as investigações indicam tanto que não há diferença quanto redução da rigidez passiva articular (tecido articular e periarticular, incluindo músculos) de idosos comparados a adultos^{38;39}. Esses resultados podem indicar que as alterações no tecido conectivo muscular não são suficientes para aumentar a rigidez devido à perda de massa muscular que ocorre com o aumento da idade⁴⁰. Além disso, outro fator que deve ser considerado é que a prática de atividade física pode reduzir a deposição de colágeno no músculo com o envelhecimento⁴⁰ e que já foi identificada uma menor rigidez de tendões em corredores idosos^{3;41}. Assim, apesar da ausência de estudos que investigaram a atividade muscular e a complacência do componente passivo articular em corredores idosos, a maior rigidez de membro inferior durante a corrida pode estar relacionada à maior co-contração muscular.

Corredores idosos apresentaram redução do comprimento da passada e da fase de contato. O aumento da frequência e a redução do comprimento da passada podem explicar a redução na velocidade auto-selecionada em corredores idosos quando comparados aos adultos. Para identificar qual variável (frequência ou comprimento da passada) apresentou maior diferença entre grupos, realizou-se uma

análise posterior para determinar o tamanho do efeito da diferença entre os grupos. Observou-se que o comprimento da passada apresentava tamanho de efeito superior ao da frequência ($d=1,35$ versus $1,18$). Como as características da frequência da passada estão principalmente relacionadas à rigidez do membro inferior⁶ e o comprimento da passada relacionado com a força muscular^{8;42}, possivelmente a redução da capacidade de gerar força muscular foi o fator que mais se associou a redução da velocidade de corrida com o aumento da idade. Estudos com corredores idosos indicam que a redução da capacidade de produção de força muscular está relacionada com a perda de massa muscular e menor rigidez de tendões nessa população quando comparados a corredores adultos^{2;3;41}.

O presente estudo não observou diferenças no posicionamento de pelve e das articulações do membro inferior no contato inicial entre corredores idosos e adultos jovens. Esse resultado difere de outros estudos que identificaram maior flexão do joelho no contato inicial em corredores idosos^{10;12}. Essa diferença entre investigações pode estar relacionada a seleção da velocidade de corrida durante o teste. Um estudo pré-determinou uma mesma velocidade para todos os corredores¹², enquanto outro estudo utilizou velocidade pré-determinada e auto-selecionada¹⁰. Contudo, na velocidade auto-selecionada, essa investigação não apresentou controle estatístico para a influência de diferentes velocidades sobre as variáveis cinemáticas¹⁰. Como a velocidade de locomoção influencia a cinemática de membro inferior^{43;44}, os resultados dessa investigação podem ter sido influenciados por diferenças entre voluntários em termos da velocidade auto-selecionada. Uma comparação entre a média da velocidade auto-selecionada no presente estudo ($2,74 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) e aquela imposta aos corredores em estudos anteriores ($3,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ e $3,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) sugere que, nesses estudos, os idosos podem ter corrido em velocidade superior a

habitual. Assim, investigações anteriores podem ter apresentado diferenças na cinemática do joelho entre idosos e adultos devido a um artefato experimental causado pela imposição de velocidade de corrida pré-determinada. Diferentemente, os resultados do presente estudo demonstram que, em velocidades auto-selecionadas, não existem diferenças entre adultos e idosos no posicionamento do joelho no contato inicial.

Na retirada do antepé, os idosos apresentaram o quadril menos estendido e joelho mais abduzido que os adultos. O quadril menos estendido na retirada do pé já foi observado em idosos saudáveis em velocidade rápida de marcha quando comparado a jovens⁴⁵⁻⁴⁷. Além disso, nessa fase da marcha, observa-se maior contribuição dos flexores de quadril do que flexores plantares de tornozelo para o início da fase de balanço em idosos^{18;19}. Na corrida, a magnitude da extensão do quadril no final do contato está associada ao comprimento da passada⁴⁸. Dessa forma, a menor extensão do quadril pode estar relacionada à maior contribuição relativa de flexores dessa articulação para progressão do membro inferior e ser um dos fatores que se associam com o menor comprimento da passada identificado nesse grupo.

Na fase de retirada do antepé, a maior abdução do joelho observada em idosos deveria estar associada a maior abdução e rotação medial de quadril, como as relatadas em pacientes com síndrome da dor patelofemoral^{49;50}. Além disso, alterações no alinhamento do plano frontal de quadril e retropé também já foram relacionadas a alterações nesse plano do joelho em idosos com osteoartrite⁵¹. Contudo, no presente estudo, não foram observadas diferenças entre os grupos de corredores nesses planos de movimento do quadril e retropé na fase de retirada do

antepé, o que torna a interpretação da maior abdução do joelho em idosos nessa fase limitada.

Corredores idosos apresentaram redução da ADM do quadril nos três planos de movimento e do ângulo tibia-retropé no plano transverso quando comparados aos corredores adultos. A diferença da ADM do quadril no plano transverso entre os grupos apresentou valor marginal de significância, que pode estar relacionado a maior variabilidade do valor máximo na curva da série temporal em idosos (Figura 2D). A redução do ângulo tibia-retropé no plano transverso também foi observada por Fukuchi e Duarte¹². Entretanto, as reduções na ADM do joelho^{10;12} e do ângulo tibia-retropé¹⁰ no plano sagital relatadas por outros estudos não foi identificada na atual investigação. Essas diferenças entre os resultados do estudo atual e os demais podem estar relacionadas ao procedimento de determinação da velocidade de corrida, como discutido anteriormente.

No plano transverso, a redução na ADM do ângulo tibia-retropé e do quadril foram caracterizadas pela menor excursão de rotação lateral em idosos (Figura 2A e 2D). Além disso, ao analisar as curvas da série temporal desses ângulos (Figura 2A e 2D), observa-se uma diferença superior ao intervalo de confiança de cada grupo principalmente próximo à retirada do antepé. A redução da ADM no plano transverso da perna em relação ao retropé não foi acompanhada por alterações na ADM do plano frontal dos segmentos do pé, como seria esperado pelo acoplamento desses segmentos^{16;17}. Provavelmente, a redução do ângulo tibia-retropé é devido a menor ADM de quadril no plano transverso⁵². A literatura é restrita quanto a investigação da cinemática de quadril no plano transverso em idosos saudáveis. Em corredoras jovens, observou-se que o desempenho dos músculos do quadril é preditor da rotação medial dessa articulação⁵³. Assim, a redução de força dos músculos do

quadril relatada em idosos⁵⁴, provavelmente foi o fator que favoreceu a redução de ADM de rotação lateral de quadril em corredores idosos.

O quadril no plano frontal de corredores idosos apresentou menor amplitude de seu comportamento angular, tanto nos períodos de maior adução quanto nos de maior abdução quando comparado ao de adultos (Figura 2B). Os movimentos que ocorrem no plano frontal do quadril durante a corrida estão relacionados a estratégias para absorção da carga⁴⁸. Dessa forma, a redução da ADM nesse plano do quadril pode indicar uma redução da absorção da carga por meio desse movimento em idosos.

No plano sagital, observou-se que o quadril apresentou menor extensão durante toda fase de apoio em idosos, principalmente próximo a retirada do antepé (Figura 2C). Estudos que investigaram a marcha de idosos identificaram tanto aumento da ADM de quadril nesse plano quanto ausência de alteração dessa variável quando comparado a adultos^{8;55}. A menor ADM no plano sagital do quadril pode indicar menor desempenho dos extensores do quadril na geração de potência, principalmente durante a primeira parte da fase de contato¹³. Burnfield *et al*⁹ indicaram que o torque dos extensores do quadril de idosos é associado ao comprimento da passada e a velocidade de marcha. Além disso, a ADM nesse plano do quadril está associada ao comprimento da passada durante a corrida⁴⁸. Assim, a menor ADM no plano sagital do quadril em corredores idosos pode estar associada ao menor desempenho dos extensores do quadril e contribuir com o menor comprimento da passada observado nesse grupo.

Este estudo apresentou algumas limitações. Os corredores não utilizaram o calçado habitual, o que poderia alterar a cinemática de membro inferior. Contudo, a análise da cinemática da corrida com diferentes tênis poderia introduzir uma

variabilidade devido as diferentes características do calçado, como amortecimento e tipo de pisada. A padronização do tênis também foi necessária devido as adaptações realizadas para a captação do sinal dos *clusters* do pé. Além disso, os voluntários durante o período de escolha da velocidade auto-selecionada tiveram tempo para se familiarizar com o tênis utilizado na coleta.

A maior parte das diferenças observadas nas variáveis espaço-temporais e angulares entre os corredores adultos jovens e idosos parece estar relacionada a menor capacidade de gerar força muscular pelos idosos. Essa característica pode estar associada a maior susceptibilidade desses atletas a lesões por *overuse*, como lesões por estiramento muscular e tendinopatias, comuns ao grupo de corredores idoso. Dessa forma, programas de fortalecimento muscular, principalmente de músculos relacionados a propulsão, como flexores plantares e extensores de quadril, em corredores idosos poderiam contribuir com a melhora do desempenho na corrida e prevenção de lesões esportivas.

CONCLUSÃO

Corredores idosos apresentam redução do tempo total e comprimento da passada, tempo e comprimento da fase de contato, além de aumento na frequência da passada quando comparados a adultos. Essas diferenças espaço-temporais podem indicar que o padrão de corrida de idosos é caracterizado por um sistema mais rígido e com menor capacidade de produção de força. Além disso, o posicionamento angular no contato inicial não foi diferente entre esses grupos. Na retirada do antepé, os idosos apresentaram quadril menos estendido e joelho mais abduzido. Os idosos apresentaram ainda redução da ADM do quadril no plano

frontal, sagital e transverso e do ângulo tibia-retropé no plano transverso. Essas diferenças cinemáticas entre os grupos de corredores também podem estar relacionadas a menor capacidade de geração de força por corredores idosos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Lepers R, Cattagni T. Do older athletes reach limits in their performance during marathon running? *Age (Dordr)* 2011 May 27.
2. Tarpenning KM, Hamilton-Wessler M, Wiswell RA, Hawkins SA. Endurance training delays age of decline in leg strength and muscle morphology. *Med Sci Sports Exerc* 2004 Jan;36(1):74-8.
3. 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* 2005 Oct;208(Pt 20):3907-23.
4. Kallinen M, Alen M. Sports-related injuries in elderly men still active in sports. *Br J Sports Med* 1994 Mar;28(1):52-5.
5. McKean KA, Manson NA, Stanish WD. Musculoskeletal injury in the masters runners. *Clin J Sport Med* 2006 Mar;16(2):149-54.
6. Farley CT, Gonzalez O. Leg stiffness and stride frequency in human running. *J Biomech* 1996 Feb;29(2):181-6.
7. Morin JB, Samozino P, Zameziati K, Belli A. Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *J Biomech* 2007;40(15):3341-8.
8. Judge JO, Davis RB, III, Ounpuu S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1996 Nov;51(6):M303-M312.
9. Burnfield JM, Josephson KR, Powers CM, Rubenstein LZ. The influence of lower extremity joint torque on gait characteristics in elderly men. *Arch Phys Med Rehabil* 2000 Sep;81(9):1153-7.

10. Bus SA. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. *Med Sci Sports Exerc* 2003 Jul;35(7):1167-75.
11. Conoboy P, Dyson R. Effect of aging on the stride pattern of veteran marathon runners. *Br J Sports Med* 2006 Jul;40(7):601-4.
12. Fukuchi RK, Duarte M. Comparison of three-dimensional lower extremity running kinematics of young adult and elderly runners. *J Sports Sci* 2008 Nov;26(13):1447-54.
13. Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait Posture* 1998 Jan 1;7(1):77-95.
14. Franz JR, Paylo KW, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC. Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. *Gait Posture* 2009 Apr;29(3):494-8.
15. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther* 1987;9(4):160-5.
16. Tiberio D. Pathomechanics of structural foot deformities. *Phys Ther* 1988 Dec;68(12):1840-9.
17. DeLeo AT, Dierks TA, Ferber R, Davis IS. Lower extremity joint coupling during running: a current update. *Clin Biomech (Bristol , Avon)* 2004 Dec;19(10):983-91.
18. McGibbon CA. Toward a better understanding of gait changes with age and disablement: neuromuscular adaptation. *Exerc Sport Sci Rev* 2003 Apr;31(2):102-8.
19. Silder A, Heiderscheit B, Thelen DG. Active and passive contributions to joint kinetics during walking in older adults. *J Biomech* 2008;41(7):1520-7.

20. Gross KD, Niu J, Zhang YQ, Felson DT, McLennan C, Hannan MT, et al. Varus foot alignment and hip conditions in older adults. *Arthritis Rheum* 2007 Sep;56(9):2993-8.
21. World Health Organization. Envelhecimento ativo: uma política de saúde. Brasília: Organização Pan-Americana da Saúde; 2005.
22. Dean JC, Kuo AD, Alexander NB. Age-related changes in maximal hip strength and movement speed. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2004 Mar;59(3):286-92.
23. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture* 2000 Sep;12(1):34-45.
24. Cappozzo A, Catani F, Croce UD, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech (Bristol , Avon)* 1995 Jun;10(4):171-8.
25. Houck JR, Tome JM, Nawoczenski DA. Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. *Gait Posture* 2008 Jul;28(1):29-37.
26. Fleiss JL. Reliability of Measurement. *The Design and Analysis of Clinical Experiments*. New York: John Wiley & Sons; 1986. p. 1-32.
27. Ratcliffe RJ, Holt KG. Low frequency shock absorption in human walking. *Gait Posture* 1997;5:93-100.
28. Fellin RE, Rose WC, Royer TD, Davis IS. Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *J Sci Med Sport* 2010 Nov;13(6):646-50.
29. Weyand PG, Sternlight DB, Bellizzi MJ, Wright S. Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *J Appl Physiol* 2000 Nov;89(5):1991-9.

30. Blickhan R. The spring-mass model for running and hopping. *J Biomech* 1989;22(11-12):1217-27.
31. Hortobagyi T, DeVita P. Altered movement strategy increases lower extremity stiffness during stepping down in the aged. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1999 Feb;54(2):B63-B70.
32. Hortobagyi T, DeVita P. Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *J Electromyogr Kinesiol* 2000 Apr;10(2):117-26.
33. Mian OS, Thom JM, Ardigo LP, Narici MV, Minetti AE. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiol (Oxf)* 2006 Feb;186(2):127-39.
34. Alnaqeeb MA, Al Zaid NS, Goldspink G. Connective tissue changes and physical properties of developing and ageing skeletal muscle. *J Anat* 1984 Dec;139 (Pt 4):677-89.
35. Wolfarth S, Lorenc-Koci E, Schulze G, Ossowska K, Kaminska A, Coper H. Age-related muscle stiffness: predominance of non-reflex factors. *Neuroscience* 1997 Jul;79(2):617-28.
36. Haus JM, Carrithers JA, Trappe SW, Trappe TA. Collagen, cross-linking, and advanced glycation end products in aging human skeletal muscle. *J Appl Physiol* 2007 Dec;103(6):2068-76.
37. Gosselin LE, Adams C, Cotter TA, McCormick RJ, Thomas DP. Effect of exercise training on passive stiffness in locomotor skeletal muscle: role of extracellular matrix. *J Appl Physiol* 1998 Sep;85(3):1011-6.
38. Chesworth BM, Vandervoort AA. Age and passive ankle stiffness in healthy women. *Phys Ther* 1989 Mar;69(3):217-24.

39. Gajdosik RL, Vander Linden DW, Williams AK. Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle-tendon unit of women. *Phys Ther* 1999 Sep;79(9):827-38.
40. Gajdosik RL. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech (Bristol , Avon)* 2001 Feb;16(2):87-101.
41. Arampatzis A, Degens H, Baltzopoulos V, Rittweger J. Why do older sprinters reach the finish line later? *Exerc Sport Sci Rev* 2011 Jan;39(1):18-22.
42. Korhonen MT, Mero AA, Alen M, Sipilä S, Hakkinen K, Liikavainio T, et al. Biomechanical and skeletal muscle determinants of maximum running speed with aging. *Med Sci Sports Exerc* 2009 Apr;41(4):844-56.
43. Oberg T, Karsznia A, Oberg K. Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev* 1994 Aug;31(3):199-213.
44. Stoquart G, Detrembleur C, Lejeune T. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiol Clin* 2008 Apr;38(2):105-16.
45. Lee LW, Zavarei K, Evans J, Lelas JJ, Riley PO, Kerrigan DC. Reduced hip extension in the elderly: dynamic or postural? *Arch Phys Med Rehabil* 2005 Sep;86(9):1851-4.
46. Riley PO, DellaCroce U, Kerrigan DC. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait Posture* 2001 Dec;14(3):264-70.
47. Kerrigan DC, Todd MK, Della CU, Lipsitz LA, Collins JJ. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Arch Phys Med Rehabil* 1998 Mar;79(3):317-22.

48. Schache AG, Bennell KL, Blanch PD, Wrigley TV. The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. *Gait Posture* 1999 Sep;10(1):30-47.
49. Salsich GB, Long-Rossi F. Do females with patellofemoral pain have abnormal hip and knee kinematics during gait? *Physiother Theory Pract* 2010 Apr 22;26(3):150-9.
50. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010 Feb;40(2):42-51.
51. Butler RJ, Barrios JA, Royer T, Davis IS. Frontal-plane gait mechanics in people with medial knee osteoarthritis are different from those in people with lateral knee osteoarthritis. *Phys Ther* 2011 Aug;91(8):1235-43.
52. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003 Nov;33(11):639-46.
53. Souza RB, Powers CM. Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. *Am J Sports Med* 2009 Mar;37(3):579-87.
54. Harbo T, Brincks J, Andersen H. Maximal isokinetic and isometric muscle strength of major muscle groups related to age, body mass, height, and sex in 178 healthy subjects. *Eur J Appl Physiol* 2011 May 3.
55. DeVita P, Hortobagyi T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol* 2000 May;88(5):1804-11.

Tabela 1 – Características demográficas e da prática esportiva apresentadas em média (desvio padrão)

| | Adultos Jovens (n=20) | Idosos (n=20) | p valor |
|------------------------------------|--------------------------|------------------|---------|
| Estatura (<i>m</i>) | 1,74 (0,09) | 1,65 (0,05) | < 0,01* |
| Massa Corporal (<i>kg</i>) | 71,33 (7,75) | 67 (9,08) | 0,11 |
| IMC (<i>kg/m²</i>) | 23,66 (2,73) | 24,39 (2,50) | 0,39 |
| Tempo de prática (<i>anos</i>) | 2,80 (2,18) | 11,60 (10,07) | < 0,01* |
| Competições no último ano | 10,33 (6,95) | 16,08 (11,75) | 0,07 |
| Características de Treino | | | |
| Frequência de semanal | 3,70 (1,30) | 4,20 (1,13) | 0,20 |
| Duração (<i>min</i>) | 55,25 (15,93) | 61,35 (14,80) | 0,22 |
| Distância percorrida (<i>km</i>) | 9,64 (3,23) | 10,75 (3,17) | 0,28 |

*Variáveis que apresentaram diferença estatística entre grupos; IMC=Índice de Massa Corporal

Tabela 2 – Variáveis espaço-temporais apresentadas em média e desvio padrão

| | Adultos | Jovens | Idosos |
|---|---------|--------|-------------|
| Variáveis Espaço-Temporais | | | |
| Tempo total da passada (s) | 0,73 | (0,04) | 0,67 (0,05) |
| Tempo da fase de contato (s) | 0,28 | (0,06) | 0,24 (0,02) |
| Tempo da fase de balanço (s) | 0,47 | (0,03) | 0,43 (0,04) |
| Frequência da passada (<i>passadas/s</i>) | 1,37 | (0,08) | 1,49 (0,12) |
| Comprimento da passada (<i>m</i>) | 2,32 | (0,37) | 1,84 (0,34) |
| Comprimento da fase de contato (<i>m</i>) | 0,86 | (0,15) | 0,66 (0,12) |

Tabela 3 – Variáveis angulares (°) apresentadas em média (desvio padrão)

| Variáveis | Plano | Contato Inicial | | Retirada | | ADM | |
|----------------|------------|-----------------|---------------|----------------|----------------|----------------|--------------|
| | | Adultos Jovens | Idosos | Adultos Jovens | Idosos | Adultos Jovens | Idosos |
| Pelve | Frontal | 0,28 (2,40) | 1,82 (2,75) | 2,77 (2,04) | 2,17 (2,64) | 7,69 (2,40) | 6,91 (1,88) |
| | Sagital | 3,18 (5,21) | 3,59 (4,94) | 7,98 (5,00) | 8,14 (4,35) | 7,17 (2,77) | 6,28 (1,74) |
| | Transverso | -6,04 (3,97) | -5,57 (5,60)) | 0,55 (5,53) | -4,10 (3,61) | 9,28 (4,73) | 4,88 (2,24) |
| Quadril | Frontal | 7,72 (4,61) | 4,72 (3,40) | 1,26 (2,88) | 1,80 (2,93) | 11,98 (4,01) | 8,78 (3,05) |
| | Sagital | 31,51 (7,65) | 31,30 (6,92) | -11,41 (5,95) | -3,21 (6,49) | 48,02 (7,02) | 37,48 (7,36) |
| | Transverso | 13,57 (4,63) | 13,89 (7,17) | -4,70 (5,02) | -0,58 (4,11) | 18,57 (5,93) | 15,72 (5,37) |
| Joelho | Frontal | 2,19 (3,07) | 1,24 (3,37) | -0,68 (2,43) | -1,99 (2,86) | 7,79 (3,19) | 7,58 (3,37) |
| | Sagital | 18,60 (9,28) | 15,70 (9,73) | 13,10 (5,95) | 15,93 (8,15) | 37,79 (5,84) | 28,80 (6,88) |
| | Transverso | -10,43 (6,34) | -11,50 (6,94) | 1,39 (4,41) | 2,59 (4,60) | 18,52 (4,12) | 17,04 (4,75) |
| Tíbia-retropé | Frontal | -1,81 (4,73) | -3,94 (4,23) | -0,74 (8,82) | -2,55 (5,33) | 17,15 (5,50) | 12,80 (4,37) |
| | Sagital | 1,73 (10,63) | -0,33 (9,14) | -25,16 (12,95) | -11,90 (12,95) | 41,86 (11,26) | 28,92 (8,25) |
| | Transverso | 3,12 (5,05) | 3,51 (4,83) | 1,14 (6,28) | 4,46 (4,12) | 13,37 (3,81) | 10,42 (4,51) |
| Retropé-Antepé | Frontal | 7,78 (4,70) | 4,46 (3,55) | 3,30 (7,00) | -0,10 (4,91) | 9,45 (4,19) | 7,98 (2,12) |

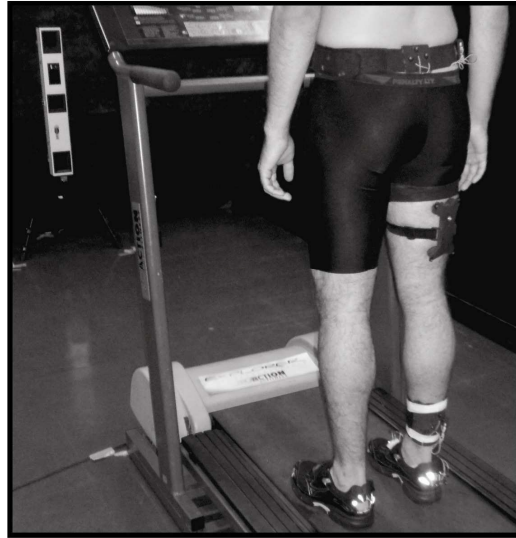


Figura 1 – Voluntário calçado e com os clusters em membro inferior

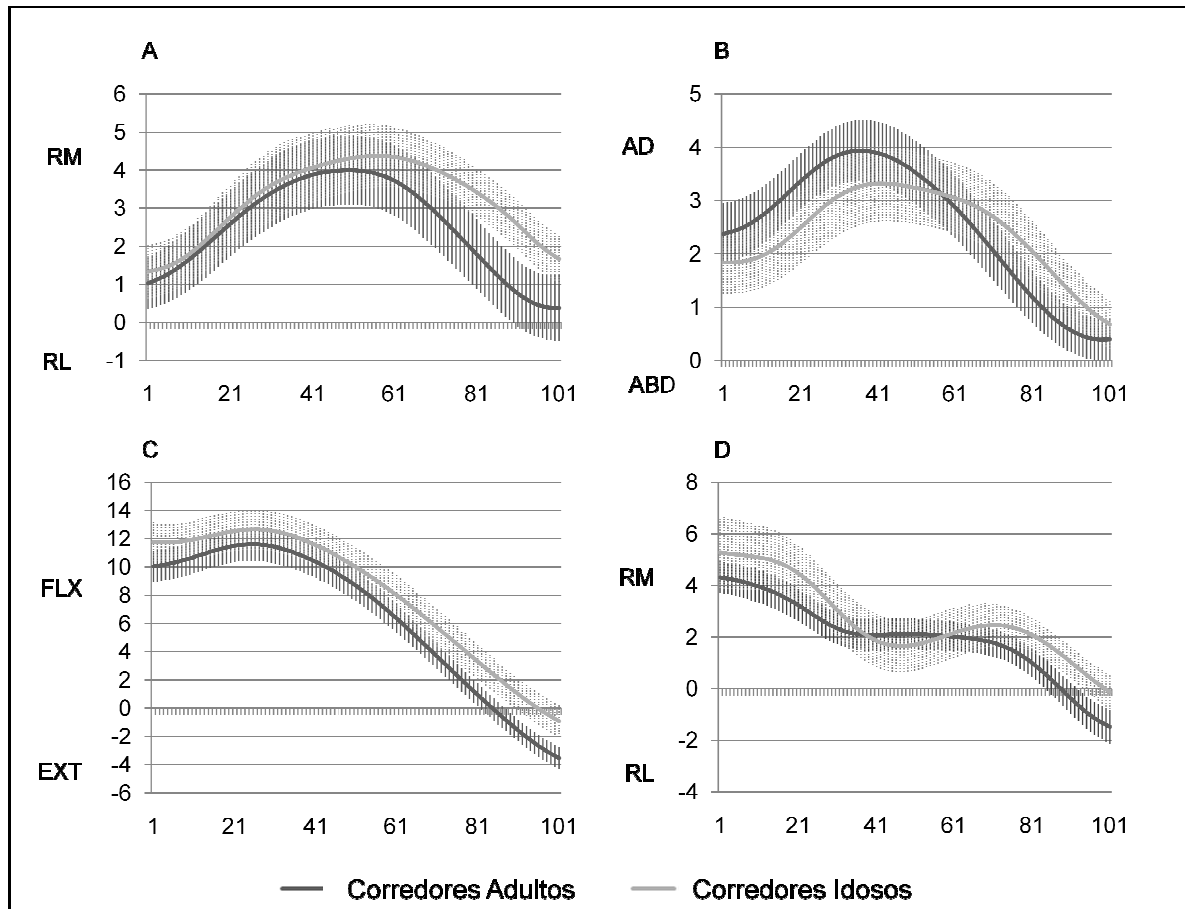


Figura 2 – Gráficos representando média e intervalo de confiança das séries temporais do ângulo tibia-retropé no plano transversal (A), quadril no plano frontal (B), sagital (C) e transversal (D). RM = rotação medial, RL = rotação lateral, AD = adução, ABD = abdução, FLX = flexão, EXT = extensão.

CAPÍTULO 5 – CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo investigou as características espaço-temporais e cinemáticas de pelve e membro inferior de corredores adultos jovens e idosos durante a corrida. As variáveis espaço-temporais apresentaram redução do tempo total e comprimento da passada, tempo e comprimento da fase de contato, além de aumento na frequência da passada em idosos quando comparados a adultos. Não foi observada diferença entre os grupos no tempo da fase de balanço. Esse quadro sugere que os idosos aumentaram a rigidez de membro inferior durante a corrida. Além disso, pela análise do tamanho do efeito da diferença, a variável comprimento da passada apresentava maior diferença entre grupos que a frequência da passada. Isso sugere que a capacidade de gerar força foi a característica que mais impactou na redução da velocidade em idosos.

As variáveis angulares não apresentaram diferença entre os grupos de corredores no posicionamento durante o contato inicial, mas foram diferentes na retirada do antepé. Nessa fase, foi observada menor extensão do quadril e joelho mais abduzido em idosos. A menor extensão do quadril pode estar associada ao menor comprimento da passada, assim como a maior contribuição de flexores de quadril nessa fase para a progressão do membro inferior. A abdução do joelho não foi acompanhada de alterações no plano transversal e frontal do quadril e nem do plano frontal do retropé, o que tornou a sua interpretação limitada.

Na investigação da amplitude de movimento (ADM), observou-se redução dessa variável para os três planos de movimento do quadril e para o plano transversal do ângulo tibia-retropé de corredores idosos quando comparados a adultos jovens. Os resultados para o plano transversal de quadril e do ângulo tibia-

retropé, juntamente com a ausência de alterações no plano frontal dos segmentos do pé, sugere que a redução na rotação da perna em idosos estaria mais relacionada ao quadril que o acoplamento entre pé e perna. Nesse plano, observou-se uma maior redução da rotação lateral que medial em corredores idosos. No plano frontal, a redução da ADM de quadril em idosos ocorreu durante toda a fase de contato, o que pode contribuir menos com as estratégias para absorção da carga e pode estar relacionada à redução da força de músculos do quadril nessa população. A redução de ADM no plano sagital do quadril em idosos foi caracterizada por diminuição da extensão dessa articulação durante toda a fase de contato. Esse quadro pode estar associado ao menor desempenho dos extensores do quadril na geração de potência, principalmente durante a primeira parte da fase de contato.

Futuros estudos devem considerar a investigação das diferenças cinéticas entre corredores de diferentes faixas etárias para que confirmem as hipóteses levantadas para o entendimento dos resultados encontrados no presente estudo. Este estudo contribuiu com o entendimento da cinemática de um grupo de atletas que aumenta sua participação em competições continuamente. Dessa forma, os resultados encontrados poderão contribuir com o melhor entendimento das estratégias para produção do gesto esportivo por corredores idosos, dado as alterações teciduais relacionados ao envelhecimento.

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Estudo: Análise Cinemática da Corrida e do Desempenho Muscular de Corredores Idosos e Adultos Jovens

Investigador Principal: Thiago Ribeiro Teles dos Santos

Orientador: Prof. Dr. João Marcos Domingues Dias

Inicialmente, obrigado por seu interesse em participar deste estudo. O nosso objetivo é investigar as diferenças na força dos músculos do tornozelo e da maneira de correr de corredores idosos e adultos jovens. Além disso, também desejamos investigar como a posição do pé e a resistência para movimentar o tornozelo e o quadril se relacionam com a maneira de correr. Este estudo nos permitirá entender melhor as diferenças da força muscular e maneira de correr de corredores idosos quando comparados a corredores adultos jovens.

Procedimentos: Todas as medidas serão realizadas no Laboratório de Análise do Movimento e no Laboratório de Desempenho Motor e Funcional Humano da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), sala 1107 e 1108, respectivamente. Inicialmente, você irá responder a um questionário sobre o tempo de prática de corrida, características do seu treinamento e lesões que ocorreram no último ano. Após isso, você irá vestir um short preto que iremos lhe oferecer e nós mediremos seu peso e sua altura. Na primeira medida que iremos fazer, você ficará deitado de barriga para baixo em uma maca, nós iremos fazer algumas marcas em sua perna e em seu pé e logo após tirar três fotos dele para avaliarmos o posicionamento do seu pé. Na mesma posição, nós iremos avaliar a resistência para movimentar o quadril, sendo que, iremos colocar um cinto de Velcro® que passe por sua cintura e pela maca, dobrar seu joelho e mexer em sua perna cinco vezes de forma a produzir movimento no quadril. Depois, nós iremos mexer com sua perna até uma posição, em que iremos registrar o ângulo que ela forma com a maca. Esse procedimento será repetido três vezes. Para avaliar a resistência para movimentar o tornozelo, você permanecerá na mesma posição anterior e nós iremos fazer algumas marcações em seu pé e após isso, dobrar seu joelho, mexer cinco vezes em seu pé (levando o

dorso do seu pé em direção à perna) e após isso, colocar um peso de 2Kg na ponta do seu pé e registrar o ângulo do seu tornozelo. Esse procedimento também será repetido três vezes. Após essas medidas, você irá ficar em pé e nós iremos colocar marcadores (“bolinhas”) em alguns pontos do seu corpo e você irá calçar um tênis que nós iremos lhe oferecer. Logo em seguida, você irá correr em esteira, de forma que possamos registrar a maneira que você corre. A velocidade da esteira será determinada por você e deverá ser o mais próximo da velocidade em que você corre no seu treinamento semanal. Você poderá treinar para se acostumar a correr na esteira e após esse treinamento serão registrados pelo menos cinco passos. O último teste que iremos fazer será para determinar a força dos músculos do tornozelo. Para isso, você irá sentar na cadeira de um equipamento e após alinharmos o seu tornozelo, você irá mover uma alavanca com o tornozelo (movendo o dorso do pé em direção à perna e em direção oposta) o mais rapidamente possível, inicialmente para treinamento e depois durante três séries, sendo que na primeira você realizará cinco repetições, na segunda, 10 repetições e na terceira, 15 repetições. Para realizar todos esses testes, você terá que comparecer aos laboratórios apenas uma vez, por um tempo previsto de 2h30.

Riscos e desconfortos: A sua participação no estudo oferece riscos mínimos à sua saúde. Pode ocorrer uma possível sensação de cansaço na perna. Essa sensação, caso ocorra, desaparecerá em algumas horas.

Benefícios esperados: Considerando-se que você irá comparecer ao laboratório em uma ocasião apenas para realização de alguns procedimentos, não são esperados benefícios diretos devido a sua participação na pesquisa. Porém, os resultados deste estudo, nos permitirão entender melhor as diferenças da força muscular e maneira de correr de corredores idosos quando comparados a corredores adultos jovens, o que pode auxiliar a intervenção de fisioterapeutas que acompanham esses atletas. Assim, os resultados deste estudo irão contribuir para o avanço do conhecimento na área de fisioterapia.

Confidencialidade: Para garantir a confidencialidade da informação obtida, seu nome não será utilizado em qualquer publicação ou material relacionado ao estudo.

Recusa ou desistência da participação: Sua participação é inteiramente voluntária e você está livre para recusar participar ou desistir do estudo em qualquer momento sem que isso lhe traga qualquer prejuízo.

Gastos: Caso você necessite deslocar-se para universidade apenas para participar da pesquisa, os gastos com o seu transporte para comparecer ao laboratório serão de responsabilidade dos pesquisadores.

Você pode solicitar mais informações sobre o estudo com os pesquisadores do projeto: Thiago, por meio dos telefones 3409-4777 ou 9244-0541 e João Marcos, por meio dos telefones 3409-4783/4781/7407; ou ainda no comitê de ética da universidade (COEP), pelo telefone 3409-4592. Após a leitura completa deste documento, caso concorde em participar do estudo, você deverá assinar o termo de consentimento abaixo.

TERMO DE CONSENTIMENTO

Eu li e entendi toda a informação acima. Todas as minhas dúvidas foram satisfatoriamente respondidas e eu concordo em ser um voluntário do estudo.

Assinatura do Voluntário

Data

Assinatura do Pesquisador

Data

Thiago Ribeiro Teles dos Santos - Mestrando

Assinatura do Pesquisador

Data

Dr. João Marcos Domingues Dias –
Orientador

COEP – Comitê de Ética em Pesquisa/UFMG

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 – Unidade Administrativa II – 2º. Andar – Sala 2005 Cep 31270-901- Belo Horizonte – MG / Telefax: (31) 3409-4592 / Email: coep@prpq.ufmg.br

APÊNDICE B – QUESTIONÁRIO

Data da Avaliação: ____/____/____ ID: _____

| | | |
|---|--------------------|------------------------------|
| Nome: | | |
| Sexo: <input type="checkbox"/> M / <input type="checkbox"/> F | DN: ____/____/____ | Idade: _____ anos |
| Altura: _____ m | Peso: _____ Kg | IMC: _____ Kg/m ² |
| Membro Dominante*: <input type="checkbox"/> D / <input type="checkbox"/> E / <input type="checkbox"/> A | | |
| E-mail: | Telefone: | |

*Se você fosse chutar uma bola, com qual perna chutaria? Direita (D), Esquerda (E), Ambidestro (A)

Há quanto tempo, você pratica corrida? _____

Características de treinamento – Frequência semanal, duração, velocidade e distância

Participação em Competições

Com qual frequência você participa de competições durante o ano?

Lesões Esportivas

Você teve alguma lesão esportiva no último mês? _____

Conceito: Evento que afetou a habilidade do atleta de treinar ou competir durante o último ano (McKean et al, 2006).

ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP**

Parecer nº. ETIC 0526.0.203.000-10

**Interessado(a): Prof. João Marcos Domingues Dias
Departamento de Fisioterapia
EEFFTO - UFMG**

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 21 de janeiro de 2011, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado "**Análise cinemática da corrida e do desempenho muscular de corredores idosos e adultos jovens**" bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.


**Prof. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG**