UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

RAQUEL ANA CASTANHARO JULIO

Diferenças nos movimentos da coluna, pelve e quadril entre idosos corredores e adultos jovens corredores

São Paulo 2013

RAQUEL ANA CASTANHARO JULIO

Diferenças nos movimentos da coluna, pelve e quadril entre idosos corredores e adultos jovens corredores

(Versão Original)

Dissertação apresentada ao Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências

Área de concentração: Neurociências e Comportamento

Orientador: Prof. Dr. Marcos

Duarte

São Paulo 2013 Nome: Raquel Ana Castanharo Julio

Título: Diferenças nos movimentos da coluna, pelve e quadril entre idosos corredores e adultos jovens corredores

Dissertação apresentada ao Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências

Α	nr	οv	ad	0	em	ŀ
, v	\sim 1	v	uu	_	\sim	

	Banca Examinadora	
Prof. Dr	Instituição:	
Julgamento	Assinatura:	
Prof. Dr	Instituição:	
Julgamento	Assinatura:	
Prof. Dr	Instituição:	
Julgamento	Assinatura:	

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Marcos Duarte, pela orientação e por tudo que me ensinou sobre biomecânica e tantas outras coisas mais. Foi um privilégio fazer parte de seu laboratório.

Ao Professor Stuart McGill (University of Waterloo, Canada), por ter aberto as portas de seu laboratório e compartilhado seu enorme conhecimento sobre coluna de uma maneira tão gentil.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pela bolsa de mestrado e bolsa de estágio de pesquisa no exterior.

Aos para sempre "lobianos" Lúcia, Andrea, Carlos, Janina, Evandro, Daniel, Reginaldo e Claudiane, pelas experiências compartilhadas no Laboratório de Biofísica. Um agradecimento especial à Cris, por tudo que fizemos juntas, por toda ajuda e companheirismo dentro e fora do laboratório, e à Bel, por me salvar tantas vezes no matlab e por sua amizade sempre presente mesmo que à distância.

À minha mãe Fátima, pelo incondicional apoio, amor, compreensão e incentivo.

Ao Saulo, pela inestimável ajuda emocional e intelectual. Sem ele tudo teria sido mais difícil.

À minha família e amigos pela compreensão quando ouviam: "Hoje eu não posso porque tenho que fazer algumas coisas do mestrado".

Aos voluntários deste estudo, que o tornaram possível, e aos membros da banca.

A Deus, por me permitir concluir mais essa etapa. É sempre Dele toda honra e toda glória.

RESUMO

Castanharo R. Diferenças nos movimentos da coluna, pelve e quadril entre idosos corredores e adultos jovens corredores. 2013. 73f. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

A prática de atividade física, em especial a corrida de rua, vem atraindo bastante o interesse de idosos e a cada dia ganha mais adeptos com idade superior a 60 anos. Porém, o avanço da idade traz além de alterações estruturais, mudanças funcionais na coluna de idosos, o que pode influenciar o padrão de movimento do corpo durante a atividade esportiva. O objetivo deste estudo foi investigar as diferenças nos movimentos da coluna, pelve e quadril entre idosos corredores e adultos jovens corredores durante a caminhada e a corrida e paralelamente observar se os movimentos da coluna teriam relação com a absorção de impacto durante a corrida. Realizou-se uma análise cinemática dos segmentos de interesse nas duas tarefas e a força reação do solo vertical foi mensurada na corrida em dois grupos, um formado por adultos jovens corredores (n = 22) e outro por idosos corredores (n = 21). Na caminhada, a principal diferença entre os grupos foi a menor extensão de quadril e a maior anteversão pélvica nos idosos. Na corrida a amplitude de movimento torácica nos idosos se mostrou menor e a amplitude de movimento lombar positivamente correlaciona ao pico de impacto com o solo. A extensão de quadril nos idosos também foi menor na corrida, porém não apresentou correlação com a anteversão pélvica. Este trabalho mostrou diferenças entre idosos e adultos corredores como resultados de déficits articulares dos idosos e ressaltou possíveis pontos de intervenção, como a extensão de quadril, extensão torácica e movimento da coluna lombar.

Palavras-chave: corrida, biomecânica, coluna vertebral, locomoção, idosos.

ABSTRACT

Castanharo R. Differences in spine, pelvis and hip movements between elderly runners and young adult runners. 2013. 73f. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

Practice of physical activity, especially running, has been attracting the interest of elderly people and gains more adepts older than 60 years old each day. However, aging brings structural and functional alterations on the spine, and this can influence the movement pattern of the body during sport practice. The aim of this study was to investigate the differences in spine, pelvis and hip movements between elderly runners and young adult runners during gait and running, and also to investigate the relationship between spine range of motion and impact absorption during running. Kinematic analysis of the segments of interest for both tasks was performed and the ground reaction force was measured during running for two groups, one formed by elderly runners (n=21) and the other formed by young adult runners (n=22). For gait, the main difference between the groups was the lesser hip extension and greater pelvic anterior tilt of the elderly. For running the thoracic range of motion of the elderly was lesser and the lumbar range of motion was positively correlated with the ground impact peak. The hip extension of the elderly was also lesser in running, but did not present correlation with the anterior pelvic tilt. This study showed differences between elderly and young adult runners as results of joint deficiencies of the elderly and directed treatment possibilities on the hip extension, thoracic extension and lumbar spine movement.

Key-words: running, biomechanics, spine, locomotion, elderly.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Representação dos períodos e fases de uma passada (Retirado de "Análise
biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambientes aquático e terrestre", Barela,
AMF)16
Figura 2 - Ciclo da Passada na corrida. Stance: fase de apoio, Float: fase de voo,
Swing: fase de balanço (ADELAAR, 1986)
Figura 3 - Ciclo da corrida (Running). IC: contato inicial, TO: pré-balanço, Absorption:
fase de absorção de energia, Generation: fase de geração de energia (NOVACHECK,
1998)19
Figura 4 - Movimentos do tronco, pelve e quadril no plano sagital durante a corrida
(SCHACHE et al., 1999)21
Figura 5 Gráficos representativos dos ângulos desenvolvidos pelo segmento lombar da
coluna e pelve durante a corrida (SCHACHE et al., 2002)22
Figura 6 – Força reação do solo vertical na corrida.Impact Peak: pico de impacto, Active
Peak: pico ativo
Figura 7 – Segmento Pelve
Figura 8- Segmento Coxa
Figura 9 – Representação da coluna segundo Leardini e colaboradores (2011)38
Figura 10 – Localização dos marcadores refletivos sobre o corpo do voluntário40
Figura 11 - Esteira instrumentada com 2 plataformas de força (Bertec Instrumented
Treadmill)
Figura 12 - Curvas dos valores médios (± 1 erro padrão) das curvaturas torácica e
lombar (plano sagital) no ciclo da passada da corrida e da caminhada para o grupo
Adulto Jovem e o grupo Idoso48
Figura 13 - Curvas dos valores médios (± 1 erro padrão) dos ângulos desenvolvidos
pelo quadril e pelve (plano sagital) no ciclo da passada da corrida e da caminhada para
o grupo Adulto Jovem e o grupo Idoso50
Figura 14 - Boxplot com valor da mediana, primeiro e terceiro quartis e valores
máximos para a variação torácica da caminhada para a corrida (graus) nos grupos
Adulto Jovem e Idoso. Os asteriscos mostram o valor da variável para cada integrante
dos grupos51

Figura 15 – Série temporal da força reação do solo vertical (em Peso corporal – PC) na
passada da corrida (média ± 1 DP). * representa os pontos que apresentaram diferença
entre os grupos: pico ativo e taxa do impacto
Figura 16 – Curvas dos valores médios (± 1 erro padrão) dos ângulos de flexão,
extensão, inclinação e rotação do tronco na corrida e na caminhada nos grupos Adulto
Jovem e Idoso. * representa diferença estatisticamente significativa55
Figura 17 - Curvas dos valores médios (± 1 erro padrão) dos ângulos de inclinação e
rotação da pelve na corrida e na caminhada nos grupos Adulto Jovem e Idoso56
Figura 18 – Curvas dos valores médios (± 1 erro padrão) dos ângulos de inclinação
torácica na corrida e na caminhada nos grupos Adulto Jovem e Idoso56

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Média ±1 desvio padrão (DP) do comprimento da passada (normalizado pela
estatura) nos grupos Adulto Jovem e Idoso e resultados estatísticos para a comparação
entre grupos. * representa diferença estatisticamente significativa45
Tabela 2 – Média ±1 desvio padrão (DP) da cifose, lordose e pelve na postura parada
(postural), da máxima curvatura e da amplitude de movimento dos segmentos torácico e
lombar da coluna nos grupos Adulto Jovem e Idoso e resultados estatísticos para a
comparação entre grupos* representa diferença estatisticamente significativa46
Tabela 3 – Média ± 1 desvio padrão (DP) dos picos de extensão do quadril e
anteversão pélvica (graus) nos grupos Adulto Jovem e Idoso e resultados estatísticos
para a comparação entre grupos* representa diferença estatisticamente significativa.
47
Tabela 4 – Média ± 1 desvio padrão (DP) dos picos de extensão do quadril e
anteversão pélvica (graus) nos grupos Adulto Jovem e Idoso e resultados estatísticos
para a comparação entre grupos* representa diferença estatisticamente significativa.
49
Tabela 5 – Correlação entre a máxima extensão de quadril e máxima anteversão
pélvica na caminhada e na corrida para os grupos Adulto Jovem (n = 22), Idoso (n = 21)
e o grupo Combinado incluindo ambos (n = 43)50
Tabela 6 – Média ± 1 desvio padrão (DP) dos picos ativo e de impacto (normalizado
pelo peso corporal - PC) e da taxa do impacto nos grupos Adulto Jovem e Idoso e
resultados estatísticos para a comparação entre grupos. * representa diferença
estatisticamente significativa52
Tabela 7 – Correlação entre a máxima extensão de quadril e máxima anteversão
pélvica na caminhada e na corrida para os grupos Adulto Jovem (n = 18), Idoso (n = 17)
e o grupo Combinado incluindo ambos (n = 35)53
Tabela 8 – Média ± 1 desvio padrão (DP) da amplitude de movimento torácica e lombar
na fase de apoio da corrida, mínima curvatura torácica na mesma fase e resultados
estatísticos para a comparação entre grupos. * representa diferença estatisticamente
significativa54

Sumário

1. I	NTRODUÇÃO	12
2. F	REVISÃO DE LITERATURA	14
2.1.	A coluna vertebral e a locomoção	14
2.2.	Movimentos da coluna durante o andar	15
2.3.	Os movimentos da coluna na corrida	18
2.4.	A coluna vertebral nos idosos	23
2.5.	A coluna vertebral de idosos durante o andar	25
2.6.	A coluna vertebral de idosos na corrida.	26
2.7.	Métodos de medição cinemática da coluna	28
3. H	HIPÓTESES E OBJETIVOS	31
4. N	MATERIAIS E MÉTODOS	32
4.1.	Amostra	32
4.2.	Princípios de medição cinemática	33
4.2.1	. Pelve	34
4.2.2	. Coxa	37
4.2.3	Coluna	38
4.3.	Procedimentos experimentais	39
4.4.	Aquisição de dados, processamento e variáveis de interesse	41
4.5.	Síntese dos sinais das curvas	43
4.6.	Análise Estatística	44
5. F	RESULTADOS	45
5. C	DISCUSSÃO	57
6. (CONCLUSÃO	62
7. F	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	63

ANEXO – Carta de Aprovação do Comitê d	e Ética76
--	-----------

1. INTRODUÇÃO

O número de pessoas com mais de 60 anos praticando corrida de rua tem aumentado consideravelmente nos últimos anos no Brasil segundo dados da Associação de Corredores Paulistas. Vários estudos mostram que a prática regular de corrida de rua pode contribuir para a melhora da qualidade de vida durante o envelhecimento (CHAKRAVARTY et al., 2008; LARSON & BRUCE, 1987; NEWMAN et al., 2006) reduzir a perda de massa óssea (MICHEL et al., 1992; VELEZ et al., 2008) e melhorar a condição cardiorrespiratória (GAMA et al., 2010).

Porém, o corpo de um idoso não é igual ao de um adulto jovem. Ao envelhecimento comumente estão associadas modificações funcionais e estruturais do sistema músculo-esquelético, sendo o esqueleto axial uma das estruturas mais acometidas (KAUFFMAN, 2001). As alterações na coluna do idoso têm sido relacionadas às suas principais queixas e à redução em sua qualidade de vida (MIYAKOSHI et al., 2007). Essas alterações são em sua maior parte atribuídas às mudanças graduais dos tecidos corporais, como diminuição da densidade óssea (DE OLIVEIRA FERREIRA et al., 2012), doenças envolvendo discos intervertebrais (SCHEELE et al., 2012) e déficit de força na musculatura extensora do corpo de forma generalizada (LEWIS, 2002).

No entanto, pouco ou nada é sabido sobre as alterações biomecânicas da coluna do idoso durante movimentos como a corrida, por exemplo. Este tipo de conhecimento é importante porque diferentes padrões de movimento geram diferentes sobrecargas sobre as articulações, ainda mais na corrida que é uma atividade de maior demanda ao sistema músculo-esquelético. Por exemplo, foi observado que o impacto com o solo na corrida é 12% maior em idosos do que em adultos jovens, o que tem correlação com a amplitude de movimento do joelho (BUS, 2003).

Sabe-se que corredores idosos sofrem mais lesões em relação a corredores mais jovens (MARTI *et al.*, 1988; MCKEAN *et al.*, 2006) e também demoram mais tempo para retornar a pratica de atividade física após lesões devido a um período longo

de recuperação (MATHESON *et al.*, 1989). Adicionalmente, lesões na coluna, pelve e quadril somam 25-35% do total de lesões em corredores de longa distância e demandam um extenso processo de reabilitação (LYSHOLM & WIKLANDER, 1987).

Algumas diferenças no controle do movimento de idosos quando comparados a adultos jovens já foram descritas na caminhada. Estudos mostraram que idosos realizam menor extensão de quadril durante essa tarefa, fenômeno que ocorre independentemente de sua velocidade de execução (KERRIGAN et al., 2001; KERRIGAN et al., 1998; LEE et al., 2005; LEVINE et al., 2007). Associado a esta redução da amplitude de movimento do quadril os idosos também apresentam maior anteversão de pelve durante a caminhada. Em um estudo com adultos jovens foi mostrado que na corrida os participantes que realizaram menor extensão de quadril também mostraram maior anteversão de pelve, sendo estes dois movimentos diretamente correlacionados (SCHACHE et al., 2000). Segundo Kerrigan e colaboradores (2001), esse padrão de movimento em idosos pode predispor o aparecimento de dores lombares e deformidades na coluna vertebral.

O objetivo geral deste trabalho foi investigar as diferenças no movimento da coluna, quadril e pelve entre idosos corredores e adultos jovens corredores durante a caminhada e a corrida Paralelamente buscou-se correlacionar essas alterações ao impacto do corpo com o solo na corrida. Os objetivos específicos e hipóteses serão descritos a seguir, após a revisão da literatura sobre o assunto.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. A coluna vertebral e a locomoção

Um dos aspectos que tornam a locomoção humana alvo de interesse científico é capacidade que os humanos têm de se deslocarem sobre apenas dois membros, mantendo o tronco ereto e desafiando os limites de estabilidade do corpo. Com a evolução dos métodos de pesquisa e a popularização de alguns esportes, como a corrida de rua, esse interesse se estendeu também para este estilo de locomoção.

Inicialmente os estudos focavam-se nos padrões e alterações do movimento dos membros inferiores, por serem sem dúvida os segmentos mais importantes na locomoção, sendo o tronco considerado um segmento do corpo coadjuvante à realização da tarefa. Porém, a partir dos anos 80 do século passado os cientistas começaram a dar mais importância para a coluna na investigação de fenômenos relacionados à caminhada e a corrida, vendo a movimentação e função desse segmento como fatores também essenciais para o deslocamento adequado do corpo.

Gracovetsky (1985) foi um dos primeiros autores a apontar a negligência que os trabalhos vinham dando à função da coluna na locomoção, criticando sua modelagem como um segmento rígido nas análises do movimento. Ele discutiu que, por exemplo, em uma corrida de explosão, a força do contato inicial do pé com o solo seria suficientemente grande para fraturar uma vértebra se a coluna fosse um segmento rígido. Isso já levantava o tema de que a coluna seria importante na função de absorção de impacto durante a caminhada e a corrida. Dufek e colaboradores (2008) mostraram em mulheres que com o avanço da idade a coluna absorve menos impacto durante a corrida, o que pode ter como causa a perda de hidratação dos discos intervertebrais.

Mas não é apenas pelas propriedades amortecedoras dos discos intervertebrais que a coluna é importante na locomoção. Seu padrão de movimento desenvolve uma função tanto na absorção de impacto, como na conservação do momento angular (GRACOVETSKY, 1985), no armazenamento de energia (GRACOVETSKY, 1985; SAUNDERS *et al.*, 2005), na orientação da cabeça (HINMAN, 2004) e no

posicionamento do centro de massa (HINMAN, 2004; SAUNDERS et al., 2005). Essas funções não se limitam ao campo teórico, mas se refletem na prática em aspectos da locomoção. Um exemplo é que idosos, que apresentam menor mobilidade da coluna, têm dificuldade em manter seu centro de massa dentro dos limites da base de suporte, aumentando o risco de quedas nesta população (HINMAN, 2004; KASUKAWA *et al.*, 2010).

Para o desempenho de todas suas funções a coluna conta com a possibilidade de atingir uma ampla variedade de posições, sendo composta por vértebras que se articulam com suas adjacentes. O segmento cervical é constituído por 7 vértebras (C1-C7), o segmento torácico por 12 (T1-T12) e o segmento lombar por 5 (L1-L5). O osso sacro possui 5 vértebras fundidas e o cóccix 4 vértebras fundidas (SOBOTTA, 2000).

2.2. Movimentos da coluna durante o andar

Os trabalhos que descrevem o movimento da coluna em geral o fazem em associação com o estudo do movimento da pelve, pois esses dois segmentos além de anatomicamente conectados através do sacro apresentam movimentos correlacionados (SCHACHE, BLANCH & MURPHY, 2000).

As pesquisas envolvendo locomoção descrevem a caminhada e suas características biomecânicas em relação aos seus ciclos de passos e passadas. Passo se refere ao início de um evento por um membro até o início do mesmo evento com o membro contralateral, enquanto a passada é um ciclo completo, que compreende o início de um evento com um membro até que o mesmo evento ocorra novamente com esse mesmo membro (SODERBERG, 1990). Qualquer evento poderia marcar o passo e a passada, mas tipicamente se usa o contato inicial do calcanhar com o solo.

A passada é basicamente dividida em Fase de Apoio, quando o pé está em contado com o solo, e Fase de Balanço, período em que este contato não está acontecendo (PERRY, 1992). Na caminhada a fase de apoio apresenta dois períodos de apoio duplo, onde os dois pés estão em contato com o solo simultaneamente. A Figura 1 mostra maiores detalhes sobre os eventos que ocorrem em cada fase.

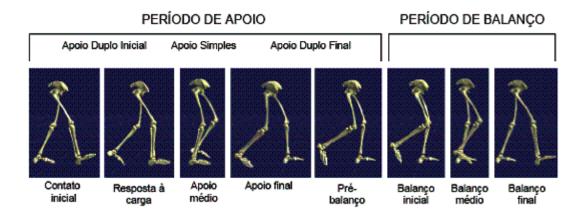


Figura 1- Representação dos períodos e fases de uma passada (Retirado de "Análise biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambientes aquático e terrestre", Barela, AMF).

A passada é geralmente normalizada pela porcentagem do ciclo, com o contato inicial ocorrendo a 0% e o próximo contato inicial do mesmo membro ocorrendo a 100%. Assim a duração do período de apoio, em uma caminhada considerada normal, é de aproximadamente 60% do ciclo da passada, enquanto o período de balanço ocupa os 40% restantes (WHITTLE, 1996).

Crosbie e colaboradores (1997b) descreveram os movimentos da coluna e da pelve na caminhada segmentando o tronco em três porções: segmento lombar, torácico inferior e torácico superior. A descrição, mostrada a seguir, foi feita separadamente para cada plano corporal apenas para fins didáticos, pois a coluna se move ao redor de seus três eixos simultaneamente.

A maior amplitude de movimento do tronco ocorre no plano frontal. Ao longo do ciclo do andar o segmento torácico apresenta-se inclinado para o lado do membro de apoio enquanto a pelve tem uma queda para o lado do membro na fase de balanço. Sauders e colaboradores (2005) argumentaram que este movimento da pelve diminui a excursão do centro de massa na direção vertical, resultando em uma economia no gasto de energia.

O tronco volta à posição ereta pouco antes do contato inicial do membro que estava no período de balanço. Este padrão é modificado com a variação de velocidade:

em caminhadas mais rápidas o tronco oscila em inclinações para os lados sem permanecer vertical (CROSBIE *et al.*, 1997a).

Os movimentos no plano sagital apresentam um padrão bifásico, existindo um ciclo de flexão-extensão por passo. A pelve realiza retroversão no contato inicial, alterando o movimento progressivamente, atingindo pico de anteversão no início do apoio médio e voltando para a retroversão no contato inicial do pé contralateral. O segmento lombar segue os movimentos da pelve, realizando flexão durante a anteversão pélvica e extensão durante a retroversão.

O segmento torácico inferior tem sua maior extensão no contato inicial, retornando para a posição neutra no apoio médio e estendendo-se novamente no apoio final.

No plano transversal a pelve é o segmento que mais se move, apresentando três oscilações ao redor do seu ponto neutro durante uma passada.

Nesse mesmo plano, o segmento torácico gira para o lado da perna de balanço no início da fase de apoio único, retorna para a posição neutra no apoio médio e então gira para o lado oposto para o contato inicial do membro que estava inicialmente no balanço. Os movimentos rotacionais, embora de pequena amplitude, parecem estar relacionados com a conservação do momento angular, pois enquanto um segmento realiza a rotação em um sentido o outro o faz no sentido oposto, como ocorre com a pelve e o tronco (GRACOVETSKY, 1985)

A ideia inicial a respeito do centro de rotação da coluna durante a caminhada era que ele se encontrava na altura da sétima vértebra torácica, pelo simples fato de ser o ponto médio da coluna (TOWNSEND, 1981). Porém, os resultados de Crosbie e colaboradores (1997b) mostraram que o local de torção da coluna, ou seja, onde segmentos adjacentes executam movimentos de rotação para lados opostos, é variável dependendo da direção e plano de movimento. Adicionalmente, um estudo recente que buscou descrever os movimentos da coluna a partir da detecção de eixos instantâneos de rotação mostrou, que em movimentos em sedestação, cada segmento da coluna

(lombar e torácico) apresenta seu próprio eixo, em torno do qual ocorrem os movimentos (PAGE et al., 2009).

Pode-se notar um caráter cíclico nos movimentos da coluna durante uma passada, o que iniciou uma discussão de que ela seria um instrumento de armazenamento e liberação de energia durante a locomoção (GRACOVETSKY, 1985; GRACOVETSKY & IACONO, 1987).

Os movimentos da coluna, apesar de complementares aos da pelve, não devem ser vistos apenas como uma consequência destes, sendo totalmente subordinados aos movimentos gerados pelos membros inferiores. A coluna por si só é capaz de guiar e interferir diretamente nos movimentos da pelve, como é visto em pessoas com membros inferiores amputados, que através de impulso realizado com a coluna geram movimento na pelve e por consequência movem a prótese mecânica e são capazes de se locomover (GRACOVETSKY, 1985).

2.3. Os movimentos da coluna na corrida

Na transição da caminhada para a corrida (que ocorre em geral ao redor dos 7 km/h), concomitante ao aumento de velocidade há uma abrupta diminuição de 35% no tempo de contato do pé com solo, um aumento na cadência do movimento dos membros inferiores e do comprimento da passada e um acréscimo de 50% na força de reação do solo vertical. A fase de apoio duplo é suprimida e passa a ocorrer uma fase de voo, na qual ambos os membros inferiores não tocam o solo simultaneamente, como ilustrado na Figura 2 (NILSSON *et al.*, 1985).

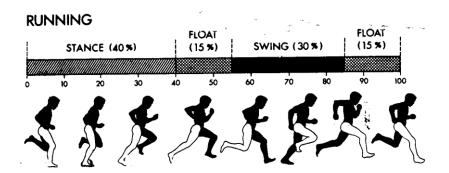


Figura 2 – Ciclo da Passada na corrida. Stance: fase de apoio, Float: fase de voo, Swing: fase de balanço (ADELAAR, 1986).

Os primeiros 40% do ciclo da passada correspondem à fase de apoio e nos 60% restantes o membro inferior encontra-se em balanço. Entre o contato final de um membro e o contato inicial do outro há uma fase de voo que ocupa, cada uma, 15% do ciclo.

Em qualquer velocidade de corrida existe um período de aceleração e desaceleração, caracterizados por uma fase de geração e absorção de energia, respectivamente (Figura 3). O período de absorção compreende a fase de voo e o início do apoio, quando o centro de massa descreve uma trajetória descendente. A fase de geração é observada no período de apoio, quando os membros inferiores realizam um esforço propulsor para a fase de voo (NOVACHECK, 1998)

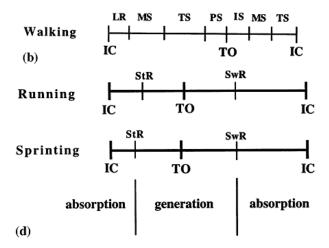


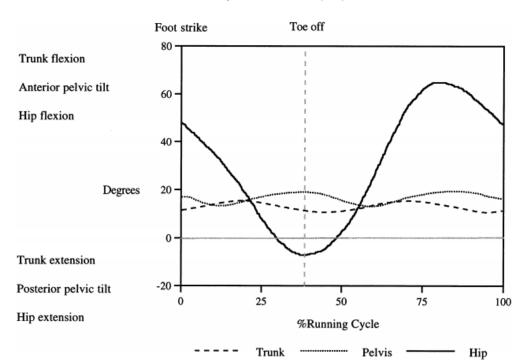
Figura 3 – Ciclo da corrida (Running). IC: contato inicial, TO: pré-balanço, Absorption: fase de absorção de energia, Generation: fase de geração de energia (NOVACHECK, 1998)

Não foram encontrados trabalhos descrevendo os movimentos de cada segmento da coluna isoladamente durante a corrida. Schache e colaboradores (1999) realizaram uma revisão de literatura que buscou mostrar os movimentos do tronco como um todo, pelve e quadris durante essa tarefa. A maioria dos trabalhos compilados modelou a coluna como um segmento rígido e assim descreveu os movimentos do tronco de forma genérica, não levando em conta as possibilidades de movimentos entre os segmentos vertebrais.

Existem estudos que detalharam mais profundamente os movimentos da coluna, considerando seus diferentes segmentos, durante outras atividades que não a corrida. Konz e colaboradores (2006) o fizeram para o andar e Preuss e colaboradores (2010) em movimentos de alcance em sedestação. Um único estudo encontrado modelou a coluna em sua totalidade durante a corrida, porém sua variável de interesse foi a amplitude de movimento desenvolvida pelos segmentos torácico e lombar, não havendo assim discussão quanto ao padrão de movimento da coluna (PAULA *et al.*, 2009).

Segundo a revisão de Schache e colaboradores (1999), o maior movimento do tronco (como um segmento rígido) durante a corrida ocorre no plano sagital (Figura 4). No contato inicial ele se encontra minimamente fletido, aumentando esse movimento até atingir seu máximo no apoio final. Este padrão é alterado com a velocidade, pois em corridas mais rápidas o troco se encontra fletido já na fase aérea. Neste mesmo plano, a pelve inicia o ciclo da corrida em retroversão, depois passa para a anteversão, que tem seu pico próximo ao período de impulsão. Na fase de balanço ocorre o retorno para a retroversão, iniciando um novo ciclo. A amplitude de movimento da pelve no plano sagital se altera pouco com o aumento da velocidade da corrida, pois tal movimento deve ser minimizado para conservação de energia e manutenção da eficiência desta tarefa.

No plano frontal o tronco se inclina na direção da perna que está em contato com o solo, e sua amplitude máxima ocorre no início da fase de apoio. A obliquidade pélvica nesse plano exerce um papel na absorção de impacto e no controle do deslocamento vertical do centro de massa, como já discutido na caminhada. No contato inicial a pelve está levemente elevada em direção ao lado do membro de apoio (mais baixa no lado de balanço). No apoio médio ela se horizontaliza e no apoio final ela está maximamente rebaixada em direção ao lado apoiado (SCHACHE et al., 1999).



A.G. Schache et al. / Gait and Posture 10 (1999) 30-47

Figura 4 – Movimentos do tronco, pelve e quadril no plano sagital durante a corrida (SCHACHE et al., 1999).

Esse mesmo grupo publicou posteriormente um trabalho descrevendo os movimentos em três dimensões da pelve e do segmento lombar da coluna (Figura 5), além de investigar a correlação existente entre essas estruturas (SCHACHE *et al.*, 2002).

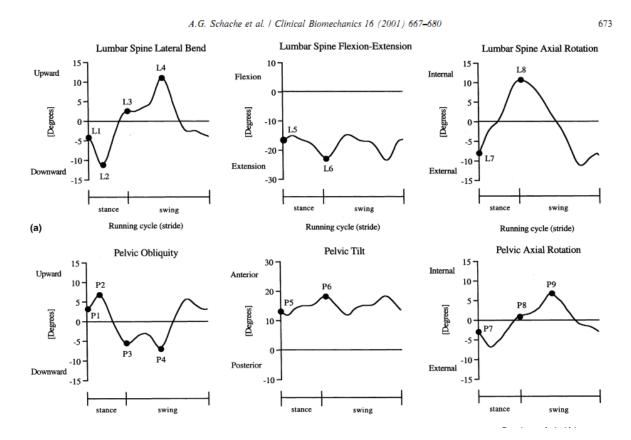


Figura 5 Gráficos representativos dos ângulos desenvolvidos pelo segmento lombar da coluna e pelve durante a corrida (SCHACHE et al., 2002).

Segundo tal trabalho, no contato inicial o segmento lombar e a pelve estão ambos rodados para o lado oposto ao do membro no período de apoio. Na continuação desse período somente o segmento lombar inverte o lado de rotação, atingindo o pico de amplitude imediatamente antes da impulsão. Na fase aérea ele retorna para a posição inicial para o um novo contato do membro com o solo.

Ao contrário do que se observa no andar, a pelve não apresenta rotação anterior acompanhando o membro que realizará o contato inicial. Esta estratégia biomecânica aumenta o tamanho do passo na caminhada, mas não parece ser utilizada na corrida (NOVACHECK, 1998; SCHACHE et al., 1999; SCHACHE et al., 2002).

No plano sagital os movimentos da pelve e do segmento lombar estão fortemente correlacionados: a lombar apresenta movimento de flexão (diminuição da

curvatura) durante retroversões de pelve e estende-se (aumento da curvatura) nas anteversões. No plano transversal também existe correlação, porém esses dois segmentos se encontram fora de fase, com os movimentos lombares precedendo os da pelve (SCHACHE et al., 2002).

Devido à sua ligação anatômica e concordância funcional, a investigação da biomecânica do quadril tem estado presente em trabalhos envolvendo o tronco. Na corrida, por exemplo, o seu padrão de movimento apresenta correlação com a pelve no plano frontal. No rebaixamento da pelve, o quadril ipsilateral abduz, produzindo um efeito de amortecimento de impacto e diminuição da transmissão de movimento dos membros inferiores para o tronco e cabeça (NOVACHECK, 1998; SCHACHE et al., 2002). Além disso, o grau de extensão do quadril tem grande correlação com a amplitude de anteversão pélvica (SCHACHE et al., 2002; SCHACHE, BLANCH & MURPHY, 2000). Se existe uma diminuição da amplitude de extensão do quadril (padrão visto no andar de idosos e discutido posteriormente no tópico "A coluna vertebral de idosos durante o andar") há um aumento compensatório da anteversão da pelve. A discussão acerca da função desta compensação na corrida ainda é nebulosa. Os autores não acreditam que ela se dê para aumentar a potência de impulsão perdida com o déficit no quadril, pois a função impulsora é exercida principalmente pela musculatura extensora de tornozelo e joelho e o pico de anteversão pélvica ocorre após a fase impulsora do período de apoio (SCHACHE et al., 2002).

Tal aumento da lordose lombar provoca compressão das facetas articulares vertebrais e pode estar relacionado ao aparecimento de dor lombar em corredores. Schache e colaboradores (2005) hipotetizaram que esse mecanismo compensatório estaria presente em atletas com histórico de lesão crônica devido à pratica de corrida, porém os resultados não confirmaram sua hipótese.

2.4. A coluna vertebral nos idosos

O envelhecimento traz modificações estruturais e funcionais para o sistema músculo-esquelético, sendo o esqueleto axial uma das estruturas mais acometidas (KAUFFMAN, 2001). A grande maioria dos trabalhos científicos relacionando coluna e

idosos se referem a alterações estruturais, como a diminuição da densidade óssea (FERGUSON & STEFFEN, 2003) e o aparecimento de patologias como as hérnias de disco e desidratação dos discos intervertebrais (WERNDLE *et al.*, 2012).

Não há dúvidas de que a investigação desses fenômenos é de total relevância para benefício da população idosa, porém estudos sobre as alterações biomecânicas da coluna e seus fatores relacionados são também importantes, pois é principalmente pela movimentação dos segmentos que o corpo sofre com as patologias estruturais. E até então, estudos nessa área são escassos.

As principais alterações posturais em idosos incluem aumento da cifose torácica (KADO et al., 2007; SCHWAB et al., 2006), diminuição da lordose lombar (GELB et al., 1995), anteriorização cervical, e semi-flexão de quadris e joelhos (LEWIS, 2002). Essas alterações são geralmente atribuídas às mudanças na qualidade dos tecidos conjuntivos e perda de força muscular, acarretando em deficiência na capacidade de sustentação do corpo contra a gravidade (KASUKAWA et al., 2010; SINAK et al., 1996). As alterações posturais estão relacionadas à maior parte das queixas em idosos, à redução em sua qualidade de vida (MIYAKOSHI et al., 2003) e ao aumento do risco de quedas (KASUKAWA et al., 2010). Kasukawa e colaboradores (2010) mostraram que idosos caidores têm diminuição da lordose lombar, o que desloca o centro de massa anteriormente e tem menores possibilidades de compensações com a pelve do que um deslocamento do centro de gravidade causado por uma alteração na curvatura torácica. Segundo esses autores a anteriorização do centro de massa, aliada à diminuição da força na musculatura extensora do tronco, seriam fatores para os episódios de queda nos idosos.

O aumento da cifose torácica não é observado apenas na postura estática. Um estudo que avaliou a capacidade de mulheres idosas e jovens de mudar voluntariamente a curvatura do segmento torácico da coluna, obedecendo ao comando de "permanecer o mais ereta possível", mostrou que as idosas têm menor capacidade de alterar a curvatura da coluna e maior rigidez do segmento torácico (HINMAN, 2004)

A coluna vertebral também é importante para a absorção de impacto durante a locomoção, pois as conformações de suas curvaturas exercem uma função comparável à de uma mola (GRACOVETSKY, 1985). Dufek e colaboradores (2008) mostraram que a coluna de idosas corredoras absorve menos impacto do que a coluna de corredoras mais jovens, discutindo que isso se deve à perda de hidratação dos discos intervetebrais. Em relação as suas curvaturas, a coluna apresenta maior amplitude em esportes de alto impacto em comparação à esportes de baixo impacto, sugerindo assim sua participação na atenuação do choque com o solo (UETAKE *et al.*, 1998). Lafortune e colaboradores (1996) mostraram essa função de forma mais direta com um estudo sobre atenuação de onda de impacto pelo corpo, apontando a característica dinâmica da coluna neste fenômeno.

2.5. A coluna vertebral de idosos durante o andar

Embora existam estudos que buscaram compreender o movimento da pelve e quadril de idosos na caminhada e na corrida, foi encontrado apenas um trabalho mostrando o movimento dos segmentos torácico e lombar da coluna de idosos durante a caminhada (CROSBIE, VACHALATHITI & SMITH, 1997a).

Crosbie e colaboradores (1997a) compararam os efeitos da idade, gênero e velocidade de execução em variáveis cinemáticas da coluna durante a caminhada. Eles analisaram o movimento tridimensional do segmento lombar, torácico alto e torácico baixo separadamente, em duas velocidades de caminhada, normal e rápida. Mulheres idosas andaram mais lentamente e com menor comprimento de passada em relação a mulheres jovens e homens. Na coluna, movimentos no plano frontal foram diferentes entre as duas velocidades. Na velocidade normal o tronco e a pelve se estabilizaram em posição neutra no período entre o balanço final e o início do apoio duplo. Já na velocidade rápida esses segmentos não permaneceram na posição neutra, oscilando de um extremo a outro conforme a alternância do membro de apoio.

O aumento da velocidade da caminhada está associado a uma maior amplitude de movimento de todos os segmentos da coluna. O comprimento da passada aumenta concomitantemente ao aumento da velocidade nos jovens, porém idosos não

apresentam alterações significativas no tamanho da passada com as variações de velocidade (CROSBIE, VACHALATHITI & SMITH, 1997a). A manutenção do tamanho da passada é discutida como sendo um reflexo da limitação da extensão do quadril durante a caminhada (BARAK *et al.*, 2006; KERRIGAN *et al.*, 2001; KERRIGAN *et al.*, 2000; KERRIGAN *et al.*, 1998).

A diminuição da amplitude de extensão do quadril no andar é observada tanto em idosos saudáveis (KERRIGAN et al., 1998) quanto em idosos caidores (BARAK, WAGENAAR & HOLT, 2006; KERRIGAN et al., 2001; KERRIGAN et al., 2000), sendo porém essa alteração mais acentuada nos caidores.

Em todos os trabalhos citados nesta seção os idosos apresentaram diminuição do comprimento da passada, indo de acordo e complementando os resultados de Crosbie e colaboradores (1997a). Embora a menor extensão de quadril possa diminuir o comprimento da passada por questões anatômicas, não é clara qual a relação de causa e efeito entre esses dois fenômenos, pois o menor comprimento da passada pode ser anterior ao déficit articular e ter origem em algum problema relacionado ao controle do equilíbrio nesses idosos (KERRIGAN et al., 2001). Kerrigan e colaboradores (KERRIGAN et al., 2003) testaram tal hipótese, avaliando se o alongamento muscular dos flexores de quadril (musculatura que com flexibilidade deficiente dificulta a extensão do quadril) aumentaria a amplitude desta articulação na caminhada e o comprimento da passada. Seus resultados foram positivos concluindo-se que a menor extensão de quadril no andar de idosos deve-se mais a uma contratura muscular estática do que a uma consequência dinâmica.

2.6. A coluna vertebral de idosos na corrida.

Não foram encontrados estudos que discutissem especificamente o movimento da coluna de idosos na corrida. Porém as alterações encontradas na caminhada e as características da coluna nessa população levam a crer que existem diferenças em relação ao padrão de movimento dos adultos jovens e que a detecção dessas diferenças pode beneficiar a prática da corrida e o processo de reabilitação desses corredores com idade mais avançada.

As informações cinemáticas que este presente trabalho buscou apresentar foram correlacionadas às características da força reação do solo vertical (FRSv) na corrida, e por isso este tópico será brevemente discutido.

O impacto do corpo com o solo durante a corrida é um fator associado à lesão (HRELJAC, 2004). Quando o contato inicial com o solo é feito com o calcanhar a curva apresenta tipicamente dois picos: pico de impacto e pico ativo (Figura 6). O pico de impacto ocorre nos primeiros 10% do período de apoio e como o próprio nome sugere é decorrente do impacto do pé com o solo, sendo afetado, por exemplo, pela velocidade da corrida (BUS, 2003) e posicionamento do pé ao tocar o solo (CAVANAGH & LAFORTUNE, 1980). Quanto mais brusco for esse pico, ou seja, quanto maior a taxa de desenvolvimento da força (taxa do impacto), maior é o risco de lesão em corredores (HRELJAC *et al.*, 2000).

O pico ativo é observado no apoio médio e é determinado pelo movimento do corpo durante o apoio. Ele marca o final do período de absorção e o início do período de propulsão e a ativação muscular é o principal fator responsável pela sua magnitude (HRELJAC, 2004).

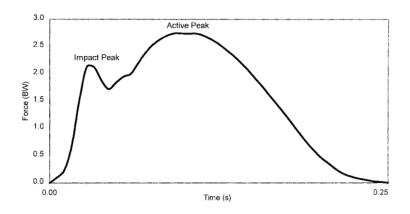


Figura 6 – Força reação do solo vertical na corrida. Impact Peak: pico de impacto, Active Peak: pico ativo.

Nos idosos o pico de impacto e taxa do impacto são maiores durante a corrida em relação a adultos jovens, indicando uma menor capacidade de absorção de impacto durante a tarefa e consequentemente maior sobrecarga nos ossos, articulações e tecidos moles. O pico ativo é menor nos idosos corredores, sendo este fato associado a déficit na fase de impulsão da corrida (BUS, 2003).

2.7. Métodos de medição cinemática da coluna

A modelagem da coluna para fins de análise cinemática é mais complexa em relação a outros segmentos corporais devido às suas peculiaridades anatômicas. Cada vértebra se articulada com suas adjacentes estabelecendo uma juntura que permite até seis graus de liberdade. Além disso, as vértebras são ossos pequenos, e assim fixar marcadores superficiais na pele, em suas proeminências ósseas, é uma tarefa sujeita a erros. E mesmo com uma correta fixação, durante os movimentos do tronco, a movimentação da pele não é totalmente compatível com os movimentos vertebrais, introduzindo mais erros na medida.

A tendência dos trabalhos atuais na tentativa de solucionar esses problemas vêm sendo adotar um modelo simplificado para a coluna, assumindo que cada segmento (cervical, torácico e lombar) se comporta como uma estrutura rígida e construindo dispositivos (clusters) para minimizar os efeitos do deslocamento da pele.

Existem inúmeros métodos de medição dos movimentos da coluna descritos na literatura. Cada autor estabelece o modelo que lhe parece mais adequado para responder à pergunta proposta pelo seu trabalho, porém muitas vezes não existe validação para o método utilizado e as diferenças na forma de construção dos modelos levam a resultados variados, dificultando a comparação e discussão com outros trabalhos publicados.

Os pontos escolhidos para a definição dos sistemas de coordenadas alteram os resultados obtidos. Uma revisão de diversos métodos mostrou, por exemplo, que a utilização de pontos nos ombros para definir os movimentos do tronco introduz ângulos que não correspondem aos movimentos reais deste segmento (LEARDINI *et al.*, 2009).

O quadro a seguir resume os trabalhos mais atuais que envolveram a análise cinemática da coluna. Nela estão descritos os segmentos analisados, as dimensões do

movimento calculadas (se 2D ou 3D), o que foi utilizado para o cálculo dos ângulos (marcas que definiram o sistema de coordenadas e planos) e a tarefa analisada.

Quadro 1- Descrição dos modelos para análise cinemática da coluna vertebral.

Autores	Segmentos	Dimensões	Definição do sistema de coordenadas/planos	Tarefa
Crosbie et al. (1997b)	Lombar, torácico baixo e torácio alto	3D	3 marcas em cada segmento do tronco (processo espinhoso e região paravertebral bilateral em T12, T6 e T1)	Caminhada
Callaghan et al. (1999)	Lombar	3D	Cluster rígido com 3 marcas (fixado na altura de L1)	Caminhada
Schache et al. (2001)	Lombar	3D	Cluster rígido com 3 marcas (formado por duas hastes cruzadas de 140 e 200 mm e fixado no processo espinhoso de T12)	Corrida
Frigo et al. (2003)	Lombar e Torácico	2D	Marcas no sacro,L3, T7 e C7. Ângulos de projeção em planos definidos a partir de coordenadas do laboratório de da pelve.	Caminhada
Cerveri et al. (2004)	Lombar e Torácico	3D	3 marcas em cada vértebra (processo espinhoso e transversos de L5 a T11)	Flexão/extensão, inclinação lateral e rotação axial
Wu et al. (2004)	Torácica	3D	Cluster rígido com 3 marcas (fixado na altura de T6)	Caminhada
Nguyen et al (2004)	Tronco (não distingue segmentos)	3D	Marcas em C7 e clavículas	Caminhada
Nguyen et al (2004)	Tronco (não distingue segmentos)	3D	Marcas em C7, processo xifóide e manúbrio do externo	Caminhada
Konz et al (2006)	Lombar, torácico e cervical	3D	Cluster rígido com 3 marcas (base de aproximadamente 3 cm, fixada em L5, T7 e C5)	Caminhada, flexão/ extensão, inclinação lateral e rotação axial.
Gombatto et al (2007)	Lombar, torácica baixa e torácica alta	2D	Segmentos definidos por linhas verticais entre as vértebras S2, L1, T7 e C7. Ângulo de inclinação entre a vertical e o segmento	Inclinação lateral
Levine et al (2007)	Lombar	2D	Ângulo no plano sagital formado por duas hastes de 100 mm fixadas na altura de S2 e T12.	Corrida

Rozumalski et al (2008)	Lombar e sacro	3D	Clusters rígidos fixados diretamente nos processos espinhos vertebrais através de fios de Kirshner de S1 a L1	Caminhada
Page, et al (2009)	Tronco	3D	Cálculo do eixo instantâneo de rotação com uso de um dispositivo rígido longo nas laterais do tronco	Flexão/extensão
Preuss et al (2010)	Sacro, lombar baixa, lombar alta, torácica baixa, torácica média inferior, torácica média inferior e torácica alta	3D	3 marcas em cada segmento (processo espinhoso e a 50 mm deste bilateralmente em S1, L3,T12,T9,T6, T3 e C7)	Alcance em várias direções
Leardini et al (2011)	Lombar, torácica, cervical e tronco	2D e 3D	Marcas em L5, L3, L1, altura do ângulo inferior da escápula (T7), T2, C7 e esterno. Ângulos no plano sagital e frontal formado pelas marcas posteriores. Sistema de coordenada único construído com as marcas no esterno e T7.	Caminhada, levantar e sentar da cadeira, subir e descer degrau.

Os modelos que calculam ângulos de projeção 2D (FRIGO et al., 2003; GOMBATTO et al., 2007; LEARDINI et al., 2011; LEVINE et al., 2007), embora mais simples, são capazes de responder perguntas clínicas, como a amplitude de variação da lordose lombar e cifose torácica durante atividades. Dentre esses, o modelo proposto por Leardini e colaboradores (2011) buscou aumentar a resolução das medidas em relação aos métodos anteriores, calculando ângulos de projeção 2D nos planos frontal e sagital nos segmentos lombar, torácico e cervical, além de construir um sistema de coordenadas 3D no tronco para medidas de rotação, e foi o modelo utilizado neste trabalho.

3. HIPÓTESES E OBJETIVOS

Como apresentado no item anterior, a coluna de idosos difere estrutural e funcionalmente da coluna de adultos jovens. Em função destas alterações as hipóteses deste trabalho foram:

- 1. Idosos corredores apresentam curvaturas espinhais diferentes das curvaturas de adultos jovens corredores durante a caminhada e a corrida. A curvatura torácica é maior e a curvatura lombar menor nos idosos. A amplitude de movimento de ambas as curvaturas é menor nos idosos durante as tarefas em comparação aos adultos jovens.
- Idosos corredores apresentam menor amplitude de extensão do quadril e como mecanismo compensatório maior anteversão da pelve durante a corrida do que adultos jovens corredores.
- 3. Idosos corredores têm menor variação da amplitude da cifose torácica da caminhada para a corrida em comparação aos adultos jovens corredores.
- 4. As amplitudes de movimento dos segmentos torácico e lombar da coluna estão correlacionadas ao amortecimento de impacto na corrida.

Tendo estas hipóteses em vista, nossos objetivos foram:

- Investigar as diferenças nas curvaturas da coluna entre idosos corredores e adultos jovens corredores na caminhada e na corrida.
- 2. Investigar as diferenças no complexo articular da pelve e quadril de idosos corredores e adultos jovens corredores na caminhada e na corrida.
- 3. Comparar a variação da curvatura do segmento torácico entre a caminhada e a corrida em idosos e adultos jovens corredores.
- 4. Investigar a correlação entre a amplitude de movimento torácica e lombar e o impacto do corpo com o solo durante a corrida.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Foi realizado um estudo observacional transversal. Os experimentos foram executados no Laboratório de Biofísica da Escola de Educação Física e Esporte da USP, sob aprovação de seu comitê de ética (ANEXO A), e ofereceram mínimo risco à saúde dos voluntários que dele participaram. Não houve nenhum conflito de interesse entre os pesquisadores participantes deste estudo e fontes de financiamento ou grupos privados.

4.1. Amostra

O estudo foi conduzido com dois grupos experimentais, ambos formados por praticantes de corrida de rua, porém com diferentes faixas etárias:

Grupo Adulto Jovem

Vinte e dois voluntários do gênero masculino, entre 22 e 40 anos, compuseram este grupo. A média (± 1 desvio padrão) da massa dos participantes foi de 72 \pm 10 quilos, da estatura de 1,73 \pm 0,06 e da idade de 28 \pm 5 anos. O critério de inclusão relacionado à idade, na fase de recrutamento de voluntários, foi ter entre 18 e 40 anos.

Grupo Idoso

Este grupo foi formado por 21 voluntários do gênero masculino entre 60 e 75 anos, com massa de 66 ± 10 quilos, estatura de $1,69 \pm 0,07$ metros e idade de 67 ± 5 anos. O critério de inclusão relacionado à idade, na fase de recrutamento de voluntários, foi ter entre 60 e 80 anos.

Não foi observada diferença entre as massas dos dois grupos (p= 0,07), porém o grupo Adulto Jovem mostrou-se 4 cm mais alto do que o grupo Idoso (p = 0,02) (a investigação das diferenças nas características antropométricas foi realizada com teste t para medidas independentes após verificação da normalidade e igualdade de variância dos dados).

Os critérios de elegibilidade para a participação no estudo, seguidos para ambos os grupos, foram: praticar corrida de rua há no mínimo 1 ano, ser capaz de completar um percurso de 10 km em tempo inferior à 1 hora, ter volume de treinamento semanal superior a 15 km e se declarar habituado a correr em esteira ergométrica. Como critérios de exclusão, verificados em uma avaliação prévia, foram estabelecidos: diferença de comprimento de membros inferiores maior que 1 cm (distância entre a cicatriz umbilical e o maléolo medial), lesão ou intervenção cirúrgica em membros inferiores e/ou coluna nos últimos 6 meses, queixa de dor no dia do experimento, incapacidade de correr ou andar em esteira ergométrica, escoliose acentuada, qualquer tipo de comprometimento ou anomalia músculo-esquelética, sensorial, neurológica e cardiovascular que comprometesse o padrão normal da corrida ou a segurança do experimento (como amputação e uso de prótese, uso de aditamentos,hipercinesias, marca-passo, labirintite, ect).

4.2. Princípios de medição cinemática

Um sistema de coordenadas ortogonais global (SCG) foi definido ao nível do solo, tendo como eixo X a direção ântero-posterior, Y médio-lateral e Z vertical. Assim, a localização de qualquer ponto P pôde ser dada pelo vetor P ou pelas componentes PX,PY,PZ do vetor.

Para a realização da análise cinemática tridimensional os segmentos corporais foram modelados como corpos rígidos, isto é, a distância entre quaisquer pontos destes corpos não varia. Tal procedimento é apenas teórico, pois os segmentos corporais não são rígidos de fato, havendo alteração do tamanho e forma de seus componentes durante a execução de movimentos. Para descrever a posição e movimento desses segmentos um sistema de coordenadas local (SCL) foi definido em cada um deles, sendo para isso necessário três pontos não colineares no segmento. A localização desses pontos no sistema de coordenadas global foi obtida através da colocação de marcadores superficiais sobre estruturas anatômicas conhecidas, capazes de caracterizar esses segmentos. A seguir, os cálculos que foram realizados no

seguimento **pelve** são descritos para uma breve explanação acerca do método, que se repetirá para a coxa e a coluna (CAPPOZZO *et al.*, 1995; GROOD & SUNTAY, 1983; WU *et al.*, 2002; ZATSIORSKY, 1998).

4.2.1. Pelve

A definição da pelve (Figura 7) foi realizada com referência ao projeto europeu denominado *Virtual Animation of the Kinematics of the Human for Industrial, Educational and Research Purposes – VAKHUM (http://www.ulb.ac.be/project/vakhum/)*

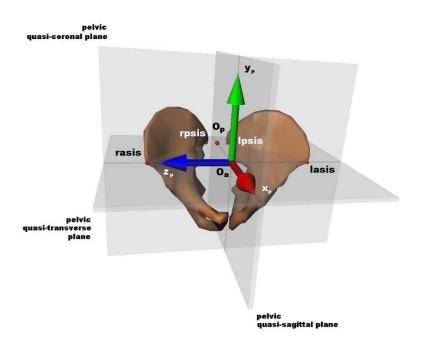


Figura 7 – Segmento Pelve

- O eixo horizontal z é orientado sobre a linha que passa pelas espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS), com direção positiva à direita.
- O eixo x está contido no plano quase- transversal da pelve (definido pelas EIAS e o ponto médio entre as espinhas ilíacas póstero-superiores (EIPS))
 e é perpendicular ao eixo z, com direção positiva anterior.
- O eixo y é mutuamente perpendicular (obtido através do produto vetorial)
 ao eixo z e x, apontando para cima.

A origem do sistema situa-se no ponto Ao e o centro articular do quadril foi estimado segundo o cálculo (BELL *et al.*, 1989,1990):

Quadril direito = (0.36,-0,19,-0,3)*Distância entre EIAS.

Quadril esquerdo = (-0.36,-0,19,-0,3)*Distância entre EIAS.

Através do sistema de captura de imagens o que se obteve foram as coordenadas dos pontos no SCG. A passagem dessas coordenadas para o SCL foi realizada através do cálculo de uma **matriz de transformação**, que expressa a rotação e a translação do SCL em relação ao SCG:

$$[T] = \begin{bmatrix} \dots & [(1 \times 4)] & \dots \\ \vdots & \dots & \dots \\ [(3 \times 1)] & \dots & [(3 \times 3)] & \dots \\ \vdots & \dots & \dots & \dots \end{bmatrix}$$

- Matriz 3X1: localização da origem de um sistema de referência em relação ao outro, isto é, quanto o SCL transladou em relação ao SCG;
- Matriz de Rotação 3x3 (1), que fornece a rotação do SCL em relação ao SCG.
 Essa matriz é formada pelos cossenos que cada componente dos vetores unitários da SCL forma com cada um dos eixos do SCG.

A rotação do SCL foi então calculada em relação ou ao SCG, como na pelve, ou em relação ao SCL de outro segmento (os movimentos da coxa e da coluna foram descritos em relação ao SCL da pelve), utilizando-se a representação de ângulos de Cardan/Euler (Figura 8). Uma convenção para descrever a ordem das rotações possíveis no espaço tridimensional é necessária porque ângulos tridimensionais não comutam, isto é, a definição dos eixos e a ordem de descrição dos ângulos interferem nos valores destes ângulos. A sequência adotada segue uma convenção onde as rotações de maior amplitude são descritas primeiramente. A sequência de rotação adotada neste estudo foi rotação sobre o eixo médio-lateral/ântero-posterior/vertical.

Desta forma, adotou-se a seguinte matriz de rotação com ângulos de Cardan/Euler na sequência ântero-posterior/médio-lateral/vertical:

$$\begin{bmatrix} \cos\theta\cos\psi & -\cos\phi\sin\psi + \sin\phi\sin\theta\cos\psi & \sin\phi\sin\psi + \cos\phi\sin\theta\cos\psi \\ \cos\theta\sin\psi & \cos\phi\cos\psi + \sin\phi\sin\theta\sin\psi & -\sin\phi\cos\psi + \cos\phi\sin\theta\sin\psi \\ -\sin\theta & \sin\phi\cos\theta & \cos\phi\cos\theta \end{bmatrix}$$

A descrição dos segmentos obtida através da colocação de marcadores superficiais sobre a pele é vulnerável a erros devido a artefatos de movimento entre os marcadores e a pele e a variações do volume muscular durante sua contração e relaxamento. A fim de minimizar tal problema utilizamos a "Técnica de Calibração do Sistema Anatômico" proposto por Cappozzo e colaboradores (1995), que se vale de marcas técnicas que não precisam ter relação anatômica com o segmento. Assim, essas marcas podem ser colocadas em estruturas rígidas, chamadas *clusters* ou em locais com menor movimento da pele e de mais fácil visualização pelo sistema de captura de imagem. A posição dessas marcas técnicas é descrita no SCG em detrimento das marcas anatômicas. Calcula-se a matriz de rotação que descreve a posição das marcas técnicas no SCG através do procedimento de Decomposição em Valores Singulares (SODERKVIST & WEDIN, 1993). A posição do SCL é então obtida pela multiplicação da matriz obtida pela Decomposição em Valores Singulares e a matriz de rotação (1) descrita anteriormente. Na prática o procedimento para a pelve foi o seguinte:

- 1 Aquisição de um quadro com o voluntário parado com marcas anatômicas e técnicas. As anatômicas, utilizadas para definição da SCL, foram: espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS) e póstero-superiores (EIPS). A visualização das marcas anteriores pode ser prejudicada pela flexão do tronco para frente, então marcas técnicas foram colocas nas cristas ilíacas bilateralmente.
- 2 Aquisição das tarefas dinâmicas (caminhada e corrida) somente com as marcas técnicas (cristas ilíacas e EIPS; neste caso EIPS funcionaram tanto como marcas anatômicas quanto como técnicas). Como as marcas técnicas e anatômicas se encontravam no mesmo segmento, que foi considerado como sendo um corpo rígido, a

posição relativa entre elas não variou e portanto foi possível reconstruir a posição das marcas anatômicas a partir das técnicas.

Os ângulos desenvolvidos pela pelve foram então obtidos pela rotação e translação do SCL nela definido em relação ao SCG do laboratório, seguindo a sequência de rotação sobre o eixo médio-lateral/ântero-posterior/vertical, gerando assim os ângulos de anteversão/retroversão, inclinação e rotação.

4.2.2. Coxa

Para a coxa também seguimos o projeto VAKHUM (Figura 8):

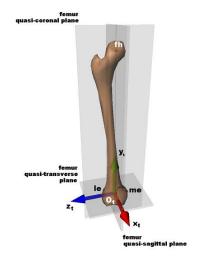


Figura 8- Segmento Coxa

- O eixo vertical y é orientado sobre a linha que passa pelo ponto médio entre os epicôndilos do fêmur e a cabeça do fêmur, com a direção positiva orientada para cima.
- O eixo z está contido no plano quase-coronal do fêmur (plano definido pelos epicôndilos e a cabeça do fêmur) e é perpendicular ao eixo y, com a posição positiva para a direita.
- O eixo x é mutuamente perpendicular (obtido através do produto vetorial)
 ao eixo z e y, apontando para frente.

A origem do sistema situa-se na cabeça do fêmur (e não entre os epicôndilos como mostra a figura).

A utilização da técnica CAST neste seguimento foi realizada através da colocação de um *cluster* rígido com quatro marcas (placa construída com termoplástico que foi moldada à coxa de cada voluntário individualmente). Além do *cluster* foram afixadas marcas sobre os epicôndilos medial e lateral do fêmur e trocânteres maiores. A sequência de rotação dos ângulos de Cardan/Euler foi rotação sobre o eixo médio-lateral/ântero-posterior/vertical, gerando assim os ângulos de flexão/extensão, abdução/adução e rotação medial/lateral.

4.2.3. Coluna

A análise cinemática da coluna seguiu o modelo proposto por Leardini e colaboradores (2011). Um SCL foi definido no tronco da seguinte maneira (Figura 9):

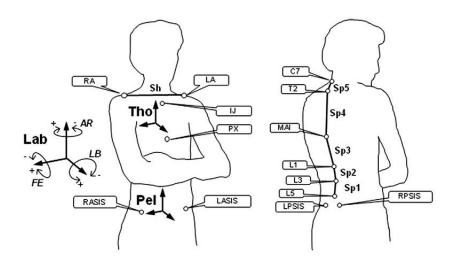


Figura 9 – Representação da coluna segundo Leardini e colaboradores (2011)

- O eixo vertical z está no plano sagital definido pelo processo xifóide do esterno, processo espinhoso da vértebra na altura dos ângulos inferiores da escápula (AIE, aproximadamente T7) e processo espinhoso de T2. Este eixo aponta para cima e passa pelos pontos AIE e T2.
- O eixo x é ortogonal ao plano sagital, com origem em T2.

O eixo y é mutuamente perpendicular (obtido através do produto vetorial)
 ao eixo z e x, apontando para frente.

Para o método CAST foram utilizados os pontos: T2, MAI, processo xifóide (IJ) e manúbrio do esterno (PX).

Esse modelo propõe a descrição dos movimentos da coluna através do calculo de ângulos planares, adicionando marcas em C7, L1,L3 e L5 e calculando os ângulos de projeção entre esses pontos nos planos sagital e frontal. As seguintes curvaturas da coluna foram calculadas neste trabalho:

- Entre Sp3 e Sp4 (T2, AIE e L1): curvatura (sagital) e inclinação (frontal) torácica.
- Entre Sp1 e Sp2 (L1, L3 e L5): curvatura (sagital) e inclinação (frontal) lombar.

O movimento geral do tronco foi medido através do SCL nele definido, em relação ao SCL da pelve A sequencia de rotação dos ângulos de Cardan/Euler foi rotação sobre o eixo médio-lateral/ântero-posterior/vertical, gerando assim os ângulos de flexão/extensão, inclinação e rotação.

4.3. Procedimentos experimentais

Foi realizada uma entrevista inicial por telefone para verificar o enquadramento nos critérios de elegibilidade dos possíveis participantes. Após essa entrevista eles se dirigiram até o Laboratório de Biofísica e passaram pelos seguintes procedimentos:

 Anamnese e avaliação física para investigação dos critérios de exclusão e condição física geral. A anamnese investigou queixas, lesões, patologias, cirurgias e características do treinamento. A avaliação física foi composta por medição do comprimento dos membros inferiores, flexibilidade dos músculos isquiotibiais, iliopsoas (Teste de Thomas) e quadríceps, força de músculos abdominais, extensores de tronco e abdutores de quadril, Teste de Laségue (integridade do nervo ciático), mobilidade de flexão da coluna (Teste de Schober e Teste de Stibor) e Teste da distância do terceiro dedo ao solo.

- Paramentação do voluntário para a aquisição dos dados: Foram fixados com fita adesiva dupla fase no corpo dos voluntários marcadores retro-refletivos nos pontos descritos na seção Princípios de Medição e *clusters* (Figura 10).
- Aquisição de uma tentativa estática para a utilização do método CAST, com o voluntário em pé em posição anatômica.
- Retirada de alguns marcadores em pontos anatômicos (epicôndilos do fêmur e EIAS).
- Aquecimento e familiarização com a esteira utilizada no experimento por 7 minutos a 5 km/h.
- Caminhada na esteira por 30 segundos a 5 km/h para captura de dados.
- Corrida na esteira por 7 minutos a 11 km/h como ambientação.
- Corrida na esteira por 30 segundos a 11 km/h para captura de dados.
- Desaguecimento por um período de 5 minutos a 5 km/h.

Não houve pausa ou aviso aos voluntários entre os períodos de adaptação à esteira e coleta de dados para que eles não alterassem seu padrão de movimento. Aproximadamente 20 passadas foram coletadas na caminhada e 30 na corrida, sendo o maior número possível utilizado para a análise de dados (após verificação).



Figura 10 – Localização dos marcadores refletivos sobre o corpo do voluntário.

4.4. Aquisição de dados, processamento e variáveis de interesse

A aquisição dos dados foi realizada com um sistema da Motion Analysis Corporation composto por 8 câmeras (Raptor 4) que operam com infravermelho e um software de captura e análise de movimento (Cortex). A freqüência de aquisição das câmeras foi de 150 Hz obedecendo ao Teorema de Nyquist.

Os voluntários realizaram as tarefas de caminhada e corrida em uma esteira instrumentada com duas plataformas de força sob cintas independentes (Bertec Instrumented Treadmill- Figura 11) mantendo os membros superiores livres durante as tarefas, sem apoios. Na caminhada cada membro inferior estava sobre uma plataforma de força, o que permitiu a aquisição da força reação do solo de cada membro separadamente. Na corrida, como não há fase de apoio duplo, os voluntários executaram a tarefa em apenas uma cinta da esteira. Os dados das plataformas de força foram adquiridos pelo software Cortex com frequência de 600 Hz em 18 voluntários do grupo Adulto Jovem e 17 do grupo Idoso.



Figura 11 – Esteira instrumentada com 2 plataformas de força (Bertec Instrumented Treadmill).

O tratamento dos dados e os cálculos executados foram realizados no software Visual 3D (C-Motion). A trajetória das marcas retro-refletivas foi submetida a um filtro passa-baixa com freqüência de corte de 10 Hz após uma análise de seu espectro de

frequências. A força reação do solo foi filtrada com um filtro passa-baixa de 100 Hz e normalizada pelo peso corporal de cada participante. A delimitação das passadas foi realizada obtendo-se os momentos de inicio e fim da componente vertical da força reação do solo. Toda manipulação dos dados foi executada em Matlab (versão 7, Mathworks).

Seguindo as hipóteses do trabalho as variáveis de interesse discutidas são apresentadas na lista abaixo. Elas são médias extraídas das passadas com o membro inferior direito:

- Pico da curvatura do segmento torácico e lombar e suas amplitudes de movimentos (máximo menos mínimo) durante a corrida e a caminhada;
- Máximo ângulo de extensão do quadril e o máximo ângulo de anteversão da pelve na corrida e na caminhada;
- Correlação entre máxima extensão do quadril e máxima anteversão pélvica na corrida e na caminhada;
- Variação entre caminhada e corrida: diferença entre a máxima curvatura torácica na caminhada e a máxima curvatura torácica na corrida;
- Pico de impacto e o pico ativo da força reação do solo vertical na corrida:
 o pico de impacto é o primeiro da curva e o pico ativo o segundo. Para
 casos onde o primeiro pico não foi evidente calculou-se o valor máximo
 nos primeiros 50 ms como sendo o pico de impacto e o máximo valor da
 curva (pico único) como pico ativo;
- Taxa do impacto na corrida: máxima inclinação da curva de força de reação do solo vertical entre o contato inicial com o pé no solo e o pico de impacto (calculada através da derivada da força no tempo);
- Correlação entre as variáveis de força reação do solo (pico de impacto, pico ativo e taxa do impacto) e a amplitude de movimento do segmento torácico (sagital) e lombar (sagital) na fase de apoio da corrida.

Algumas variáveis relacionadas e complementares às questões de interesse também foram analisadas: comprimento da passada (normalizado pela altura de cada voluntário), curvaturas torácica e lombar na postura parada (cifose e lordose postural),

posição da pelve na postura parada, e média durante a passada da curvatura torácica, lombar e do movimento da pelve.

A inclinação torácica, os movimentos globais do tronco (calculados nas 3 dimensões) e os movimentos da pelve nos planos frontal (inclinação) e transversal (rotação), embora não previstos diretamente nas hipóteses do estudo, foram brevemente apresentados na corrida a fim de complementar a literatura científica no assunto.

4.5. Síntese dos sinais das curvas

Da forma que os sistemas de coordenadas foram definidos no laboratório e nos segmentos, os valores positivos e negativos dos ângulos se referem à:

- Curvatura torácica (sagital): valores negativos. Quanto maior a curvatura maior o valor em módulo;
- Curvatura lombar (sagital): valores positivos. Quando mais acentuada a curvatura maior o valor;
- Inclinação torácica (frontal) para a direita: valores negativos. Inclinação para a esquerda: valores positivos;
- Movimentos do quadril: flexão tem valores positivos e extensão valores negativos;
- Movimentos do tronco: valores positivos representam extensão, inclinação para a direita e rotação para a esquerda. Movimentos contrários para cada plano são negativos;
- Movimentos da pelve: valores positivos representam anteversão, inclinação para a direita (lado direito mais baixo) e rotação para a esquerda. Movimentos contrários para cada plano são negativos.

4.6. Análise Estatística

A normalidade dos dados foi investigada com o teste Komogorov-Smirnov e a igualdade de variâncias com o teste de Levene. Assegurados todos os critérios para a realização de estatística paramétrica foi utilizado o teste t independente para a comparação dos grupos. Quando encontrada diferença estatisticamente significante entre os grupos foi calculado o tamanho do efeito (effect size) através do teste de Cohen (d), sendo considerado pequeno efeito valores de d entre 0,2 e 0,5, médio efeito d entre 0,5 e 0,8 e grande efeito para d maior que 0,8.

O coeficiente de correlação de Pearson foi calculado entre as variáveis de força reação do solo e a amplitude de movimento do segmento torácico e lombar da coluna na corrida

O nível de significância adotado para todos os testes foi de 0,05 e todos os cálculos foram realizados no software SPSS Statistics, versão 17.0.

5. RESULTADOS

Comprimento da passada

O grupo Idoso apresentou comprimento de passada menor que o grupo Adulto Jovem na corrida. Na caminhada o comprimento da passada foi o mesmo em ambos os grupos (Tabela 1).

Tabela 1 – Média ±1 desvio padrão (DP) do comprimento da passada (normalizado pela estatura) nos grupos Adulto Jovem e Idoso e resultados estatísticos para a comparação entre grupos. * representa diferença estatisticamente significativa.

Variável	Tarefa	Adulto Jovem	ldoso	Estatística
		Média ± DP	Média ± DP	Teste t Tamanho do efeito (d)
Comprimento	Corrida	1,30 ± 0,96	1,19 ± 0,05	t(41) = 5,07, p =< 0,001 * d = 1.7
da passada	Caminhada	0.84 ± 0.04	0.82 ± 0.07	t(41) = 1,05, p = 0,30

Curvaturas da coluna vertebral

As curvaturas posturais de cifose e lordose da coluna e a posição da pelve não se mostraram diferentes entre os grupos Adulto Jovem e Idoso, assim como não foram observadas diferenças nas máximas curvaturas dos segmentos torácico e lombar na caminhada e na corrida (Tabela 2). A máxima curvatura dos segmentos foi observada na fase de apoio das duas tarefas.

A amplitude de movimento do segmento torácico durante a passada da corrida foi menor no grupo Idoso em relação ao grupo Adulto Jovem, mas o mesmo não foi observado na caminhada. A amplitude de movimento do segmento lombar foi igual em ambos os grupos nas duas tarefas (Tabela 2).

Tabela 2 – Média ±1 desvio padrão (DP) da cifose, lordose e pelve na postura parada (postural), da máxima curvatura e da amplitude de movimento dos segmentos torácico e lombar da coluna nos grupos Adulto Jovem e Idoso e resultados estatísticos para a comparação entre grupos. .* representa diferença estatisticamente significativa.

Variável	Tarefa	Adulto Jovem	Idoso	Estatística
		Média ± DP	Média ± DP	Teste t Tamanho do efeito (d)
Cifose Postural	-	-23,2° ± 4,8°	-24,5° ± 6,1°	t(41) = 0,79, p = 0,43
Lordose Postural	-	$3,5^{\circ} \pm 0,9^{\circ}$	3,4° ± 0,9°	t(41) = 0,14, p = 0,89
Pelve Postural	-	10,7° ± 3,9°	10,6° ± 6,0°	t(41) = 0,09, p = 0,93
Máxima	Corrida	$-21,2^{\circ} \pm 4,5^{\circ}$	$-24,2^{\circ} \pm 6,3^{\circ}$	t(41) = 1,83, p = 0,07
curvatura torácica	Caminhada	$-23,8^{\circ} \pm 2,3^{\circ}$	$-22,7^{\circ} \pm 2,8^{\circ}$	t(41) = -1,46, p = 0,15
Máxima	Corrida	$10.8^{\circ} \pm 5.4^{\circ}$	11,4° ± 5,4°	t(41) = 3,00, p = 0,70
curvatura lombar	Caminhada	$7,2^{\circ} \pm 2,1^{\circ}$	7,1° ± 2,6°	t(41) = 0,08, p= 0,93
	Corrida	$3,4^{\circ} \pm 0,9^{\circ}$	$2,6^{\circ} \pm 0,7^{\circ}$	t(41) = 3,32, p = 0,002 *
Amplitude Torácica	Caminhada	1,4° ± 0,4°	1,4° ± 0,4°	d = 1,0 t(41) = -0,08, p= 0,93
	Corrida	$5,6^{\circ} \pm 2,5^{\circ}$	$5,1^{\circ} \pm 1,9^{\circ}$	t(41) = 0.82 p = 0.42
Amplitude Lombar	Caminhada	2,9° ± 1,1°	$2,4^{\circ} \pm 0,8^{\circ}$	t(41) = 1,80, p= 0,08

No cálculo da média durante toda a passada os idosos apresentaram maior curvatura torácica na corrida (Tabela 3).

Tabela 3 – Média ± 1 desvio padrão (DP) dos picos de extensão do quadril e anteversão pélvica (graus) nos grupos Adulto Jovem e Idoso e resultados estatísticos para a comparação entre grupos. .* representa diferença estatisticamente significativa.

Variável	Tarefa	Adulto Jovem	Idoso	Estatística
		Média ± DP	Média ± DP	Teste t Tamanho do efeito (d)
Curvatura	Corrida	-19,9° ± 4,6°	$-23,3^{\circ} \pm 6,3^{\circ}$	t(41) = -2,02, p = 0,05 *
Torácica Média	Caminhada	-22,3° ± 4,6°	$-23,7^{\circ} \pm 6,6^{\circ}$	d = 0,6 t(41) = 0,80, p = 0,43
Curvatura	Corrida	$8,4^{\circ} \pm 4,7^{\circ}$	$9,5^{\circ} \pm 5,0^{\circ}$	t(41) = -0,75, p = 0,46
Lombar Média	Caminhada	8,3° ± 5,1°	$9,6^{\circ} \pm 5,2^{\circ}$	t(41) = -0,80, p = 0,43

As curvaturas torácica e lombar médias nos dois grupos para a caminhada e para a corrida são mostradas na Figura 12. Qualitativamente observa-se um padrão semelhante entre as curvaturas dos adultos jovens e dos idosos na caminhada.

Na corrida, também qualitativamente, a coluna torácica dos adultos jovens aumenta sua curvatura progressivamente após o contato inicial, atingindo o pico no apoio médio, e retorna à posição mais retificada ao final da fase de apoio. Já os idosos parecem diminuir a curvatura torácica após o contato inicial para em seguida apresentar a máxima curvatura torácica como os adultos, gerando assim dois pico a mais na curva da série temporal da coluna torácica (a). A curvatura lombar dos idosos não apresenta um primeiro pico de extensão como descrito por Schache e colaboradores (2001) e visto neste trabalho nos corredores jovens (b).

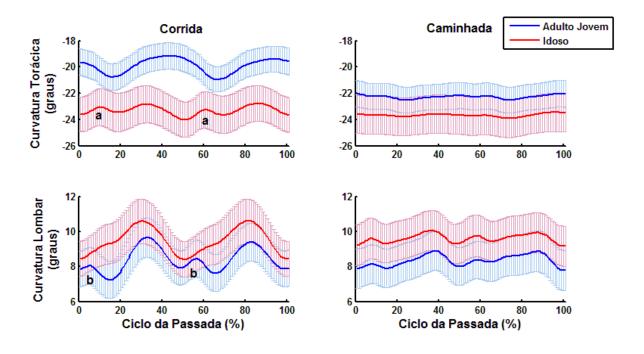


Figura 12 — Curvas dos valores médios (\pm 1 erro padrão) das curvaturas torácica e lombar (plano sagital) no ciclo da passada da corrida e da caminhada para o grupo Adulto Jovem e o grupo Idoso.

Movimentos do quadril e pelve

O grupo Idoso apresentou menor pico de extensão do quadril em comparação ao grupo Adulto Jovem na corrida e na caminhada. Tal pico foi observado no final da fase de apoio (Tabela 4).

O pico de anteversão da pelve foi maior no grupo Idoso em comparação ao grupo Adulto Jovem para a caminhada e não houve diferença entre os grupos na corrida. O pico de anteversão da pelve também ocorreu no final da fase de apoio (Tabela 4).

A pelve dos idosos apresentou maior anteversão em média durante a passada da caminha em relação aos adultos (Tabela 4).

Tabela 4 – Média ± 1 desvio padrão (DP) dos picos de extensão do quadril e anteversão pélvica (graus) nos grupos Adulto Jovem e Idoso e resultados estatísticos para a comparação entre grupos. .* representa diferença estatisticamente significativa.

Variável	Tarefa	Adulto Jovem	Idoso	Estatística
		Média ± DP	Média ± DP	Teste t Tamanho do efeito (d)
F. 1	Corrida	-3,1° ± 4,2°	-1,1° ± 7,8°	$t(41) = -2.21, \mathbf{p} = 0.03^*$ d = 0.7
Extensão do quadril	Caminhada	-6,9° ± 3,3°	$-2,6^{\circ} \pm 3,8^{\circ}$	t(41) = -4.0, p < 0.001* d = 1.2
	Corrida	20,1° ± 3,7°	$21,8^{\circ} \pm 5,3^{\circ}$	t(41) = 0,20, p = 0,85
Anteversão da pelve	Caminhada	10,1° ± 2,7°	$15,7^{\circ} \pm 2,0^{\circ}$	t(41) = -7,54, p<0,001 * d = 2,3
Movimento	Corrida	19,1° ± 3,8°	$18,7^{\circ} \pm 5,2^{\circ}$	t(41) = 0.26, p = 0.80
Médio da pelve	Caminhada	10,9° ± 3,7°	14,5° ± 5,2°	$t(41) = -2.63, \mathbf{p} = 0.01^*$ d = 0.8

A Figura 13 mostra a média dos ângulos desenvolvidos pelo quadril e pelve na passada da corrida e da caminhada em ambos os grupos. Qualitativamente as curvas apresentam padrões semelhantes entre os grupos Adulto Jovem e Idoso, com uma diferença angular mais visível na pelve durante a caminhada.

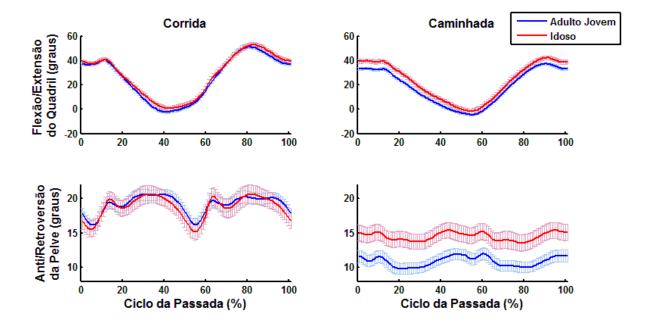


Figura 13 – Curvas dos valores médios (\pm 1 erro padrão) dos ângulos desenvolvidos pelo quadril e pelve (plano sagital) no ciclo da passada da corrida e da caminhada para o grupo Adulto Jovem e o grupo Idoso.

Correlação entre quadril e pelve

A máxima extensão do quadril apresentou correlação com a máxima anteversão pélvica (quando menor a extensão do quadril maior a anteversão da pelve) no apoio final da caminhada e da corrida. A correlação realizada isoladamente no grupo Idoso na corrida não revelou correlação entre essas variáveis (Tabela 5).

Tabela 5 – Correlação entre a máxima extensão de quadril e máxima anteversão pélvica na caminhada e na corrida para os grupos Adulto Jovem (n = 22), Idoso (n = 21) e o grupo Combinado incluindo ambos (n = 43).

	Grupo	Anteversão da pelve CORRIDA	Anteversão da pelve CAMINHADA
Extensão do quadril CORRIDA	Combinado Adulto Jovem Idoso	r = 0,42, p = 0,005 * r = 0,54, p = 0,009 * r = 0,43, p = 0,06	
Extensão do quadril CAMINHADA	Combinado Adulto Jovem Idoso		r = 0,87, p < 0,001* r = 0,94, p < 0,001* r = 0,75, p < 0,001*

Variação entre caminhada e corrida

A variação da curvatura torácica da caminhada para a corrida foi menor no grupo Idoso em comparação ao grupo Adulto Jovem (t(41)=2.8, $\mathbf{p}=0.007$, tamanho do efeito =0.8). No grupo Idoso a média da variação foi de $0.3^{\circ}\pm1.9^{\circ}$ e no grupo Adulto Jovem a variação foi de $-1.2^{\circ}\pm1.6^{\circ}$. Esses números revelam que a curvatura torácica foi maior na caminhada do que na corrida no grupo Adulto Jovem e o inverso para o grupo Idoso, maior na corrida do que na caminhada. A figura 14 contém o boxplot dessa variável.

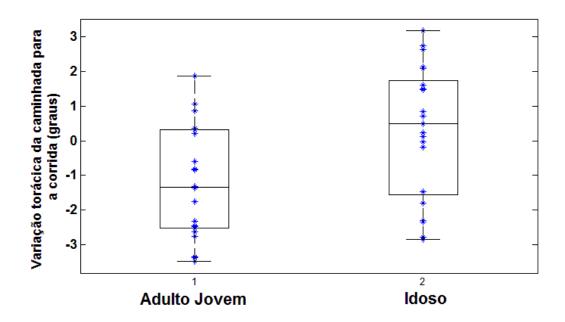


Figura 14 – Boxplot com valor da mediana, primeiro e terceiro quartis e valores máximos para a variação torácica da caminhada para a corrida (graus) nos grupos Adulto Jovem e Idoso. Os asteriscos mostram o valor da variável para cada integrante dos grupos.

Força reação do solo vertical na corrida

O pico ativo da FRSv foi menor no grupo Idoso em relação ao grupo Adulto Jovem e o contrário ocorreu para a taxa do impacto, o grupo Idoso apresentou maiores valores do que o grupo Adulto Jovem (Tabela 6). Não foi observada diferença no pico de impacto da FRSv na corrida entre os grupos (Tabela 6).

Tabela 6 – Média \pm 1 desvio padrão (DP) dos picos ativo e de impacto (normalizado pelo peso corporal - PC) e da taxa do impacto nos grupos Adulto Jovem e Idoso e resultados estatísticos para a comparação entre grupos. * representa diferença estatisticamente significativa.

Variável	Tarefa	Adulto Jovem	Idoso	Estatística
		Média ± DP	Média ± DP	Teste t Tamanho do efeito (d)
Pico Ativo FRSv (PC)	Corrida	2,4 ± 0,2	2,2 ± 0,2	t(33) =2,02, p =0,05 * d = 1,0
Pico de Impacto FRSv (PC)	Corrida	1,6 ± 0,2	1,8 ± 0,7	t(33) =-1,08, p =0,29
Taxa do Impacto (PC.s ⁻¹)	Corrida	92,4 ± 22,1	133,0 ± 56,1	t(33) =-2,85, p =0,008* d = 0,9

A figura 15 mostra a série temporal da FRSv nos dois grupos, normalizada pelo peso corporal.

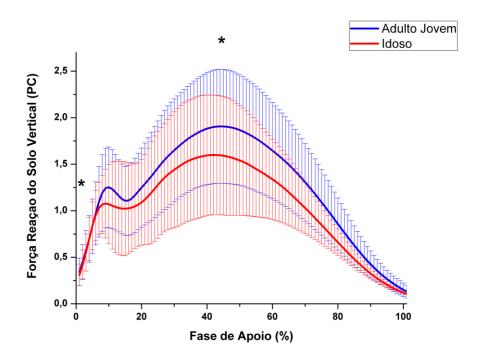


Figura 15 – Série temporal da força reação do solo vertical (em Peso corporal – PC) na fase de apoio da corrida (média \pm 1 DP). * representa os pontos que apresentaram diferença entre os grupos: pico ativo e taxa do impacto.

Correlações entre movimentos da coluna e FRSv na corrida

Na corrida, foi observada correlação positiva entre a amplitude de movimento torácica na fase de apoio e o pico ativo da FRSv quando realizada análise dos grupos combinados e correlação positiva entre a amplitude de movimento lombar na fase de apoio e o pico de impacto da FRSv somente no grupo Idoso (Tabela 7).

Tabela 7 – Correlação entre a máxima extensão de quadril e máxima anteversão pélvica na caminhada e na corrida para os grupos Adulto Jovem (n = 18), Idoso (n = 17) e o grupo Combinado incluindo ambos (n = 35).

	Grupo	Pico de Impacto	Pico ativo
	Combinado	r = 0,11, p = 0,54	r = 0,35, p = 0,05 *
Amplitude Torácica	Adulto Jovem	r = 0.33, p = 0.18	r = 0.14, p = 0.57
	Idoso	r = 0.36, p = 0.15	r = 0.24, p = 0.40

Continuação Tabela 7 – Correlação entre a máxima extensão de quadril e máxima anteversão pélvica na caminhada e na corrida para os grupos Adulto Jovem (n = 18), Idoso (n = 17) e o grupo Combinado incluindo ambos (n = 35).

	Grupo	Pico de Impacto	Pico ativo
	Combinado	r = 0,32, p = 0,06	r = 0,20, p = 0,28
Amplitude Lombar	Adulto Jovem	r = -0,17, p = 0,48	r <0,001, p = 0,99
	Idoso	r = 0,60, p = 0,01 *	r = 0.18, p = 0.50

A amplitude de movimento torácica na fase de apoio da corrida foi maior no grupo Adulto Jovem em relação ao grupo Idoso. Embora a máxima curvatura torácica, que ocorre nessa fase, não seja distinta entre os grupos, a mínima curvatura é diferente entre idosos e jovens: os idosos retificam menos o segmento torácico em relação aos adultos jovens, o que gera a diferença na amplitude de movimento (Tabela 8). A amplitude de movimento lombar na fase de apoio da corrida não foi diferente entre os grupos (Tabela 8).

Tabela 8 – Média ± 1 desvio padrão (DP) da amplitude de movimento torácica e lombar na fase de apoio da corrida, mínima curvatura torácica na mesma fase e resultados estatísticos para a comparação entre grupos. * representa diferença estatisticamente significativa

Variável	Tarefa	Adulto Jovem	Idoso	Estatística
		Média ± DP	Média ± DP	Teste t Tamanho do efeito
Amplitude Torácica (apoio)	Corrida	$2,7^{\circ} \pm 0,9^{\circ}$	1,8° ± 0,6°	t(41) =3,32, p =0,002 * d = 1,2
Mínima curvatura torácica (apoio)	Corrida	-18,6° ± 4,8°	-22,4 ± 6,4	t(41) =2,18, p =0,03 * d = 0,7
Amplitude Lombar (apoio)	Corrida	5,1 ± 2,3	4,1 ± 1,9	t(41) =1,59, p =0,12

Movimentos do Tronco (3D), inclinação torácica, rotação e inclinação da pelve

A Figura 16 mostra os movimentos de flexão, extensão, inclinação e rotação do tronco. Não houve diferença entre os grupos no pico de flexão, extensão e inclinação na fase de apoio. Entretanto o grupo Adulto Jovem apresentou rotação do tronco significativamente maior que o grupo Idoso nas fases de apoio final e voo da corrida (Adulto Jovem: $9,3^{\circ} \pm 2,8^{\circ}$; Idoso: $6,6^{\circ} \pm 2,6^{\circ}$; t(41) = 3,20, p = 0,003).

A curva de Flexão/Extensão segue o padrão encontrado na curvatura torácica, onde os idosos apresentam um pico a mais de extensão entre o apoio inicial e o apoio final.

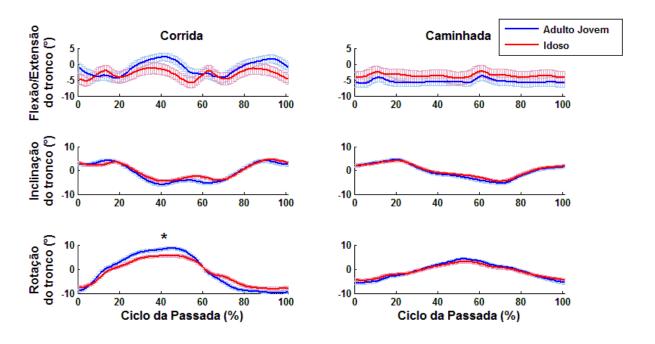


Figura 16 – Curvas dos valores médios (± 1 erro padrão) dos ângulos de flexão, extensão, inclinação e rotação do tronco na corrida e na caminhada nos grupos Adulto Jovem e Idoso. * representa diferença estatisticamente significativa.

Os valores de inclinação e rotação da pelve não foram distintos entre os grupos na corrida e na caminhada. Embora a série temporal da inclinação da pelve durante a passada da corrida mostre picos menos acentuados nos idosos, não foi observada diferença estatisticamente significativa (Figura 17).

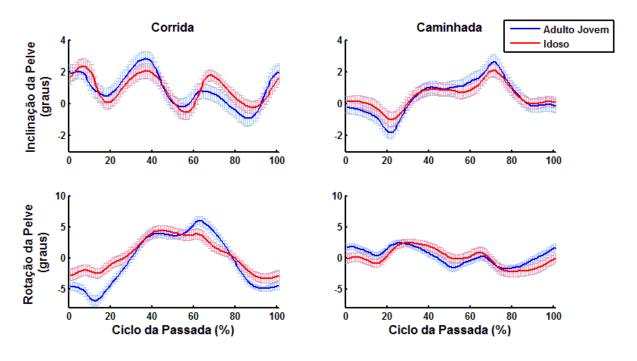


Figura 17 - Curvas dos valores médios (± 1 erro padrão) dos ângulos de inclinação e rotação da pelve na corrida e na caminhada nos grupos Adulto Jovem e Idoso.

O movimento de inclinação do tronco se mostrou bastante semelhante entre os grupos nas tarefas de corrida e caminhada (Figura 18).

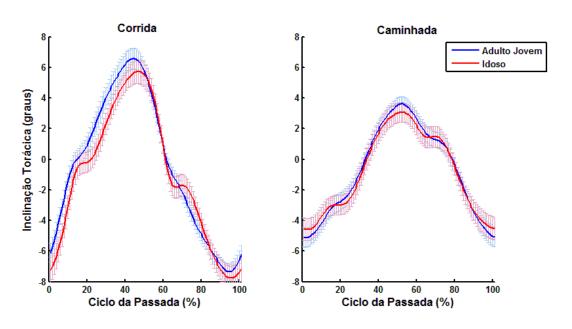


Figura 18 – Curvas dos valores médios (± 1 erro padrão) dos ângulos de inclinação torácica na corrida e na caminhada nos grupos Adulto Jovem e Idoso.

5. DISCUSSÃO

O objetivo geral deste estudo foi investigar as diferenças nos movimentos da coluna, pelve e quadril entre idosos corredores e adultos jovens corredores durante a caminhada e a corrida e paralelamente observar se os movimentos desenvolvidos pela coluna teriam relação com a absorção de impacto durante a corrida. Os resultados mostraram diferenças entre as faixas etárias principalmente no segmento torácico da coluna, nos movimentos do quadril e da pelve, e na relação do segmento lombar com a FRSv.

As hipóteses de que idosos teriam maior pico de curvatura torácica e menor pico de curvatura lombar do que adultos jovens nas tarefas não foram confirmadas. Os grupos apresentaram o mesmo ângulo de cifose torácica e lordose lombar na caminhada e na postura estática. Quando analisada a média do movimento torácico durante toda a passada da corrida os idosos mostraram cifose torácica mais acentuada, porém com significância estatística baixa.

De 20 a 40% da população com mais de 40 anos de idade apresenta aumento da curvatura torácica, denominada hipercifose (KATZMAN *et al.*, 2010). Os idosos corredores deste estudo tinham as curvaturas da coluna similares a dos adultos jovens, sugerindo uma associação entre curvaturas normais e qualidade de execução das tarefas caminhada e corrida, pois alterações na coluna como retificação lombar e hipercifose dificultam a realização de tarefas até mais simples como alcance em idosos (HIROSE *et al.*, 2004). Uma observação de causa e efeito, com a afirmação de que a corrida poderia tornar a coluna dos idosos mais similares à de jovens, não é possível devido à estrutura transversal deste trabalho. Porém os resultados apontam para essa direção e abrem caminho para discussão deste tópico em futuros estudos longitudinais.

Os idosos apresentaram a mesma amplitude de movimento do segmento torácico na caminhada em comparação aos adultos jovens, diferentemente dos resultados mostrados por Crosbie e colaboradores (1997a) nos quais a amplitude de movimento dos idosos foi menor. Crosbie e colaboradores também reportaram menor

comprimento de passada na caminhada em idosos, diferente de nossos resultados que mostraram o mesmo comprimento de passada em ambos os grupos para essa tarefa. A particularidade do presente estudo é que ele envolveu idosos corredores, mostrando que esta população apresenta maiores semelhanças com adultos jovens na caminhada no que diz respeito à amplitude de movimento torácica e comprimento da passada em comparação a idosos não corredores.

A amplitude de movimento lombar foi semelhante nos grupos Adulto Jovem e Idoso em ambas as tarefas. Idosos e adultos jovens do gênero masculino já haviam desenvolvido a mesma amplitude lombar na caminhada em trabalho anterior, o qual mostrou que a diferença entre as faixas etárias é mais visível neste segmento em mulheres (CROSBIE, VACHALATHITI & SMITH, 1997a).

Uma redução da extensão de quadril na caminhada, correlacionada a um aumento da anteversão pélvica, vem sendo reportada em idosos (KERRIGAN et al., 2001; KERRIGAN et al., 1998) e também foi encontrada neste presente estudo. O que se discute na literatura é que um encurtamento dos músculos que agem como flexores de quadril seria a principal causa para a menor amplitude de extensão dessa articulação ao final da fase de apoio (KERRIGAN et al., 2003) e o aumento da antiversão da pelve seria um mecanismo compensatório para reduzir o efeito do menor comprimento do passo do membro contralateral causado pelo déficit do quadril (KERRIGAN et al., 1998). Porém os resultados deste presente trabalho não suportam completamente essa última observação, pois os idosos apresentaram maior anteversão de pelve média durante toda a passada, não só ao final da fase apoio, o que sugere que este movimento não seja específico para aumentar o comprimento da passada. Tal padrão de movimento nos idosos pode ser relacionado a uma preferência de movimento que envolve predominantemente a pelve e menos o quadril, devido a limitações anatômicas e de força muscular. Embora a extensão de quadril dos voluntários tenha sido testada e tida como normal, o procedimento foi realizado com o Teste de Thomas, que é estático e não apresenta boa relação com restrições do quadril em tarefas dinâmicas (SCHACHE, BLANCH & MURPHY, 2000). A mobilidade pélvica e

a força da musculatura extensora dos membros inferiores também não foram diretamente investigadas, o que limita uma análise mais objetiva deste tópico.

Na corrida os idosos apresentaram menor comprimento de passada em relação aos adultos jovens, indo de acordo com resultados publicados previamente (BUS, 2003), e uma menor amplitude de extensão de quadril em idosos na corrida foi pela primeira vez reportada neste estudo. Porém não foi observada maior anteversão pélvica e essa variável não se mostrou correlacionada com a extensão de quadril, como observado em corredores jovens (FRANZ et al., 2009; SCHACHE, BLANCH & MURPHY, 2000). Um predomínio da pelve sobre o quadril, como observado na caminhada, seria limitado na corrida devido ao controle do equilíbrio e a quantidade de movimento possível da pelve. Em relação ao equilíbrio, a anteversão da pelve na corrida gera uma tendência de inclinação do tronco à frente e anteriorização do centro de massa (NOVACHECK, 1998), o que desafia os limites de estabilidade e seria evitado pelos idosos. Bus (2003), analisando os movimentos dos membros inferiores de idosos na corrida, já havia sugerido que essa população adota um padrão cauteloso de movimento em relação ao equilíbrio. No que diz respeito ao movimento da pelve, os idosos na corrida parecem atingir sua amplitude máxima de anteversão e assim não é possível que esse segmento se correlacione com a falta de amplitude do quadril. Como comentado para a caminhada, teste específicos de mobilidade pélvica esclareceriam melhor esta questão.

A variação da curvatura torácica da caminhada para a corrida foi menor nos idosos em relação aos adultos jovens. A hipótese inicialmente formulada previa que os idosos alterariam menos a curvatura torácica entre as duas tarefas porque já apresentariam um aumento da cifose torácica na caminhada, e por limitações anatômicas não poderiam curvar ainda mais esse segmento na corrida. Os resultados porém apontaram para uma diminuição do movimento oposto nos idosos, o de retificação da coluna torácica (isto é, diminuição da cifose torácica, extensão desse segmento): nos jovens a curvatura torácica ficou mais retificada da caminhada para a corrida e nos idosos ocorreu o contrário, a cifose torácica aumentou da caminhada para

a corrida. De fato, os adultos jovens estenderam mais o segmento torácico do que os idosos no período de impulsão da corrida (Tabela 8 – Mínima curvatura torácica).

Os idosos também mostraram menor amplitude de movimento torácica na corrida, devido principalmente à redução do seu movimento de extensão no período de impulsão. Essa mobilidade reduzida já havia sido observada em voluntários idosos que somente permaneceram em pé e executaram extensão torácica (HINMAN, 2004) e foi associada a um déficit de força dos músculos extensores do tronco (SINAKI *et al.*, 1996). Além da amplitude, o padrão de movimento do segmento torácico foi diferente entre os grupos. Os idosos não mostraram um ciclo de flexão/extensão na fase de apoio tão claro como os adultos jovens (Figura 12). Essas alterações indicam que, mesmo apresentando uma curvatura normal na postura estática, os idosos não movem a coluna da mesma forma que adultos na corrida devido a uma diminuição da mobilidade no movimento de extensão. A pouca extensão na fase de impulsão pode ser prejudicial à performance da corrida e o excesso de pequenos movimentos de extensão e flexão no apoio podem indicar déficit da atividade muscular para manter um padrão coordenado nesta fase, resultando em sobrecarga articular.

Já a amplitude de movimento lombar na corrida não foi diferente entre os grupos, porém nos idosos mostrou correlação positiva com o pico de impacto da FRSv. Considerando-se as curvaturas da coluna como molas que absorvem impacto, seria intuitivo pensar que quanto maior a amplitude de movimento menor o impacto. Isto porém não foi confirmado para os adultos jovens e se mostrou na verdade contrário nos idosos. Se na fase de apoio da corrida dos idosos a coluna lombar desenvolveu uma amplitude de movimento adequada, porém não acompanhada de contração muscular suficiente para atenuar o impacto com o solo, o movimento pode ter representado apenas um "relaxamento" do tronco sobre a pelve, o que influenciaria o aumento da magnitude do impacto.

Com relação aos valores da FRSv, este presente trabalho reforça parcialmente os resultados de Bus (2003), concordando com uma maior taxa de impacto e menor pico ativo nos idosos. Porém não foi observada diferença no pico de impacto entre as faixas etárias como publicado por Bus (2003).

A composição da amostra experimental apenas por homens foi uma das limitações deste trabalho na busca por inferir para a população de corredores as diferenças entre idosos e adultos jovens, e uma investigação detalhada da mobilidade articular e da atividade muscular (através de eletromiografia) permitiriam conclusões mais claras sobre as diferenças encontradas entre as faixas etárias. Porém, em um cenário onde a literatura sobre o assunto é tão escassa, este trabalho mostrou diferenças importantes entre idosos e adultos jovens corredores e levantou questões objetivas para futuras investigações.

6. CONCLUSÃO

Idosos corredores e adultos jovens corredores apresentam diferenças em relação aos seus padrões de movimento da coluna, pelve e quadril durante a caminhada e a corrida como resultados de déficits articulares em idosos, embora as diferenças não sejam visíveis estaticamente.

A caminhada de idosos e adultos jovens corredores é mais semelhante em alguns aspectos do que a caminhada de idosos não corredores e jovens, o que pode indicar um efeito positivo do treinamento nessa população.

A particularidade dos movimentos dos idosos na corrida deve ser revertida em particularidades também no treinamento e reabilitação, com foco no aumento da amplitude de extensão do quadril na corrida e na caminhada, extensão do segmento torácico da coluna na fase de apoio da corrida e controle do movimento lombar nesta tarefa.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADELAAR, R. S. The practical biomechanics of running. Am J Sports Med, v. 14, p. 497-500, 1986.

BARAK, Y.; WAGENAAR, R. C.; HOLT, K. G. Gait characteristics of elderly people with a history of falls: a dynamic approach. Phys Ther, v. 86, p. 1501-1510, 2006.

BELL, A. L.; PEDERSEN, D. R.; BRAND, R. A. Prediction of hip joint center location from external landmarks. Human Movement Science, v. 8, p. 3-16, 1989.

BELL, A. L.; PEDERSEN, D. R.; BRAND, R. A. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. J Biomech, v. 23, p. 617-621, 1990.

BUS, S. A. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. Med Sci Sports Exerc, v. 35, p. 1167-1175, 2003.

CALLAGHAN, J. P.; PATLA, A. E.; MCGILL, S. M. Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. Clin Biomech (Bristol, Avon), v. 14, p. 203-216, 1999.

CAPPOZZO, A.; CATANI, F.; CROCE, U. D.; LEARDINI, A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. Clinical Biomechanics, v. 10, p. 171-178, 1995.

CAVANAGH, P. R.; LAFORTUNE, M. A. Ground reaction forces in distance running. J Biomech, v. 13, p. 397-406, 1980.

CERVERI, P.; PEDOTTI, A.; FERRIGNO, G. Non-invasive approach towards the in vivo estimation of 3D inter-vertebral movements: methods and preliminary results. Med Eng Phys, v. 26, p. 841-853, 2004.

CHAKRAVARTY, E. F.; HUBERT, H. B.; LINGALA, V. B.; FRIES, J. F. Reduced disability and mortality among aging runners: a 21-year longitudinal study. Arch Intern Med, v. 168, p. 1638-1646, 2008.

CROSBIE, J.; VACHALATHITI, R.; SMITH, R. Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. Gait & Posture, v. 5, p., 1997a.

CROSBIE, J.; VACHALATHITI, R.; SMITH, R. Pattern of spinal motion during walking. Gait & Posture, v. 5, p. 6-12, 1997b.

DE OLIVEIRA FERREIRA, N.; DA SILVA, R. B.; ARTHUSO, M.; PINTO-NETO, A. M.; CASERTA, N.; COSTA-PAIVA, L. Prevalence of vertebral fractures and quality of life in a sample of postmenopausal Brazilian women with osteoporosis. Arch Osteoporos, v. 7, p. 101-106, 2012.

DUFEK, J. S.; MERCER, J. A.; TERAMOTO, K.; MANGUS, B. C.; FREEDMAN, J. A. Impact attenuation and variability during running in females: a lifespan investigation. J Sport Rehabil, v. 17, p. 230-242, 2008.

FERGUSON, S. J.; STEFFEN, T. Biomechanics of the aging spine. Eur Spine J, v. 12 Suppl 2, p. S97-S103, 2003.

FRANZ, J. R.; PAYLO, K. W.; DICHARRY, J.; RILEY, P. O.; KERRIGAN, D. C. Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. Gait Posture, v. 29, p. 494-498, 2009.

FRIGO, C.; CARABALONA, R.; DALLA MURA, M.; NEGRINI, S. The upper body segmental movements during walking by young females. Clin Biomech (Bristol, Avon), v. 18, p. 419-425, 2003.

GAMA, E. F.; SANTAREM, J. M.; LIBERTI, E. A.; JACOB FILHO, W.; SOUZA, R. R. Exercise changes the size of cardiac neurons and protects them from age-related neurodegeneration. Ann Anat, v. 192, p. 52-57, 2010.

GELB, D. E.; LENKE, L. G.; BRIDWELL, K. H.; BLANKE, K.; MCENERY, K. W. An analysis of sagittal spinal alignment in 100 asymptomatic middle and older aged volunteers. Spine (Phila Pa 1976), v. 20, p. 1351-1358, 1995.

GOMBATTO, S. P.; COLLINS, D. R.; SAHRMANN, S. A.; ENGSBERG, J. R.; VAN DILLEN, L. R. Patterns of lumbar region movement during trunk lateral bending in 2 subgroups of people with low back pain. Phys Ther, v. 87, p. 441-454, 2007.

GRACOVETSKY, S. A. An hypothesis for the role of the spine in human locomotion: a challenge to current thinking. J. Biomed. Eng., v. 7, p. 205-216, 1985.

GRACOVETSKY, S. A.; IACONO, S. Energy transfers in the spinal engine. J Biomed Eng, v. 9, p. 99-114, 1987.

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

HINMAN, M. R. Comparison of thoracic kyphosis and postural stiffness in younger and older women. Spine J, v. 4, p. 413-417, 2004.

HIROSE, D.; ISHIDA, K.; NAGANO, Y.; TAKAHASHI, T.; YAMAMOTO, H. Posture of the trunk in the sagittal plane is associated with gait in community-dwelling elderly population. Clin Biomech (Bristol, Avon), v. 19, p. 57-63, 2004.

HRELJAC, A. Impact and overuse injuries in runners. Med Sci Sports Exerc, v. 36, p. 845-849, 2004.

HRELJAC, A.; MARSHALL, R. N.; HUME, P. A. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. Med Sci Sports Exerc, v. 32, p. 1635-1641, 2000.

KADO, D. M.; PRENOVOST, K.; CRANDALL, C. Narrative review: hyperkyphosis in older persons. Ann Intern Med, v. 147, p. 330-338, 2007.

KASUKAWA, Y.; MIYAKOSHI, N.; HONGO, M.; ISHIKAWA, Y.; NOGUCHI, H.; KAMO, K.; SASAKI, H.; MURATA, K.; SHIMADA, Y. Relationships between falls, spinal curvature, spinal mobility and back extensor strength in elderly people. J Bone Miner Metab, v. 28, p. 82-87, 2010.

KATZMAN, W. B.; WANEK, L.; SHEPHERD, J. A.; SELLMEYER, D. E. Age-related hyperkyphosis: its causes, consequences, and management. J Orthop Sports Phys Ther, v. 40, p. 352-360, 2010.

KAUFFMAN, T. Manual de Reabilitação Geriátrica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

KERRIGAN, D. C.; LEE, L. W.; COLLINS, J. J.; RILEY, P. O.; LIPSITZ, L. A. Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. Arch Phys Med Rehabil, v. 82, p. 26-30, 2001.

KERRIGAN, D. C.; LEE, L. W.; NIETO, T. J.; MARKMAN, J. D.; COLLINS, J. J.; RILEY, P. O. Kinetic alterations independent of walking speed in elderly fallers. Arch Phys Med Rehabil, v. 81, p. 730-735, 2000.

KERRIGAN, D. C.; TODD, M. K.; DELLA CROCE, U.; LIPSITZ, L. A.; COLLINS, J. J. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. Arch Phys Med Rehabil, v. 79, p. 317-322, 1998.

KERRIGAN, D. C.; XENOPOULOS-ODDSSON, A.; SULLIVAN, M. J.; LELAS, J. J.; RILEY, P. O. Effect of a hip flexor-stretching program on gait in the elderly. Arch Phys Med Rehabil, v. 84, p. 1-6, 2003.

KONZ, R. J.; FATONE, S.; STINE, R. L.; GANJU, A.; GARD, S. A.; ONDRA, S. L. A kinematic model to assess spinal motion during walking. Spine (Phila Pa 1976), v. 31, p. E898-906, 2006.

LAFORTUNE, M. A.; LAKE, M. J.; HENNIG, E. M. Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. J Biomech, v. 29, p. 1531-1537, 1996.

LARSON, E. B.; BRUCE, R. A. Health benefits of exercise in an aging society. Arch Intern Med, v. 147, p. 353-356, 1987.

LEARDINI, A.; BIAGI, F.; BELVEDERE, C.; BENEDETTI, M. G. Quantitative comparison of current models for trunk motion in human movement analysis. Clin Biomech (Bristol, Avon), v. 24, p. 542-550, 2009.

LEARDINI, A.; BIAGI, F.; MERLO, A.; BELVEDERE, C.; BENEDETTI, M. G. Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. Clin Biomech (Bristol, Avon), v. 26, p. 562-571, 2011.

LEE, L. W.; ZAVAREI, K.; EVANS, J.; LELAS, J. J.; RILEY, P. O.; KERRIGAN, D. C. Reduced hip extension in the elderly: dynamic or postural? Arch Phys Med Rehabil, v. 86, p. 1851-1854, 2005.

LEVINE, D.; COLSTON, M. A.; WHITTLE, M. W.; PHARO, E. C.; MARCELLIN-LITTLE, D. J. Sagittal lumbar spine position during standing, walking, and running at various gradients. J Athl Train, v. 42, p. 29-34, 2007.

LEWIS, C. B. Aging: the health care challenge. 4 ed. Philadelphia: Davis Company, 2002.

LYSHOLM, J.; WIKLANDER, J. Injuries in runners. Am J Sports Med, v. 15, p. 168-171, 1987.

MARTI, B.; VADER, J. P.; MINDER, C. E.; ABELIN, T. On the epidemiology of running injuries. The 1984 Bern Grand-Prix study. American Journal of Sports Medicine, v. 16, p. 285-294, 1988.

MATHESON, G. O.; MACINTYRE, J. G.; TAUNTON, J. E.; CLEMENT, D. B.; LLOYD-SMITH, R. Musculoskeletal injuries associated with physical activity in older adults. Medicine and Science in Sports and Exercise, v. 21, p. 379-385, 1989.

MCKEAN, K. A.; MANSON, N. A.; STANISH, W. D. Musculoskeletal injury in the masters runners. Clinical Journal of Sport Medicine, v. 16, p. 149-154, 2006.

MICHEL, B. A.; LANE, N. E.; BJORKENGREN, A.; BLOCH, D. A.; FRIES, J. F. Impact of running on lumbar bone density: a 5-year longitudinal study. J Rheumatol, v. 19, p. 1759-1763, 1992.

MIYAKOSHI, N.; HONGO, M.; MAEKAWA, S.; ISHIKAWA, Y.; SHIMADA, Y.; ITOI, E. Back extensor strength and lumbar spinal mobility are predictors of quality of life in patients with postmenopausal osteoporosis. Osteoporos Int, v. 18, p. 1397-1403, 2007.

MIYAKOSHI, N.; ITOI, E.; KOBAYASHI, M.; KODAMA, H. Impact of postural deformities and spinal mobility on quality of life in postmenopausal osteoporosis. Osteoporos Int, v. 14, p. 1007-1012, 2003.

NEWMAN, A. B.; SIMONSICK, E. M.; NAYDECK, B. L.; BOUDREAU, R. M.; KRITCHEVSKY, S. B.; NEVITT, M. C.; PAHOR, M.; SATTERFIELD, S.; BRACH, J. S.; STUDENSKI, S. A.; HARRIS, T. B. Association of long-distance corridor walk performance with mortality, cardiovascular disease, mobility limitation, and disability. Jama, v. 295, p. 2018-2026, 2006.

NGUYEN, T. C.; BAKER, R. Two methods of calculating thorax kinematics in children with myelomeningocele. Clin Biomech (Bristol, Avon), v. 19, p. 1060-1065, 2004.

NILSSON, J.; THORSTENSSON, A.; HALBERTSMA, J. Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. Acta Physiol Scand, v. 123, p. 457-475, 1985.

NOVACHECK, T. F. The biomechanics of running. Gait Posture, v. 7, p. 77-95, 1998.

PAGE, A.; DE ROSARIO, H.; MATA, V.; PORCAR, R.; SOLAZ, J.; SUCH, M. J. Kinematics of the trunk in sitting posture: an analysis based on the instantaneous axis of rotation. Ergonomics, v. 52, p. 695-706, 2009.

PAULA, M. C.; CAMPOS, M. H.; MEIRELLES, A. A.; MORAES, M. A. A.; BRENZLKOFER, R. Relação da amplitude de movimento da coluna vertebral, do comprimento e da frequencia da passada com a velocidade de marcha e corrida. Revista Brasileira de Biomecênica, v. 18, p., 2009.

PERRY, J. Gait analysis: normal and pathological function., 1992.

PREUSS, R. A.; POPOVIC, M. R. Three-dimensional spine kinematics during multidirectional, target-directed trunk movement in sitting. J Electromyogr Kinesiol, v. 20, p. 823-832, 2010.

ROZUMALSKI, A.; SCHWARTZ, M. H.; WERVEY, R.; SWANSON, A.; DYKES, D. C.; NOVACHECK, T. The in vivo three-dimensional motion of the human lumbar spine during gait. Gait Posture, v. 28, p. 378-384, 2008.

SAUNDERS, S. W.; SCHACHE, A.; RATH, D.; HODGES, P. W. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. Clin Biomech (Bristol, Avon), v. 20, p. 784-793, 2005.

SCHACHE, A. G.; BENNELL, K. L.; BLANCH, P. D.; WRIGLEY, T. V. The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. Gait Posture, v. 10, p. 30-47, 1999.

SCHACHE, A. G.; BLANCH, P.; RATH, D.; WRIGLEY, T.; BENNELL, K. Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. Hum Mov Sci, v. 21, p. 273-293, 2002.

SCHACHE, A. G.; BLANCH, P. D.; MURPHY, A. T. Relation of anterior pelvic tilt during running to clinical and kinematic measures of hip extension. Br J Sports Med, v. 34, p. 279-283, 2000.

SCHACHE, A. G.; BLANCH, P. D.; RATH, D. A.; WRIGLEY, T. V.; BENNELL, K. L. Are anthropometric and kinematic parameters of the lumbo-pelvic-hip complex related to running injuries? Res Sports Med, v. 13, p. 127-147, 2005.

SCHACHE, A. G.; BLANCH, P. D.; RATH, D. A.; WRIGLEY, T. V.; STARR, R.; BENNELL, K. L. A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. Clin Biomech (Bristol, Avon), v. 16, p. 667-680, 2001.

SCHEELE, J.; DE SCHEPPER, E. I.; VAN MEURS, J. B.; HOFMAN, A.; KOES, B. W.; LUIJSTERBURG, P. A.; BIERMA-ZEINSTRA, S. M. Association between spinal morning stiffness and lumbar disc degeneration: the Rotterdam Study. Osteoarthritis Cartilage, v. 20, p. 982-987, 2012.

SCHWAB, F.; LAFAGE, V.; BOYCE, R.; SKALLI, W.; FARCY, J. P. Gravity line analysis in adult volunteers: age-related correlation with spinal parameters, pelvic parameters, and foot position. Spine (Phila Pa 1976), v. 31, p. E959-967, 2006.

SINAK, M.; ITOI, E.; J.W., R.; BERGSTRALH, E. J.; WAHNER, H. W. Correlation of back extensor strength with thoracic kyphosis and lumbar lordosis in estrogen-deficient women. Am J Phys Med Rehabil, v. 75, p. 370-374, 1996.

SINAKI, M.; ITOI, E.; ROGERS, J. W.; BERGSTRALH, E. J.; WAHNER, H. W. Correlation of back extensor strength with thoracic kyphosis and lumbar lordosis in estrogen-deficient women. Am J Phys Med Rehabil, v. 75, p. 370-374, 1996.

SOBOTTA, J. Atlas de Anatomia Hunama. 21a. . Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

SODERBERG, G. L. Gait and gait retraining: Baltimore: Williams & Wilkins, 1990. BASMAJIAN, J. V.; WOLF, S. L.

SODERKVIST, I.; WEDIN, P. A. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. J Biomech, v. 26, p. 1473-1477, 1993.

TOWNSEND, M. A. Dynamics and coordination of torso motions in human locomotion. J Biomech, v. 14, p. 727-738, 1981.

UETAKE, T.; OHTSUKI, F.; TANAKA, H.; SHINDOM, M. The vertebral curvature of sportsmen. Journal of Sports Sciences, v. 16, p. 621-628, 1998.

VELEZ, N. F.; ZHANG, A.; STONE, B.; PERERA, S.; MILLER, M.; GREENSPAN, S. L. The effect of moderate impact exercise on skeletal integrity in master athletes. Osteoporos Int, v. 19, p. 1457-1464, 2008.

WERNDLE, M. C.; REZA, A.; WONG, K.; PAPADOPOULOS, M. C. Acute disc herniation in the elderly. Br J Neurosurg, v. 26, p. 255-257, 2012.

WHITTLE, M. V. Clinical Gait Analysis. Human Movement Science, v. 15, p. 369-387, 1996.

WU, G.; SIEGLER, S.; ALLARD, P.; KIRTLEY, C.; LEARDINI, A.; ROSENBAUM, D.; WHITTLE, M.; D'LIMA, D. D.; CRISTOFOLINI, L.; WITTE, H.; SCHMID, O.; STOKES, I. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. J Biomech, v. 35, p. 543-548, 2002.

WU, W.; MEIJER, O. G.; LAMOTH, C. J. C.; UEGAKI, K.; VAN DIEEN, J. H.; WUISMAN, P. I. J. M.; DE VRIES, J. I. P.; BEEK, P. J. Gait coordination in pregnancy:

transverse pelvic and thoracic rotations and their elative phase. Clinical Biomechanics, v. 19, p. 480-488, 2004.

ZATSIORSKY, V. M. Kinematics of human motion. Champaign, IL: Human Kinetics, 1998.

ANEXO - Carta de Aprovação do Comitê de Ética





Of. CEP08409/EEFE/25062009

São Paulo, 25 de junho de 2009.

Senhor Pesquisador,

O Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, em reunião ordinária realizada em 25 de junho de 2009, **aprovou** o **Protocolo 2009/23-** "Controle do equilibrio e movimento em adultos jovens e idosos sedentários e corredores", sob sua responsabilidade.

Atenciosamente,

Profa. Dra. Suely dos Santos Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa

Ilmo. Sr. Prof. Dr. Marcos Duarte EEFEUSP – EFB

> Av. Professor Mello Moraes, 65 CEP 05508-030 - São Paulo - SP - Brasil Fone/Fax: 55 11 3091-3097