

UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DANÇA
CURSO BACHARELADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

Vinicius dos Santos Souza

**A LORDOSE LOMBAR AUMENTA AO CORRER SEM CALÇADO
E COM MAIOR INTENSIDADE**

Goiânia

2017

Vinicius dos Santos Souza

**A LORDOSE LOMBAR AUMENTA AO CORRER SEM CALÇADO
E COM MAIOR INTENSIDADE**

Monografia apresentada à Faculdade de Educação Física e Dança da Universidade Federal de Goiás como requisito para finalização do curso de Bacharelado em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Mário Hebling Campos.

Goiânia,

2017

VINICIUS DOS SANTOS SOUZA

**A LORDOSE LOMBAR AUMENTA AO CORRER SEM CALÇADO
E COM MAIOR INTENSIDADE**

Esta monografia foi aprovada em sua forma final.

Goiânia

2017

Esse trabalho é dedicado aos meus pais Manoel e Corina, aos meus tios Marilêda e Silverio, minha namorada Fiama e aos meus amigos.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer a Deus que é minha fonte de fé, agradecer a tudo que tem feito em minha vida e todas as oportunidades que tive na Universidade, e todas as barreiras que me ajudou a passar para concluir este curso.

Também gostaria de agradecer ao professor Dr. Mário Hebling Campos pela oportunidade de ter aceitado ser orientador do meu trabalho, pela disponibilidade do Laboratório de Avaliação do Movimento Humano (LAMOVIH) para que os estudos fossem feitos, pela sua dedicação, disposição e incentivo na orientação para este trabalho de conclusão de curso.

A toda Universidade Federal de Goiás pelo espaço propício para que fosse contemplado com um estudo de qualidade, com uma grande estrutura e com professores qualificados a disposição dos acadêmicos.

A toda turma do bacharel 06, a melhor sala, onde fiz muitos amigos e tive o prazer de conviver, Alex Godoi, Frederico Santana, Matheus Marques, Scott Werner, Alice Regina, Valéria Caixeta, Flaviane Aguiar e gostaria de agradecer a todos que me ajudaram de alguma forma direta ou indiretamente.

Aos meus amigos do Centro de Esportes Campus Samambaia (CECAS) Augusto Cesar, Mariana Pereira, Elcio Junior e aos amigos e pessoas que conheci no LAMOVIH, Aldo Seffrin, Yullen Heberth, Jéssica Cabral, que foram imprescindíveis para construção do trabalho, e aos amigos que fiz em toda a Faculdade de Educação física e Dança (FEF/UFG).

Aos professores doutores, Juracy da Silva Guimarães, Carlos Alexandre Vieira, Heitor de Andrade, Paulo Roberto Gentil e Gustavo de Conti Teixeira com que tive a honra de aprender um pouco dos seus conhecimentos durante esses anos de curso, em que tiveram participação e disposição efetiva para auxiliar e transmitir seus conhecimentos.

A todos os professores que compõem o campo Docente da FEFD que compartilharam seu grande conhecimento e experiência contribuindo para minha formação acadêmica.

Aos meus tios Silvério e Marilêda que não mediram esforços para que eu concluísse com êxito este curso, e colaboraram com sua residência com todo conforto, carinho e incentivo.

Ao meu irmão Leandro dos Santos e a todos meus amigos de infância que conviveram comigo, e que não fazem parte da Universidade, mas, que certamente me ajudaram muito na vida pessoal e influenciaram diretamente na vida acadêmica.

Agradeço também a minha namorada Fiana Alves pelo que representa na minha vida. Pelo sacrifício, pela paciência e pelo amor que demonstra por mim em todos os momentos em que me ajudou nessa trajetória.

E finalmente aos meus pais Manoel e Corina, que não mediram esforços para que eu concluísse minha graduação, por todo apoio financeiro, moral, por todo amor incondicional que sempre demonstraram por mim e por serem as pessoas mais importantes na minha vida.

RESUMO

INTRODUÇÃO: Sabe-se que para uma eficiência na técnica de corrida se exige uma boa postura vertebral. A corrida descalço apresenta diferenças biomecânicas quando comparada a corrida com calçado. **OBJETIVO:** O objetivo deste trabalho foi investigar se ocorre aumento da lordose lombar ao correr sem calçado em diferentes intensidade de esforço. **MATERIAIS E MÉTODOS:** Três filmadoras (modelo: Panasonic NV-GS320) registraram 17 homens ($65,6 \pm 7,80$ Kg, $1,70 \pm 0,05$ m, $23,1 \pm 3,08$ anos) durante uma corrida na esteira rolante com calçado e sem calçado nas velocidades de 5, 7, 9, 12 e 15 km.h⁻¹). O teste começou com velocidade inicial de 5km/h e a cada 1 minuto a velocidade era aumentada. Marcadores retrorrefletivos, planos e retangulares (0,8 x 1,2cm), posicionados no dorso, foram rastreados com o sistema Dynamic Posture. Para verificar se houve diferença entre a marcha realizada com e sem calçado, foi aplicado um teste t de Student pareado para cada variável. Foi realizada uma Análise de Variância com dois critérios de classificação – ANOVA Two Way para avaliar a tendência central dos dados de cada variável nas condições com e sem calçado, em todas as velocidades de corrida. Quando constatada diferença significativa com relação à condição de calce, para cada variável, foi calculada a média de todas as velocidades de corrida para a situação com calçado e a média sem calçado, para o cálculo da magnitude do efeito Cohen (d). Quando constatada diferença significativa para a intensidade de corrida, para cada velocidade, foi calculada a média das duas condições com calçado, calculada a magnitude do efeito a cada duas velocidades e identificado o maior efeito para as análises. **RESULTADOS:** Os resultados mostraram que não houve interação entre condição de calce e a velocidade de corrida, e a lordose lombar aumentou com pequena magnitude ao correr sem calçado e aumentou com grande magnitude ao correr com maior intensidade. Para as outras variáveis analisadas no estudo não foi encontrada diferença significativa. **CONCLUSÃO:** Os resultados do estudo sugerem que a lordose lombar tende a aumentar na corrida ao correr sem calçado e com aumento da velocidade.

Palavras-chave: Coluna vertebral, lordose lombar, corrida descalço, corrida calçado, aumento da intensidade.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Visão geral da coluna vertebral -.....	16
Figura 2: Características gerais das vértebras –.....	17
Figura 3: Curvaturas da coluna vertebral – Plano Sagital.....	18
Figura 4: Curvaturas da coluna vertebral- plano frontal.....	18
Figura 5: Ilustração da demarcação dorsal.....	23
Figura 6: Posicionamento das câmeras em relação à esteira e ao voluntário adaptado de (Campos, 2010, P.75) A figura também apresenta a distância das câmeras em relação à esteira e o sistema de coordenadas adotados no estudo, x, y e z.....	24
Figura 7: Comportamento da lordose lombar durante a corrida com e sem calçado, em função da velocidade de corrida.....	28
Figura 8: Comportamento da cifose torácica durante a corrida com e sem calçado, em função da velocidade de corrida.....	28
Figura 9: Comportamento da lombar no plano frontal, durante a corrida com e sem calçado, em função da velocidade de corrida.....	28
Figura 10: Comportamento da região torácica no plano frontal, durante a corrida com e sem calçado, em função da velocidade de corrida.....	29
Figura 11. Inclinação do tronco, durante a corrida com e sem calçado, em função da velocidade de corrida.....	29

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Características dos voluntários avaliados.....	20
Tabela 2: Caracterização da postura na situação de marcha com e sem calçado.....	27
Tabela 3: ANOVA two way para caracterização da postura na situação de corrida com e sem calçado, em diferentes velocidades (de 7 a 15 km.h ⁻¹).....	30

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CP- Comprimento da passada

FP- Frequência da passada

V – velocidade

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	13
2.1 BIOMECÂNICA DA CORRIDA	13
2.2 CORRIDA CALÇADO E DESCALÇO	14
2.3 COLUNA VERTEBRAL E ANÁLISE DA POSTURA VERTEBRAL EM MOVIMENTO	16
3.MATERIAIS E MÉTODOS	21
3.1. DESENHO EXPERIMENTAL.....	21
3.2 AMOSTRA.....	21
3.3 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO/EXCLUSÃO	22
3.4 RECURSOS MATERIAIS E TECNOLÓGICOS UTILIZADOS	22
3.4 PROTOCOLO EXPERIMENTAL	23
3.5 PROCESSAMENTO DE IMAGENS E REDUÇÃO DE DADOS	24
3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	27
4. RESULTADOS	28
5. DISCUSSÃO	31
6. CONCLUSÃO.....	33
REFERÊNCIAS	
ANEXOS	

1. INTRODUÇÃO

Apesar de ser reconhecida a importância da postura vertebral durante a corrida, pouco se sabe sobre este assunto (CAMPOS, 2010). A corrida na esteira é bastante utilizada em academias de ginástica e até em residências, e é uma importante ferramenta de treinamento aeróbio e anaeróbio.

O conhecimento da mecânica dos movimentos compreende alguns elementos do corpo (tronco, coluna, pelve, membros superiores e inferiores). A interação entre esses elementos é de fundamental importância para realizar com eficiência a técnica, uma vez que a ineficiência da biomecânica pode levar o indivíduo a desenvolver lesões osteomusculares (DEPRÁ, 2004).

Correr sem calçado tem se popularizado entre os corredores, muitos dos quais afirmam que correr descalço ou usando sapatos minimalistas diminui as lesões e melhora o desempenho, o que chama atenção da literatura científica (GALBIM; CAMPOS, 2016).

Hasegawa et al. (2007) sugerem que uma alteração na execução da passada descalça para a calçada pode gerar alterações biomecânicas em toda a região lombar. É notável que uma boa postura de tronco durante a corrida é importante, pois pode alterar o desempenho. (GALBIM, CAMPOS, 2016)

Este estudo busca avaliar o comportamento da coluna vertebral, com ênfase na região lombar, durante a corrida com calçado e sem calçado, comparando se a diferença significativa, em diferentes velocidades nas duas situações mencionadas.

A análise da postura vertebral realizada nesse estudo pode ser realizada através do Dynamic Posture (CAMPOS, 2010), um sistema que permite quantificar a curvatura geométrica da coluna vertebral em locomoção com filmadoras mini Dv.

1.1 OBJETIVO GERAL

O estudo tem como objetivo analisar a curvatura da coluna geométrica (o ângulo lombar, a inclinação do tronco em esteira e a cifose torácica) em esteira, utilizando calçado e descalço, e com aumento da intensidade da corrida.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 BIOMECÂNICA DA CORRIDA

Segundo Williams (2004) a biomecânica prevê um auxílio, para a fisiologia, a psicologia e a medicina, e se esforça para entender melhor por que um indivíduo adota determinado padrão de movimento. O conhecimento da mecânica dos movimentos compreende alguns elementos do corpo (tronco, coluna, pelve, membros superiores e inferiores). A interação entre esses elementos é de fundamental importância para realizar com eficiência a técnica, uma vez que a ineficiência da biomecânica pode levar o indivíduo a desenvolver lesões osteomusculares (DEPRÁ, 2004).

A corrida, juntamente com a marcha, é uma locomoção. A corrida é resultado de forças internas (contrações musculares), e externas (atrito; reação do solo; resistência do ar.) (FRACCAROLI, 1981).

A corrida é uma atividade física amplamente realizada para manutenção da saúde, prescrição do treinamento, lazer e para realização de testes de aptidão física. A avaliação biomecânica constitui-se de uma importante ferramenta para melhora de seu desempenho (SILVA; FRAGA; GONÇALVES, 2007,p.225).

Apesar de ser considerada uma atividade natural onde o ser humano pode realizar, deve-se ficar atento quanto às influências que a corrida pode sofrer (WILLIAMS, 2004). La Fortune (1996, apud CAMPOS et al, 2015) Sugeriu que a propagação de ondas de choque de pé para cabeça é uma causa importante de lesão vertebral. Segundo Schache et al (2002) a prática da corrida tem sido relacionada com a ocorrência de lesões na coluna lombar, no quadril e predominantemente no membro inferior.

Quase todas as medidas da mecânica do movimento na corrida são afetadas pela velocidade. (WILLIAMS, 2004). A velocidade de corrida de um atleta é correspondente ao produto de dois fatores: comprimento da passada e frequência da passada (HAY,1981). “O comprimento da passada compreende a distância percorrida em cada passada” (HAY, 1981, p.319). Segundo Williams (2004) o comprimento da passada (CP) se refere à distância entre o ponto do contato de um pé até o próximo contato do mesmo pé. Portanto a velocidade é determinada pelo produto entre CP e a frequência da passada. (FP).

$$\underline{V \text{ (velocidade)} = \text{“CP x FP”}}$$

Segundo Hay (1981) em relação à frequência de passadas, o número de passadas que um atleta realiza e um dado tempo é determinado pelo tempo gasto por ele para completar uma passada. Quanto mais tempo isto demorar, menos passadas ele pode dar em determinado tempo e vice-versa. “A velocidade é a principal variável de uma corrida, de maneira que, se a frequência e o comprimento de passadas forem afetados, ela será influenciada” (WILLIAMS, 2004, p.126).

Os movimentos das pernas são cíclicos na corrida. Cada pé alternadamente toca o solo, passa por baixo e por trás do corpo e em seguida deixa o solo para se mover para frente, e novamente tocar o solo. Este fase cíclica pode se dividir em fase de apoio, fase de propulsão e fase de recuperação (HAY, 1981).

Feipel et al (2001, *apud* DEPRÁ 2004) examinaram o efeito da velocidade nos padrões de movimentação da coluna lombar e as características conjuntas de rotação e inclinação. Os autores observaram que tanto a variação da rotação da coluna lombar quanto à velocidade de inclinação e rotação crescem com a velocidade da marcha. A postura do indivíduo depende da configuração da geometria da coluna durante o movimento. E esta configuração não é apenas local (DEPRÁ, 2004).

2.2 CORRIDA CALÇADO E DESCALÇO

Atualmente, é imensa a quantidade de eventos promovendo a prática da corrida e a indústria de calçados tem investido cada vez mais nesse mercado. (GALBIM; CAMPOS, 2016). Segundo Feitoza et al (2000) esses calçados prometem aumento da performance, e menor incidência de lesões que tem como consequência as dores na região afetada, movimento na articulação, e inchaço no membro envolvido.

Segundo Sepúlveda et al (2009) a evolução dos calçados acompanhou a evolução humana. Atualmente, o calçado faz parte da vestimenta das pessoas, como peça acessória, e no âmbito esportivo, fundamental para a proteção e o desempenho.

Diante da sua importância, muitos são os esforços devotados ao entendimento de fatores intrínsecos e extrínsecos que afetam o seu desempenho e a sua segurança. Dentre esses aspectos talvez nenhum tenha recebido tanta atenção quanto o calçado esportivo (AZEVEDO, 2013.,p.19).

Segundo Williams (2004) os corredores podem alterar a sua mecânica de corrida de maneira sutil, dependendo da absorção do choque e das características de

estabilidade do calçado. Apesar de os calçados terem sido criados para proteger, passados mais de 30 anos de avanços na construção de calçados esportivos ainda se tem um número considerável de lesões em corredores. (NIGG 1986; TAUTON, et al 2013; *apud* AZEVEDO, 2013).

Robbin e Gouw (1991 *apud*, AZEVEDO, 2013) formularam um modelo denominado “comportamento moderador de impacto”, que sugere a possibilidade do aparelho locomotor adaptar-se ao movimento com o pé descalço. Esta adaptação seria desencadeada por uma modulação neuromotora induzida pela percepção de cargas mecânicas do contato entre o pé descalço e o solo. Segundo este modelo, os calçados esportivos poderiam ser prejudiciais por diminuírem a sensibilidade plantar e os estímulos proprioceptivos, gerando uma percepção de ausência de forças denominada de “ilusão sensorial” (AZEVEDO, 2013).

Lieberman et al.(2010) descobriram que corredores habitualmente calçados tendem a atacar o solo com o retropé, enquanto corredores habitualmente descalços atacam com antepé. A diferença biomecânica nos padrões de ataque é importante porque quando o calcanhar de um corredor atinge o chão primeiro, o impacto transmitido ao corpo do corredor é maior do que quando o toque é realizado com o médio pé ou antepé.

De acordo com as sugestões para a realização de corrida descalça foram criados os tênis minimalistas. Segundo Azevedo (2013) os calçados minimalistas foram desenvolvidos para permitir aos corredores empregar a mesma mecânica da corrida com os pés calçados, porém minimizando os riscos de lesões devido ao contato dos pés com o solo. Entretanto ainda existem dúvidas acerca da eficiência dos diferentes tipos de calçado minimalista em simular a condição descalça.

Nos últimos anos, correr descalço tem recebido atenção considerável na literatura científica, sendo discutido os possíveis benefícios da corrida com calçados e com os pés descalços (GALBIM; CAMPOS, 2016). A comunidade de corredores que adere a prática da locomoção em condições mínimas de proteção vem aumentando ao longo dos últimos anos e a expectativa é que cresça ainda mais (COLLIER, 2011).

A diferença biomecânica nos padrões de ataque é importante porque quando o calcanhar de um corredor atinge o chão primeiro, o impacto transmitido ao corpo do corredor é maior quando o toque é realizado com o médio pé ou antepé (GALBIM; CAMPOS, 2016).

Evidências mostram que correr descalço pode acarretar mudanças da técnica de passada, fazendo com que corredores que usam padrão de ataque ao solo com retropé, quando correm calçados, passem a realizar o contato inicial com o solo entre o retropé e antepé (HASEGAWA; YAMAUCHI; KRAEMER, 2007). Esta alteração resulta em uma diminuição do impacto observado na tíbia (CROWELL et al., 2011, *apud* GALBIM; CAMPOS, 2016) e na força de reação vertical do solo.

Hasegawa, Yamauchi; Kraemer (2007) destacaram uma alteração na execução da passada descalça para a calçada pode gerar alterações biomecânicas em toda a região lombar. Hamill et al (2009) concluíram que a dor lombar pode ser causada por rigidez da extremidade inferior, especialmente no joelho. Segundo Bishop et al (2006) a rigidez das extremidades inferiores pode ser diminuída com a corrida descalço.

Levine et al. (2007) afirmaram que uma inclinação pélvica anterior excessiva, permite um comprimento mais longo da passada (NICOLA et al., 2012 *apud* GALBIM,CAMPOS, 2016). Sendo associada à uma corrida com os pés descalços, resultando em aumentos da lordose lombar (LEVINE et al., 2007; SCHACHE et al., 2002) e podendo levar a lesões em corredores (NICOLA et al., 2012 *apud* GALBIM; CAMPOS, 2016).

Apesar de existir textos relacionados à postura vertebral na corrida calçado e descalço pouco se tem relacionado à comparação entre as duas condições citadas sobre a influência da curvatura da região lombar.

2.3 COLUNA VERTEBRAL E ANALISE DA POSTURA VERTEBRAL EM MOVIMENTO

A coluna vertebral é formada pela superposição de 33 vértebras (Figura 1) cada uma dessas vértebras confere a coluna funções de sustentação, transferência de carga e proteção (DEPRÁ, 2004), e estão situadas na parede dorsal do tronco, ao longo do plano mediano e distingui na coluna cinco regiões: cervical com 7 vértebras presentes, torácica 12 vértebras, lombar 5, sacral 5 vértebras fundidas e coccígea 4 vértebras também fundidas (DANGELO; FANTINNI, 2000, ERHART, 2009).

A coluna vertebral é uma série de ossos individuais – as vértebras – que ao serem articulados constituem o eixo central esquelético do corpo. A coluna vertebral é flexível porque as vértebras são móveis, mas a sua estabilidade depende principalmente dos músculos e ligamentos. (NATOUR, 2004 p.17).

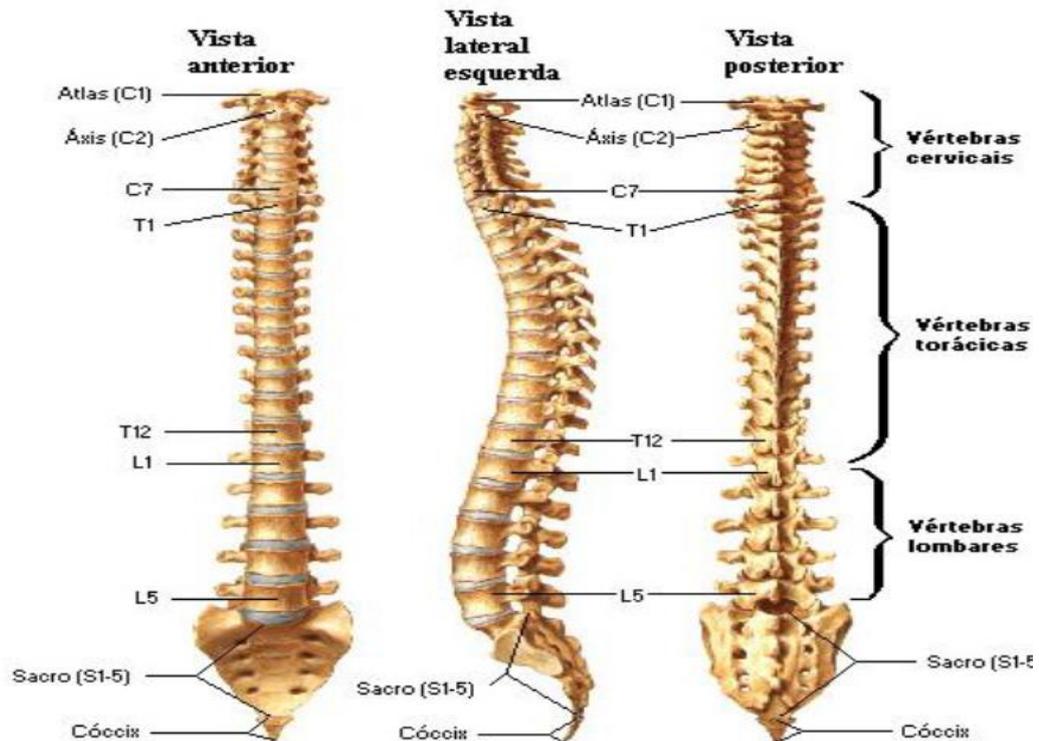


Figura 1: Visão geral da coluna vertebral - (NETTER, 2000).

Cada vértebra com exceção das C1 atlas e C2 áxis e as vértebras sacrais e as coccígeas, contém diversas estruturas semelhantes como o corpo vertebral, processos transversos e um processo espinhoso (DANGELO; FANTINNI, 2000, ERHART, 2009). Os discos intervertebrais, estruturas presentes a partir da segunda vértebra cervical até a região sacral, separam vértebras contíguas (Figura 2). Os discos intervertebrais são compostos por uma região central chamada núcleo pulposos, que tem característica flexível e macia, e uma periférica denominada anel fibroso, firme, fibrocartilaginosa, e é responsável por permitir movimentações e absorção de impactos (MIELE; PANJABI; BENZEL, 2012).

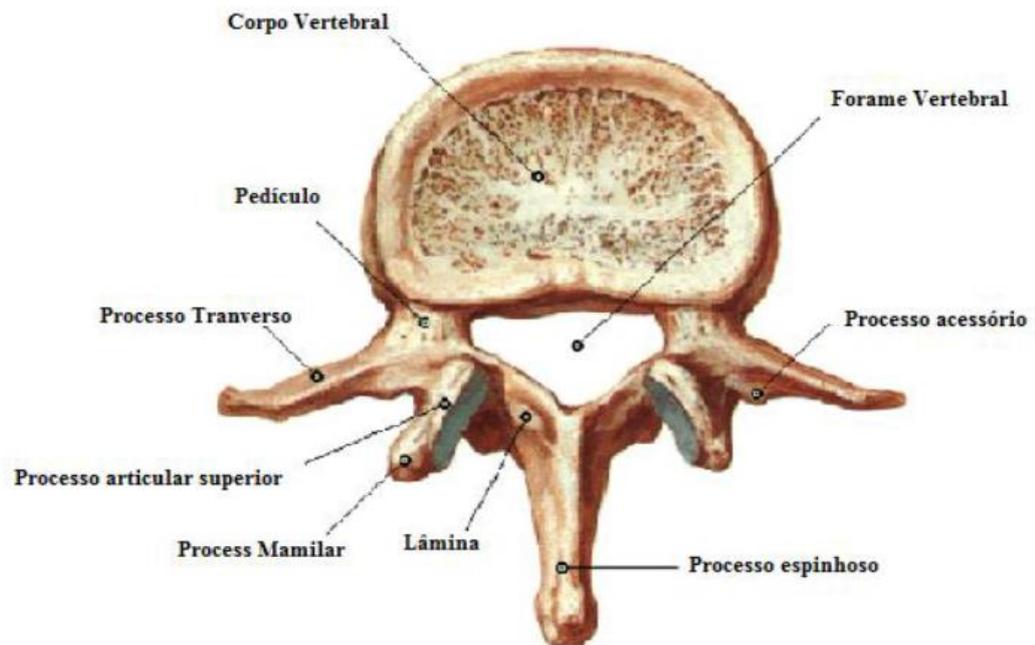


Figura 2: Características gerais das vértebras – (SOBOTTA, 2000).

Ao analisar a coluna vertebral lateralmente, no plano sagital, é possível observar suas curvaturas fisiológicas. Estas curvaturas quando se apresentam convexas ventralmente recebem o nome de lordose e, quando côncavas, cifose (Figura 3) (SEFFRIN,2016). Descrevendo estas curvaturas ao longo da coluna, em sentido craniocaudal, podemos identificar a curvatura lordótica da região cervical, logo abaixo da base do crânio, seguida pela curvatura cifótica da região torácica, depois a curvatura lordótica da região lombar, a curvatura cifótica na região sacrococcígea (SEFFRIN, 2016).

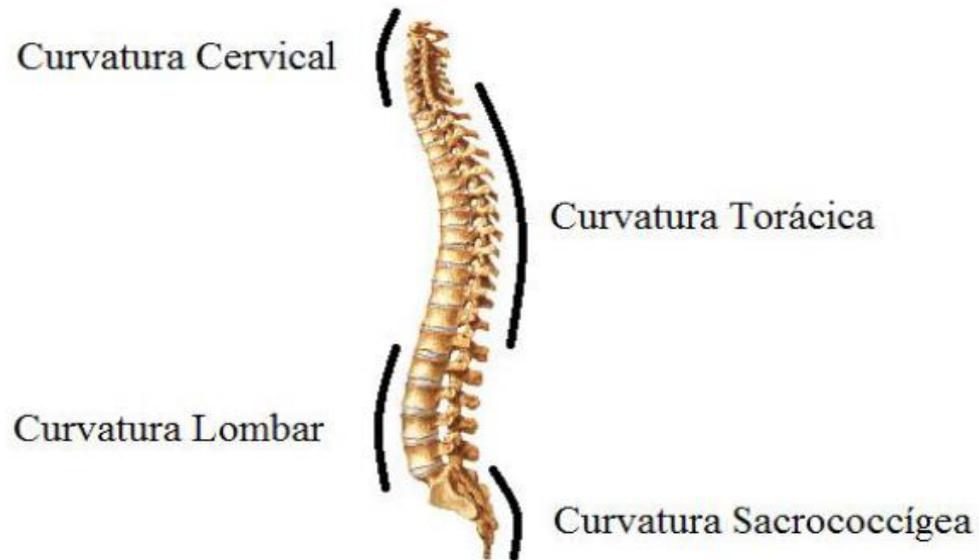


Figura 3: Curvaturas da coluna vertebral – Plano Sagital

No plano frontal, uma coluna ideal não apresenta curvatura, mas pequenas curvas são comuns. Contudo, grandes desvios laterais recebem o nome de escoliose (Figura 4) e caracterizam quadros patológicos que devem ser diagnosticados precocemente para tratamento (SEFFRIN, 2016).



Figura 4: Curvaturas da coluna vertebral- plano frontal

A coluna vertebral é fundamental para a dinâmica postural, sendo responsável pela interligação entre os segmentos corporais, pois quase todos os movimentos

corporais envolvem uma coordenação sinérgica entre os membros e a coluna, dessa forma o funcionamento da coluna pode ser diretamente relacionada com a qualidade de vida (CAMPOS, 2005). As execuções de movimentos em postura neutra da coluna vertebral ou em posturas próximas a ela podem provir à opção mais adequada para a realização de movimentos visando maior segurança e menor desgaste de suas estruturas (MCGILL, 2011).

Durante tarefas dinâmicas, como a corrida, o comportamento geométrico da coluna vertebral deve ser avaliado cuidadosamente para aumentar a segurança. Assim, elementos ósseos e os discos vertebrais da estrutura vertebral devem ser controlados e estabilizados por ligamentos e músculos (MIELE; PANJABI; BENZEL, 2012).

Segundo Deprá (2004) a geometria da coluna muda em toda a sua extensão a cada instante sendo um reflexo compensatório das forças mecânicas que a coluna está submetida, seja pelo próprio peso do corpo ou por forças internas ou externas. Durante a marcha e a corrida, a coluna vertebral apresenta duas características distintas, de forma integrada ou sobreposta: A primeira é própria do indivíduo e neutra em relação ao movimento realizado, a segunda é típica de atividade física exercida. Indivíduos normais mesmo na presença de leves assimetrias fisiológicas apresentam um alto grau de simetria entre a movimentação dos membros direito e esquerdo durante a marcha (GOBLE; MARINO; POTVIN, 2003 *apud* BRENZIKOFER, 2012).

Faz-se necessário compreender as aplicações e limitações das abordagens laboratoriais científicas para investigar os exercícios físicos que geram cargas na coluna vertebral (MCGILL, 2011). A quantificação da postura da coluna vertebral implica em realizar medidas das posições de diversos acidentes anatômicos presentes no dorso, descrevendo desta maneira a relação geométrica entre estas partes (CAMPOS, 2010). Foi possível verificar um avanço na tentativa de descrever a postura vertebral em situações dinâmicas (BREZZIKOFER et al., 2000) onde são colocados adesivos retro-refletivos planos na pele para identificação da linha formada pelos processos espinhosos das vértebras no dorso. Este método adota um sistema baseado em câmeras de luz visível para medir a posição tridimensional destes marcadores (CAMPOS, 2010). A linha formada pela sequência desses pontos ao longo da coluna é obtida com ajuste polinomial e a forma geométrica desse polinômio é quantificada pelo cálculo da curvatura geométrica bidimensional (CAMPOS, 2010). Dessa forma, em cada instante registrado pelas câmeras, a postura vertebral é descrita pela curvatura geométrica bidimensional das projeções da coluna nos planos frontal e sagital. (SEFFRIN, 2016).

3.MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. DESENHO EXPERIMENTAL

Com videogrametria, foi mensurada a inclinação anterior do tronco a lordose lombar, cifose torácica e os desvios laterais na região lombar e torácica de 17 homens fisicamente ativos. Para cada variável, foi computada a média apresentada no ciclo padrão da passada da corrida com e sem calçado, em 4 velocidades de corrida: 7, 9, 12 e 15 km.h⁻¹.

3.2 AMOSTRA

Participaram voluntariamente deste estudo 17 homens (Tabela 1) fisicamente ativos. A coleta de dados aconteceu no Laboratório de Avaliação do Movimento Humano (LAMOVIH) da FEFD/UFV, mediante horários agendados individualmente. Os indivíduos submetidos a análise receberam instruções acerca do procedimento experimental e seus possíveis riscos, bem como objetivos e justificativa da pesquisa. Cientes destas informações assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), para formalizar sua participação no projeto que inclui este estudo, que está aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade (Parecer nº 961.140), e que está de acordo com a declaração de Helsink.

Tabela 1: Características dos voluntários avaliados

Voluntário	Idade (anos)	Massa Corporal (kg)	Estatura (m)
Média	23,10	65,60	1,76
Desvio padrão	3,08	7,80	0,05
Máximo	30,02	84,62	1,84
Mínimo	19,08	58,45	1,64

Antes dos testes todos os voluntários passaram por uma avaliação antropométrica para aferir massa corporal e estatura (equipamentos descritos na seção 3.4) e realizar uma breve entrevista para aplicação do Questionário de Incapacidade descrito em Roland e Morris (1983). Nenhum voluntário apresentou pontuação acima de 3 no questionário, indicando que todos não apresentaram sintomas de dor lombar no dia do experimento.

Para a realização do experimento os participantes utilizaram roupas adequadas à prática esportiva, com a necessidade de ficar com o dorso desnudo. Todos os

participantes usaram o calçado esportivo de preferência pessoal para prática da corrida em esteira ergométrica.

3.3 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO/EXCLUSÃO

Participaram do estudo alunos dos cursos de Educação Física da FEFD, habituados a corrida com tênis esportivo, que declararam praticar atividades esportivas que envolvem a corrida há no mínimo um ano, com frequência mínima de três vezes na semana. Não participaram do estudo indivíduos que declararam ter algum tipo de lesão ortopédica no último ano. Também foram impedidos de participar do estudo indivíduos com doenças cardíacas, respiratórias e/ou metabólicas.

3.4 RECURSOS MATERIAIS E TECNOLÓGICOS UTILIZADOS

Foram utilizados para este estudo: uma balança digital (modelo: G-Tech Glass Pro), três filmadoras mini-DV (modelo: Panasonic NV-GS320), iluminadores de LED acoplados às filmadoras, um computador de mesa, um notebook, um HD externo, uma esteira ergométrica (modelo: Movement LX 160) e quatro fios de prumo para calibração.

Para a realização da demarcação do dorso dos voluntários e identificar os pontos de interesse foram confeccionados marcadores adesivos retrorrefletivos, planos, retangulares (0,8 x 1,2cm). Utilizou-se uma fita adesiva dupla-face hipoalergênica, comercializada para a fixação de peruca (3M®). Sobre a face frontal dessa fita, foi colada uma fita de material retrorrefletivo que foi recortada manualmente para produção dos marcadores.

Utilizou-se também os softwares: VirtualDub, *Dynamic Posture* e Matlab. O VirtualDub, é um software gratuito que possibilitou que as filmagens das câmeras fossem repassadas para o computador em tempo real, e posteriormente, editar vídeos para serem utilizados no *Dynamic Posture*. Já o *Dynamic Posture*, é um software desenvolvido por Campos(2010) em sua tese de doutorado. É um sistema automático desenvolvido para medir a curvatura geométrica da coluna vertebral durante a locomoção com câmeras de luz visível. E, por último, o Matlab foi utilizado para o cálculo das variáveis descritivas da postura da coluna e análise de dados.

3.4 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Adesivos retro-refletivos marcadores retangulares (12 x 8mm) foram colocados para marcar e identificar pontos anatômicos de interesse no dorso (figura 5). Os marcadores foram colocados conforme modelo proposto por Brenzikofer *et. al* (2000), descrito por Campos *et al.* (2015) para a medição da curvatura geométrica da coluna. É um método não invasivo que mede posições na pele dorsal que formam a curva da coluna. Foram colocados em um ponto de interseção entre a borda medial e a espinha da escápula (SS), nas duas espinhas ilíacas superiores posteriores (EISP) e ao processo espinhoso a segunda vértebra sacral (S2), quarta vértebra lombar (L4) e décima segunda, sexta e primeira vértebra torácica (T12, T6, T1), lateralmente e na altura de cada um dos L4, T12, T6, e T1 processos espinhosos, seguindo o alinhamento do EIPS, um par de marcadores bilaterais foi colocado para uso como pontos de referência na análise (CAMPOS, 2010). Depois de marcados os pontos acima, a linha definida pelos processos espinhosos das vértebras foi preenchida com marcadores regularmente espaçados, aproximadamente a cada 2cm. Outros pontos anatômicos foram marcados no experimento, mas não foram considerados para a finalidade do presente estudo.

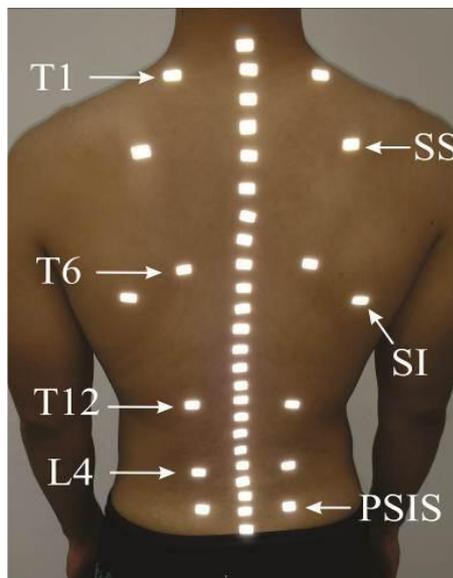


Figura 5: Ilustração da demarcação dorsal

Após o posicionamento dos marcadores foi realizado um sorteio para saber a primeira corrida do participante, corrida utilizando calçado ou corrida descalça.

Posteriormente o participante permaneceu estático durante 1 minuto sobre a esteira Movimento LX 160 para ser registrada a posição neutra (estática) proposto por Brenzikofer et al. (2000), descrito por Campos et al. (2015). Os participantes foram submetidos as seguintes velocidades de (05 km.h⁻¹), (07 km.h⁻¹), (09 km.h⁻¹), (12 km.h⁻¹) e (15 km.h⁻¹) sendo 1 minuto para cada velocidade, não havendo pausas entre o aumento das velocidades e sem nenhuma inclinação. Após o registro das imagens das imagens foi registrada novamente a posição estática do participante descrito por Campos et al. (2015).

Todos os testes e procedimentos foram realizados no Laboratório de Avaliação do Movimento Humano (LAMOVIH) da Faculdade de Educação Física e Dança da UFG.

3.5 PROCESSAMENTO DE IMAGENS E REDUÇÃO DE DADOS

No decorrer da marcha e da corrida realizada pelos participantes, ocorreu o registro do movimento do dorso dos participantes a sessenta quadros por segundo (60 Hz) por meio da utilização de três câmeras filmadoras (Mini-DV – Panasonic NV-GS320, Japão) com iluminadores com quatro leds 3W de alta potência acoplados em cada uma delas, posicionadas posteriormente aos voluntários e seus registros foram salvos diretamente em um computador.

O posicionamento das três câmeras foram antecipadamente preparados, visando o melhor registro dos pontos anatômicos de interesse na pesquisa, uma das câmeras foi posicionada pósterio-superior centralmente ao dorso dos avaliados, e as outras duas posicionadas pósterio-superior em posições de visualização laterais aos pontos de interesse (CAMPOS et al., 2010).

O sistema de coordenadas foi definido como eixo "x" horizontal para frente, eixo "z" vertical para cima e eixo "y" ortogonal aos dois eixos com sentido para a esquerda dos voluntários (Figura 6).

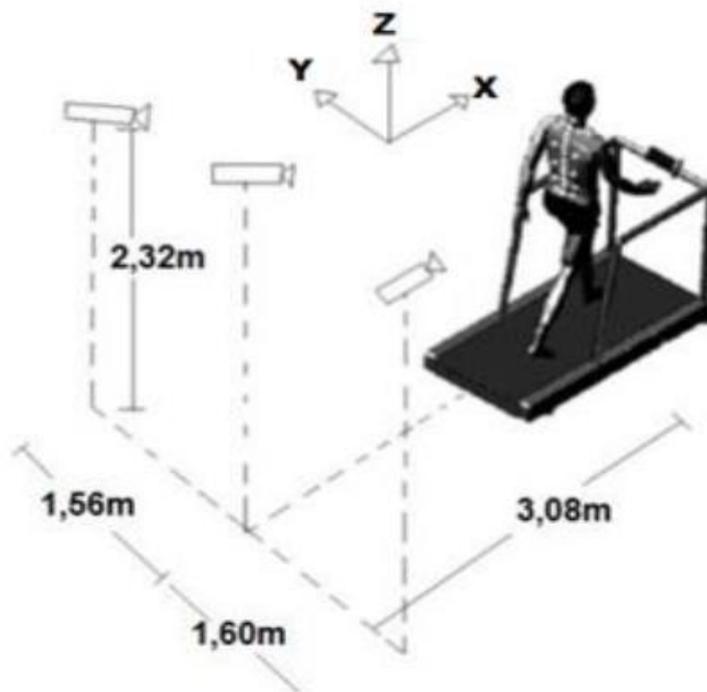


Figura 6: Posicionamento das câmeras em relação à esteira e ao voluntário adaptado de (Campos, 2010, P.75) A figura também apresenta a distância das câmeras em relação à esteira e o sistema de coordenadas adotados no estudo, x, y e z.

O processamento de imagens para medição da posição espacial dos marcadores foi realizado no software *Dynamic Posture* (CAMPOS, 2010) desenvolvido em Matlab® (The MathWorks, Natick, Massachusetts, EUA). Segundo Campos (2010), o Matlab possui pacotes de funções e extensões, tais como ferramentas para aquisição de vídeo, processamento de imagem, cálculo numérico, interface gráfica com usuário, análise estatística e construção de gráficos.

O *Dynamic Posture* se baseia em técnicas de videogrametria (estima a posição óssea indiretamente através de marcadores aderidos diretamente na pele) e processamento digital de imagem para obtenção espacial dos pontos de interesse da coluna (CAMPOS, 2010).

Quatro esferas envoltas de adesivos retrorreflexivos dispostas ao longo de quatro fios de prumo fixados ao teto do laboratório, com distâncias entre estas esferas de 40 cm (± 0.5), estes foram utilizados como pontos de referências para calibração das câmeras.

Depois dos registros e aquisições das filmagens das coletas realizadas, em cada quadro de cada vídeo coletado, para todas as câmeras, as coordenadas bidimensionais do centroide dos marcadores foram calculadas a partir de seus respectivos baricentros (GRUEN, 1997). Estes parâmetros foram empregados para reconstrução tridimensional da posição espacial dos marcadores, utilizando o método de transformação linear direta DLT (ABDEL-AZIS; KARARA, 1971). Esta configuração de medição mostra que o sistema tem um erro sistemático de 0,51 mm e um erro aleatório de 0,61 mm (CAMPOS et al., 2015).

Após a reconstrução tridimensional, os dados foram suavizados com o filtro LOESS, com janela de 10 dados (CUNHA; LIMA FILHO, 2003). Cada ciclo de passada (definido entre 10 toques sucessivos do pé direito na esteira) foi normalizado em 101 pontos no tempo, representando posições de 0 a 100% do ciclo completo de movimento. Nas análises de cada participante, foi utilizado um ciclo médio de todos os ciclos de passada.

A curva da coluna vertebral foi representada pela linha definida pelos marcadores, através das suas projeções bidimensionais, no plano sagital a curvatura geométrica bidimensional permite quantificar a forma dessas curvas ao longo da coordenada vertical em cada instante registrado do movimento realizado (CAMPOS, 2005).

O vetor com origem em S2 e extremidade em T1 foi projetado no plano sagital no laboratório e sua inclinação em relação à vertical foi calculada para cada situação. Valores positivos indicaram inclinação anterior do tronco em relação à vertical.

Para cada voluntário, no plano sagital e no frontal, em cada situação de marcha e corrida, foi calculada a curvatura geométrica média apresentada no ciclo padrão da passada ao longo da coluna conforme Campos et al. (2015). Essa postura média da coluna representou a Curva Neutra da coluna vertebral. Para as análises foram calculadas as seguintes variáveis a partir da Curva Neutra:

- KLS, lordose lombar: pico de curvatura mínimo da região lombar no plano sagital.
- KTS, cifose torácica: pico de curvatura máximo da região torácica no plano sagital.
- KLF, desvio lateral lombar: pico de curvatura absoluta da região lombar no plano frontal.
- KTF, desvio lateral torácico: pico de curvatura absoluta da região torácica no plano frontal.

No plano sagital a coluna apresenta curvas fisiológicas que podem ser lordóticas (concavidade posterior), curvatura com sinal negativo, e podem ser cifóticas (concavidade anterior), curvatura com sinal positivo. Neste plano, para cada voluntário, foi considerada ideal aquela postura em que a curvatura se aproximava da Curva Neutra apresentada na marcha. Scanell e McGill (2003), sugerem que a postura vertebral média apresentada na marcha encontra-se no centro da zona neutra descrita por Panjabi (2003). Já, no plano frontal, a melhor postura foi considerada aquela em que a curvatura era mais próxima de zero, ou seja, uma coluna retificada. Dessa forma, na análise da lordose lombar e da cifose torácica (plano sagital) a curvatura apresentada na marcha foi subtraída das curvaturas apresentadas em cada velocidade de corrida. Ou seja, valores positivos indicaram que a coluna estava flexionada na corrida, em relação à postura neutra.

3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A normalidade da distribuição dos dados foi verificada com o teste Shapiro-Wilk. Para verificar se houve diferença entre a marcha realizada com e sem calçado, foi aplicado um teste t de Student pareado para cada variável. Foi realizada uma Análise de Variância com dois critérios de classificação – ANOVA Two Way para avaliar a tendência central dos dados de cada variável nas condições com e sem calçado, em todas as velocidades de corrida. Quando constatada diferença significativa com relação à condição de calce, para cada variável, foi calculada a média de todas as velocidades de corrida para a situação com calçado e a média sem calçado, para o cálculo da magnitude do efeito Cohen (d). Quando constatada diferença significativa para a intensidade de corrida, para cada velocidade, foi calculada a média das duas condições de calce, calculada a magnitude do efeito a cada duas velocidades e identificado o maior efeito para as análises. Para o denominador no cálculo da magnitude do efeito foi adotado o desvio padrão da marcha sem calçado e para interpretar o efeito foi considerado: $0.2 \leq d < 0.5$, Pequeno efeito; $0.5 \leq d < 0.8$, Médio efeito; e $0.8 \leq d$, Grande efeito. A análise de dados foi realizada em Matlab®, exceto o teste Shapiro-Wilk que foi realizado online (SCISTATCALC, 2016). Em todas as análises, o nível de significância adotado foi de 5%.

4. RESULTADOS

A Tabela 2 apresenta as variáveis posturais exibidas na marcha com e sem calçado. Como é possível notar, a inclinação do tronco diminui na corrida sem calçados, contudo com uma magnitude muito pequena ($d < 0.2$). A única alteração significativa na postura vertebral na situação de marcha ocorreu na lordose lombar que aumentou em termos absolutos com média magnitude.

Tabela 2: Caracterização da postura na situação de marcha com e sem calçado.

	mediaC	dp	mediaS	dp	<i>t</i>	<i>P</i>	<i>d</i>
AT (°)	5.1979	5.7318	4.6352	5.4627	5.4627	0.1151	0.0851
KLS (m. ⁻¹)	2.9006	2.0159	3.2507	1.977	3.9185	0.0012	0.5545
KTS (m. ⁻¹)	3.306	1.7339	3.2832	1.7418	0.3065	0.7631	0.0676
KLF (m. ⁻¹)	1.4197	0.6494	1.5172	0.6336	1.6832	0.1117	0.1553
KTF (m. ⁻¹)	1.5329	0.7243	1.5644	0.7754	0.5808	0.5695	0.0398

*: diferença significativa; C: com calçado; S: sem calçado; dp: desvio padrão; *t* e *P*: resultados do teste *t* pareado; *d*: magnitude do efeito; AT: inclinação do tronco; K: curvatura geométrica; LS: lombar plano sagital; TS: torácico plano sagital; LF: lombar plano frontal; TF: torácico plano frontal .

A análise de variância indicou que a lordose lombar foi significativamente alterada tanto pelo uso de calçado, quanto pela velocidade de corrida.

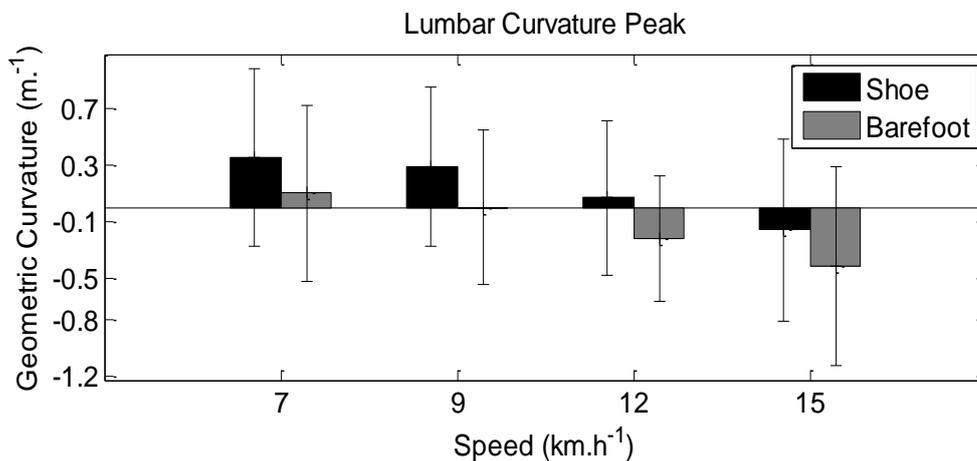


Figura 7: Comportamento da lordose lombar durante a corrida com e sem calçado, em função da velocidade de corrida.

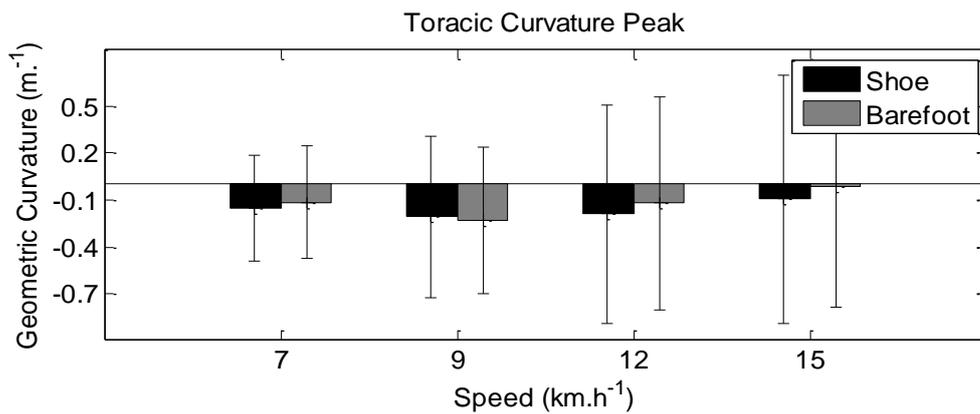


Figura 8: Comportamento da cifose torácica durante a corrida com e sem calçado, em função da velocidade de corrida.

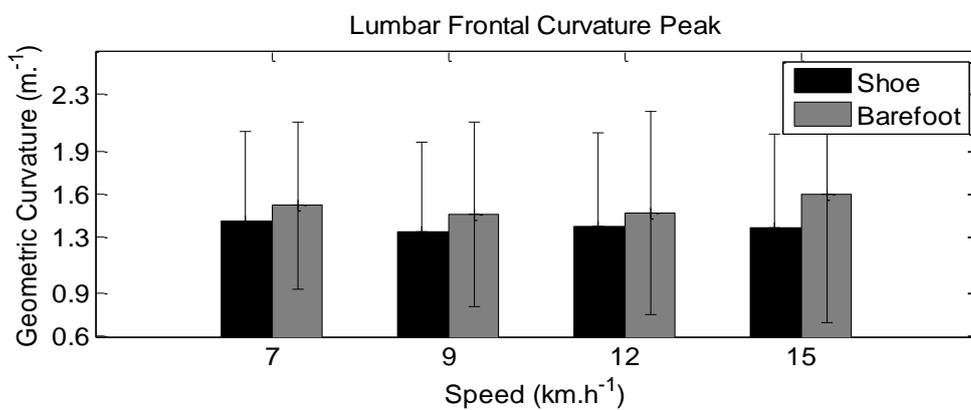


Figura 9: Comportamento da lombar no plano frontal, durante a corrida com e sem calçado, em função da velocidade de corrida.

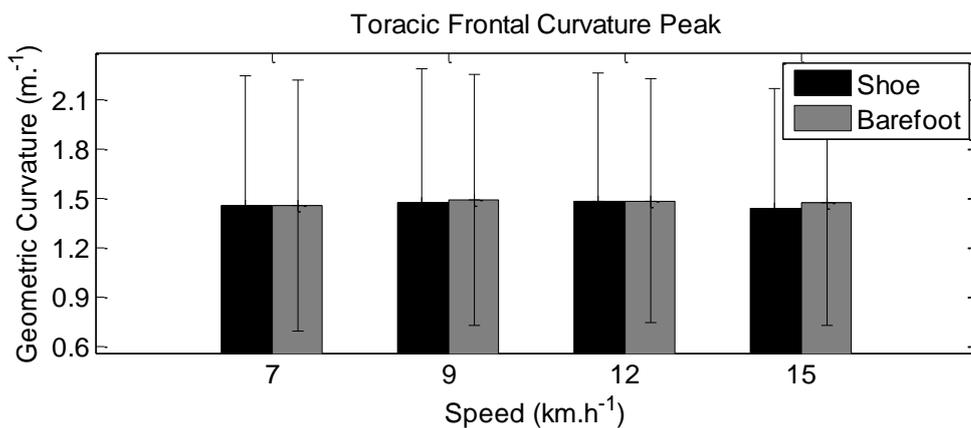


Figura 10: Comportamento da região torácica no plano frontal, durante a corrida com e sem calçado, em função da velocidade de corrida.

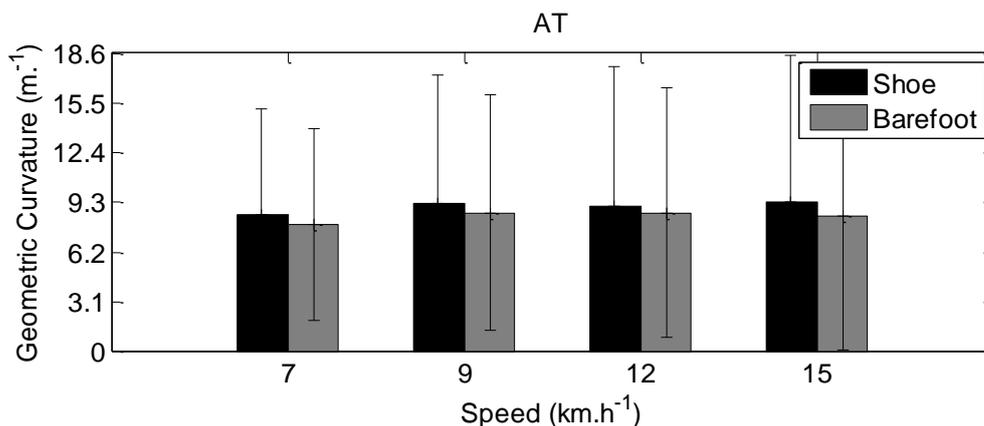


Figura 11: Inclinação do tronco, durante a corrida com e sem calçado, em função da velocidade de corrida.

Na situação de corrida, a análise de variância foi realizada para avaliar o efeito do calçado, da velocidade e da interação entre esses dois fatores (Tabela 3). As Figuras 1 a 5 mostram o comportamento das cinco variáveis posturais na corrida. Como é possível verificar, apesar de não haver interação entre condição de calce e a velocidade de corrida, a lordose lombar aumentou com pequena magnitude ao correr sem calçado e aumentou com grande magnitude ao correr com maior intensidade. As outras variáveis posturais não apresentaram alterações significativas tanto para a mudança de condição de calce quanto para o aumento da velocidade de corrida.

Tabela 3. ANOVA two way para caracterização da postura na situação de corrida com e sem calçado, em diferentes velocidades (de 7 a 15 km.h⁻¹).

	Calçado			Velocidade				
	<i>F</i>	<i>P</i>	<i>D</i>	<i>F</i>	<i>P</i>	<i>d</i>	<i>F</i>	<i>P</i>
AT	0.2229	0.6376	-	0.061	0.061	-	0.0042	0.9996
KLS	7.1175	0.0086*	0.4308	5.2342	0.0019*	0.8217	0.0088	0.9989
KTS	0.162	0.688	-	0.432	0.7304	-	0.051	0.9847
KLF	1.4629	0.2287	-	0.1075	0.9556	-	0.0715	0.9751
KTF	0.0156	0.9009	-	0.0133	0.9979	-	0.0033	0.9997

*: diferença significativa; *F* e *P*: resultados da ANOVA; *d*: magnitude do efeito; AT: inclinação do tronco; K: curvatura geométrica; LS: lombar plano sagital; TS: torácico plano sagital; LF: lombar plano frontal; TF: torácico plano frontal.

5. DISCUSSÃO

O estudo tem como objetivo analisar a curvatura da coluna geométrica (o ângulo lombar, a inclinação do tronco em esteira e a cifose torácica) em esteira, utilizando calçado e descalço, e com aumento da intensidade da corrida, computando a posição de marcadores retro-refletivos posicionados no dorso como proposto em Campos (CAMPOS et al.,2010).

De acordo com a análise realizada neste estudo, percebemos que o comportamento da coluna apresenta diferenças sutis entre as situações de corrida com e sem calçado observadas, e o aumento da velocidade, sendo que para análise da curvatura lombar no plano sagital apresentou diferenças, respondendo objetivos do presente estudo.

Na literatura estudada para este trabalho foi visto que uma alteração na execução da passada descalça para a calçada pode gerar alterações biomecânicas em toda a região lombar. (HASEGAWA;YAMAUCHI;KRAEMER; 2007, DEPRÁ,2004, GALBIM; CAMPOS, 2016).

Já no estudo de Delgado *et.,al* (2012), demonstrou que a uma diminuição no movimento sagital da coluna lombar durante a corrida recreativa com calçado e uma maior inclinação total da coluna lombar. Contudo, Delgado *et., al* (2012), diz que a mudança no pé de ataque não faz diferença na quantidade de flexão e extensão em que a coluna lombar é posicionada.

No estudo de Galbim, Campos (2016) não foram encontrados diferenças significativas na inclinação do tronco e na curvatura lombar entre corredores com e sem calçados em velocidade única de 09 km.h⁻¹. Deprá (2004) observou em seu estudo que com aumento da velocidade a coluna vertebral apresenta oscilações no plano tranverso em todas as regiões do dorso. Destacando que com o aumento da velocidade ocorre um aumento da amplitude dos movimentos de rotação do dorso em torno do eixo vertical para garantir o equilíbrio do corpo.

Draus *et.,al* (2015) observaram ângulos lordóticos e cifóticos discretamente aumentados, além de uma diminuição na inclinação do tronco com os pés descalços. Segundo os autores, ângulos lordóticos e cifóticos aumentados sugerem que durante a corrida descalça há uma maior amplitude de movimento em toda a coluna vertebral, em comparação com a corrida calçada. Contudo, os autores consideram que estas pequenas

alterações devem ser pouco relevantes do ponto de vista clínico, pois podemos observar clinicamente que uma corrida descalça onde o corredor ataca com o antepé a transitória de impacto é menor e cria um pequeno aumento de força que se dissipa ao longo do pé do corredor, permitindo uma menor sobrecarga ao resto do corpo (joelho, quadril, pelve e coluna vertebral). Em contraste um padrão de ataque com o retropé produz uma maior força de de impacto do calcanhar ao solo.

6. CONCLUSÃO

Neste trabalho, estudou-se o comportamento da curvatura geométrica da coluna lombar durante a corrida calçado e descalço. E para tanto, selecionamos um grupo de homens que tem habito de praticar atividade física que envolva a corrida.

O método utilizado por Brenzikofer *et al.*, 2000 para análise da postura vertebral atendeu as necessidades do estudo, proporcionando a investigação da análise das adaptações geométricas e o comportamento da curvatura da coluna vertebral durante a corrida nas situações calçado e descalço conforme o objetivo proposto para investigação. Os dados mostraram que durante a corrida, com o aumento da velocidade independentemente da situação descalço ou calçado aumentasse a curvatura lombar (grande efeito). Na corrida com calçado se tem uma um aumento acentuado na curvatura lombar quando comparado com a corrida descalço (pequeno efeito).

Os resultados encontrados trouxeram respostas proveitosas para a área de educação física. É importante que outros trabalhos sejam realizados com esse objetivo de estudo. Estudos adicionais com outras populações, e utilizando até mesmo outras variáveis são necessários para melhorar o conhecimento sobre a curvatura da coluna durante a corrida em situações com e sem calçado.

REFERÊNCIAS

ABDEL-AZIZ, Y. I.; KARARA, H. M. **Direct Linear Transformation from Comparator Coordinates into Object Space Coordinates in Close-Range Photogrammetry**. Urbana, IL: American Society of Photogrammetry, 1971. p. 1–18.

AZEVEDO, P.A; **Biomecânica da corrida: Considerações acerca das adaptações dinâmicas e eletromiográficas desencadeadas pelo pé descalço e pelo uso do calçado minimalista**. 2013. Tese (Doutorado em educação física) - Universidade de São Paulo, Escola de educação física e esporte. São Paulo, 2004.

BRENZIKOFER R; BARRETO L. E; NOGUEIRA **Modelos matemáticos nas ciências não exatas: volume 2/** E.A; organizadores. – São Paulo: Blucher, 2012.

BRENZIKOFER, R., BARROS, R. M. L., LIMA FILHO, E. C., TOMA, E., BORDINI, L. S. **Alterações no dorso e coluna vertebral durante a marcha**. Brazillian Journal of Biomechanics. v. 1, n. 1, 2000. p. 21-26.

BISHOP M, FIOLEKOWSKY P, CONRAD B, BRUNT D, HOROVSKI M. **Athletic footwear leg stiffness, and running kinematics**. J Athl Train 2006;41;387-92

CAMPOS, Mário Hebling. **Sistema de análise de movimento para avaliação da postura vertebral durante a corrida no teste de esforço máximo incremental**. Tese de Doutorado, UNICAMP, Programa de Pós-graduação em Educação Física, Campinas, 2010.

CAMPOS, M.H.; PAULA, M.C; DEPRA, P.P; BRENZIKOFER; R. **The geometric curvature of the spine of runners during maximal incremental effort test**. Journal of Biomechanics. v. 48, p. 969 – 975, 2015.

COLLIER, R. **The rise of barefoot running**. Canadian Medical Association Journal, v.138, n.1 p.E37-E38, 2011

CUNHA, S. A.; LIMA FILHO, E. C. Metodologia para a suavização de dados biomecânicos por funções não paramétricas. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 1, n. 6, p. 23–28, 2003.

DANGELO, J. G., FANTTINI, C. A. **Anatomia humana básica**. Rio de Janeiro: Atheneu, 2000.

DELGADO, T.L., KUBERA-S, E., ROBB, R.R., HICKMAN, R., WALLMANN, H.W. and DUFEK, J.S. (2013) **Effects of Foot**

DEPRÁ, P. P. **Adaptações da geometria da coluna vertebral e do dorso durante a corrida**. 2004. 154f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas. Campinas, 2004.

DRAUS, C., MORAVEC, D., KOPIEC, A. and KNOTT, P. (2015) Comparison of Barefoot vs. Shod Gait on Spinal Dynamics Using DIERS Formetric 4D and DIERS Pedoscan Systems. *Open Journal of Therapy and Rehabilitation*, **3**, 70-76.

ERHART, Eros Abrantes. **Erhart: elementos de anatomia humana / Li-Sie Watanabe**. 10 ed. São Paulo: Atheneu, 2009.

FEITOZA, J. E. ; MARTINS JÚNIOR, J. **Lesões desportivas decorrentes da prática do atletismo**. Revista da Educação Física, Maringá, v. 11, n. 1, p. 139-147, set. 2000.

FILIPPIN NT; BARBOSA VLP; SACCO ICN; LOBO PH. Efeitos da obesidade na distribuição de pressão plantar em crianças. **Rev. bras. fisioter. vol.11 no.6** São Carlos Nov./Dec. 2007

FRACCAROLI, J. L. **Biomecânica: análise dos movimentos**. 2ª ed. Rio de Janeiro: Cultura Média, 1981.

GALBIM, R; CAMPOS, M.H. **Efeito da corrida sem calçado na postura da coluna vertebral**. Universidade Federal de Goiás, 2016.

GRUEN, A. **Fundamentals of videogrammetry** - A review. Human Movement Science, v. 16, n. 2, 1997. p. 155–187.

HAMILL, J; MOSES, M; SEAY, J. **Lower extremity joint stiffness in runners with low back pain**. Research in Sports Medicine. 2009:260-273.

HASEGAWA, H; YAMAUCHI T, KRAEMER WJ. **Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon**. J Strength Cond Res. 2007;21:888-93.

HAY, J. G. **Biomecânica das técnicas desportivas**. Tradução de Sônia Cavalcanti Corrêa et al. 2ª ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1981.

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. 2007; 42:29-34.

LIEBERMAN, D.E., et al. **Foot Strike Patters and Collision Forces in Habitually Barefoot versus Shod Runners**. Nature, **463**, 2010. p.531-535.

MCGILL, S, M. **Exercícios para a região lombar: Prescrição para as costas saudias e recuperação de uma lesão**. In: ROITMAN, J. L.; HERRIDGE, M; TARANTO, G, PAULO,). **Manual de Pesquisa das Diretrizes do ACSM para os testes de esforço e sua prescrição / American College of Sports Medicine**. 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011. p 122 – 132.

MIELE, V. J.; PANJABI, M. M.; BENZEL, E. C. Anatomy and biomechanics of the spinal column and cord. In: [s.l: s.n.]. p. 31–43.

NAVES J. P; CAMPOS MH. **Associação entre limiar postural e limiar de lactato obtidos no teste de esforço progressivo máximo em esteira**. Faculdade de educação física. Universidade Federal de Goiás, Goiânia, 2016a.

NATOUR, J. **Coluna Vertebral conhecimentos básicos**. Sociedade Brasileira de Reumatologia. 5-248, 2. ed. — São Paulo : ETCetera Editora, 2004.

NETTER, F.H. **Atlas de Anatomia Humana**. 2 ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

PANJABI, M.M. Clinical spinal instability and low back pain. **Journal of electromyography and kinesiology**, v.13, n. 4, p. 137 – 145, 2003.

ROLAND M, MORRIS R: A study of natural history of low back pain. Part I: development of reliable and sensitive measure of disability in low back pain. *Spine* 1983;8:141-4

SCANNEL, J. P.; MCGILL, S. M. Lumbar Posture – Should It, and Can It, Be Modified? Study of Passive Tissue Stiffness and Lumbar Position During Activities of Daily Living. **Physical Therapy**, v. 83, n. 10, 2003.

SCHACHE, A. G.; BLANCH, P.; RATH, D.; WRIGLEY, T.; BENNELL, K. **Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running**. Human Movement Science, Amsterdam, v.21, n.2, p.273–293, 2002.

SEFFRIN; A. **Adaptações géométricas da coluna lombar durante o exercício levantamento terra executado com as técnicas tradicional e sumo**. 2016

SEPULVEDA, G.; FLORES F. L.; GURGEL J.L.; PORTO F.; ESPINOSA G.;GONÇALVES F.S.; FONTOURA F.A.; RUSSOMANO T. **Relação de custo-**

benefício de calçados esportivos de corrida quanto á capacidade de absorção.(2009) Laboratório de Avaliação e Pesquisa em Atividade Física – Faculdade de Educação Física e Ciências do Desporto – PUCRS – Porto Alegre.
https://www.researchgate.net/profile/Gabriel_Espinosa2/publication/268263735

Acesso em 06/05/2017

SILVIA S; FRAGA C; GONÇALVES M. **Efeito da fadiga muscular na biomecânica da corrida: uma revisão.** Departamento de Educação Física IB/UNESP Rio Claro, SP, Brasil, 2007.

SOBOTTA, J. **Atlas de Anatomia Humana.** 21. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

WILLIAMS, K. R. **A dinâmica da corrida.** In: ZATSIORSKY, V. M. **Biomecânica no esporte – performance do desempenho e prevenção de lesão.** Tradução de Camila Tanaka et al. 1ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

ANEXOS

Brazilian-Portuguese version of the Roland-Morris questionnaire.

This translation was published as: Nusbaum L, Natour J, Ferraz M, Goldenberg J. Translation, adaptation and validation of the Roland-Morris questionnaire - Brazil Roland-Morris. Brazilian Journal of Medical and Biological Research 2001; 34(2): 203-210

No additional details are available of the translation process for this version. Note that the instructions imply that the questionnaire is being administered orally by an interviewer

Instructions:

Quando suas costas doem, você pode encontrar dificuldade em fazer algumas coisas que normalmente faz.

Esta lista possui algumas frases que as pessoas tem utilizado para se descreverem quando sentem dores nas costas. Quando você ler estas frases pode notar que algumas se destacam por descrever você hoje. Ao ler a lista pense em você hoje.

Quando você ler uma frase que descreve você hoje, responda sim. Se a frase não descreve você, então responda não e siga para a próxima frase. Lembre-se, responda sim apenas à frase que tiver certeza que descreve você hoje.

Phrases:

1. Fico em casa a maior parte do tempo por causa de minhas costas.
2. Mudo de posição freqüentemente tentando deixar minhas costas confortáveis.
3. Ando mais devagar que o habitual por causa de minhas costas.
4. Por causa de minhas costas eu não estou fazendo nenhum dos meus trabalhos que geralmente faço em casa.
5. Por causa de minhas costas, eu uso o corrimão para subir escadas.
6. Por causa de minhas costas, eu me deito para descansar mais freqüentemente.

7. Por causa de minhas costas, eu tenho que me apoiar em alguma coisa para me levantar de uma cadeira normal.
8. Por causa de minhas costas, tento conseguir com que outras pessoas façam as coisas por mim.
9. Eu me visto mais lentamente que o habitual por causa de minhas costas.
10. Eu somente fico em pé por períodos curtos de tempo por causa de minhas costas.
11. Por causa de minhas costas evito me abaixar ou me ajoelhar.
12. Encontro dificuldades em me levantar de uma cadeira por causa de minhas costas.
13. As minhas costas doem quase que o tempo todo.
14. Tenho dificuldade em me virar na cama por causa das minhas costas.
15. Meu apetite não é muito bom por causa das dores em minhas costas.
16. Tenho problemas para colocar minhas meias (ou meia calça) por causa das dores em minhas costas.
17. Caminho apenas curtas distâncias por causa de minhas dores nas costas.
18. Não durmo tão bem por causa de minhas costas.
19. Por causa de minhas dores nas costas, eu me visto com ajuda de outras pessoas.
20. Fico sentado a maior parte do dia por causa de minhas costas.
21. Evito trabalhos pesados em casa por causa de minhas costas.
22. Por causa das dores em minhas costas, fico mais irritado e mal humorado com as pessoas do que o habitual.
23. Por causa de minhas costas, eu subo escadas mais vagarosamente do que o habitual.
24. Fico na cama a maior parte do tempo por causa de minhas costas