



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

JULIANE CRISTINA LEME

**ANÁLISE DA POSTURA VERTEBRAL E DA CINEMÁTICA
DOS SEIOS COM DIFERENTES SUPORTES DURANTE A
CORRIDA CALÇADA E DESCALÇA**

Londrina
2019

JULIANE CRISTINA LEME

**ANÁLISE DA POSTURA VERTEBRAL E DA CINEMÁTICA
DOS SEIOS COM DIFERENTES SUPORTES DURANTE A
CORRIDA CALÇADA E DESCALÇA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Educação Física associado à Universidade Estadual de Londrina e à Universidade Estadual de Maringá como requisito à obtenção do título de Mestre em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Felipe Arruda Moura

Londrina
2019

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UEL

Leme, Juliane Cristina.

Análise da postura vertebral e da cinemática dos seios com diferentes suportes durante a corrida calçada e descalça / Juliane Cristina Leme. - Londrina, 2019.
103 f. : il.

Orientador: Felipe Arruda Moura.

Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Educação Física e Esportes, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, 2019.

Inclui bibliografia.

1. Biomecânica - Tese. 2. Cinemática dos seios - Tese. 3. Postura vertebral - Tese. 4. Tecnologia de calçados - Tese. I. Moura, Felipe Arruda. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Educação Física e Esportes. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. III. Título.

JULIANE CRISTINA LEME

**ANÁLISE DA POSTURA VERTEBRAL E DA CINEMÁTICA DOS
SEIOS COM DIFERENTES SUPORTES DURANTE A CORRIDA
CALÇADA E DESCALÇA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Educação Física associado à Universidade Estadual de Londrina e à Universidade Estadual de Maringá como requisito à obtenção do título de Mestre em Educação Física.

BANCA EXAMINADORA

Orientador: Prof. Dr. Felipe Arruda Moura
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Prof. Dr. Christiane de Souza Guerino Macedo
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Prof. Dr. Mário Hebling Campos
Universidade Federal de Goiás - UFG

Londrina, 25 de janeiro de 2019.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha família, pelo apoio, incentivo em sempre buscar o conhecimento e por me darem forças para nunca desistir.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus por ter guiado meu caminho, dando sabedoria e força para superar as dificuldades. Ao meu orientador Professor Dr. Felipe Arruda Moura, por todo ensinamento, pelo suporte, pelas correções, incentivos e pela amizade.

Ao meu pai Antônio Leme pelo amor, incentivo e apoio incondicional e que apesar de todas as dificuldades sempre me fortaleceu. À minha mãe Maria Regina (in memoriam) que onde estiver estará orgulhosa e em minha torcida. Agradeço também aos meus irmãos, em especial a minha irmã Isabelle C. Leme, que nos momentos mais difíceis sempre esteve ao meu lado e que me deu apoio incondicional nas horas de desânimo e cansaço.

Ao Carlos Salamanca, namorado e amigo, pela parceria, companheirismo, apoio, amor e carinho durante todos esses anos. À Mel e Juma, por todo amor, carinho e alegria proporcionados sem pedir nada em troca. Meus agradecimentos a todos os meus amigos, em especial ao pessoal do handebol por todo apoio, pelos momentos de descontração e alegria. A Josiane Hernandez, Dalilla Colombo e Luis Kawabata pela parceria e conversas incentivadoras em casa. Ao Julio Costa por todo o suporte, parceria e conversas durante meu período de formação acadêmica.

Aos alunos de pós-graduação do Laboratório de Biomecânica Aplicada pelas trocas de conhecimento, principalmente para o Ricardo Portela, pelo apoio nos momentos de adequação da coleta de dados. Às alunas de iniciação científica Yasmim Barbosa, Luiza Banks e Bruna Canonici e de iniciação científica júnior Julia, por toda ajuda na análise dos dados.

Aos professores Tiago S. Pereira e Jefferson R. Cardoso, pela ajuda na análise de dados e análise estatística, respectivamente. Agradeço a todos que de alguma forma auxiliaram no desenvolvimento deste trabalho. Às participantes da coleta, aos professores Mário H. Campos e Christiane de S. G. Macedo pelas correções, dicas e contribuições para o trabalho.

Ao apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) - Código de Financiamento 001, pela bolsa que permitiu dedicação exclusiva.

À Fundação Araucária convênio nº 001/2017, protocolo 3825, pelo fomento que permitiu a compra dos materiais necessários para a coleta.

LEME, Juliane Cristina. **Análise da postura vertebral e da cinemática dos seios com diferentes suportes durante a corrida calçada e descalça**. 2019. 103 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2019.

RESUMO

A corrida é uma modalidade com grande número de adeptos. Portanto, é importante entender como materiais esportivos podem auxiliar as mulheres, com atenção especial à coluna vertebral em função da movimentação dos seios. Ainda, sabendo da importância de se analisar a cinemática dos seios em conjunto com as curvaturas da coluna, há uma consideração metodológica que deve ser ressaltada, relacionada ao processo de determinação do sistema de coordenadas local do tronco e as restrições de cada modelo biomecânico dependendo da análise a ser realizada. Assim, o objetivo da presente dissertação foi analisar a postura vertebral e a cinemática dos seios com diferentes suportes durante a corrida calçada e descalça, em dois estudos. No estudo 1, foram avaliados diferentes modelos biomecânicos de tronco para determinação da cinemática relativa dos seios. No estudo 2 foi avaliado o efeito de diferentes suportes de seios e calçados na cinemática dos seios e postura vertebral. Dezesete mulheres, com idade entre 18 e 30 anos, realizaram uma tarefa de corrida em diferentes condições. Para análise cinemática, foram posicionados marcadores sobre os mamilos, na face lateral do calcâneo e base do quinto metatarso (ciclos de passada). No tronco, foram avaliados três diferentes modelos biomecânicos (estudo 1), a saber: Modelo 1 - recomendado pela Sociedade Internacional de Biomecânica; Modelo 2 - marcadores na fossa supraesternal, décima costela direita e esquerda; e a proposta do estudo, Modelo 3 - marcadores no processo xifóide e nas clavículas. Os marcadores foram registrados por meio de câmeras do Sistema Optitrack®. Para a análise das curvaturas da coluna, câmeras do Sistema Optitrack® em modo vídeo em escala de cinza foram posicionadas no plano posterior à participante, de modo a registrar marcadores refletivos fixados nas vértebras, da região cervical a sacral. As variáveis foram deslocamento, velocidade, aceleração e aceleração negativa dos seios e curvatura torácica e lombar no momento do contato do calcâneo com o solo, curvatura neutra e curvatura torácica e lombar máxima nos planos sagital e frontal. Para a análise estatística foram aplicados os testes de Equações de Estimativas Generalizadas, Correlação de *Spearman* e análise gráfica de concordância de *Bland* e *Altman* realizados nos softwares SPSS (v.21) e MedCalc (v.16.4.1) com significância de 5%. Os resultados do estudo 1 demonstraram haver interação entre as condições de modelo e suporte sobre as variáveis cinemáticas ($p < 0,05$). Também foi verificada correlação (variando de $r = 0,20$ a $r = 0,98$; $p < 0,05$) e concordância entre os modelos. O Modelo 2 foi o que mais se aproximou do modelo sugerido pela SIB, uma vez que apresentou menos diferenças significativas nas variáveis cinemáticas, altas correlações e maior número de concordância. No estudo 2 observou-se uma grande importância do suporte para diminuir o movimento dos seios durante a corrida, sendo o *top* esportivo o suporte mais recomendado. Ainda, o calçado não foi um fator que contribuiu significativamente para redução do movimento dos seios. Na análise da postura vertebral o *top* e o calçado esportivo foram capazes de gerar adaptações na coluna.

Palavras-chave: Modelo biomecânico. Tamanho de seios. Coluna vertebral. Corrida.

LEME, Juliane Cristina. **Analysis of the vertebral posture and the breasts kinematics with different supports during the shod and barefoot running**. 2019. 103 p. Dissertation (Master Degree in Physical Education) – Londrina State University, Londrina, 2019.

ABSTRACT

The running is a modality with great number of adepts. Therefore, it is important to understand how sports materials can help women, with special attention to the spine in function of the movement of the breasts. Still, knowing the importance of analyzing the breasts kinematics together with the spine curvatures, there is a methodological consideration that must be emphasized, related to the process of determining the local coordinate system of the trunk and the constraints of each biomechanical model depending on the analysis to be performed. Thus, the objective of this dissertation was to analyze the vertebral posture and breasts kinematics with different supports during the shod and barefoot running, in two studies. In study 1, different biomechanical trunk models were evaluated to determine the relative breasts kinematics. In study 2 was evaluated the effect of different breast support and footwear in the breasts kinematics and vertebral posture. Seventeen women, with age between 18 and 30 years, performed a running task under different conditions. For kinematic analysis, markers were placed on the nipples, on the lateral face of the calcaneus and on the base of the fifth metatarsus (stride cycles). In the trunk, three different biomechanical models were evaluated (study 1), to know: Model 1 - recommended by the International Society of Biomechanics (ISB); Model 2 - markers in the suprasternal notch, tenth right and left rib; and the study proposal, Model 3 - markers in the xiphoid process and in the clavicles. The markers were recorded using Optitrack® System cameras. For analysis of the spine curvatures, Optitrack® System cameras in grayscale video mode were positioned in the posterior plane of the participant, in order to record reflective markers fixed in the vertebrae, from the cervical to the sacral regions. The variables were displacement, velocity, acceleration and negative acceleration of the breasts and thoracic and lumbar curvature at the moment of contact of the calcaneus with the ground, neutral curvature and maximum thoracic and lumbar curvature in the sagittal and frontal planes. For the statistical analysis, the Generalized Estimates Equations, Spearman Correlation and Bland and Altman graphical agreement tests were applied in SPSS (v.21) and MedCalc (v.16.4.1) software with a significance of 5%. The results of study 1 showed that there was interaction between model and support conditions on kinematic variables ($p < 0.05$). Correlation was also verified (ranging from $r = 0.20$ to $r = 0.98$, $p < 0.05$) and concordance between the models. Model 2 was the one that most approached the model suggested by the ISB, since it presented less significant differences in the kinematic variables, high correlations and greater concordance number. In study 2 it was observed a great importance of the support to decrease the movement of the breasts during the running, being the sports bra the most recommended support. Still, footwear was not a factor that contributed significantly to reduction of the breasts movement. In the analysis of the vertebral posture, the sports bra and footwear were able to generate adaptations in the spine.

Keywords: Biomechanical model. Breast size. Spine. Running.

LISTA DE FIGURAS

MÉTODO GERAL

Figura 1 - Representação do posicionamento dos marcadores no tronco: vista anterior e vista posterior	26
Figura 2 - Posicionamento dos marcadores na coluna vertebral	27
Figura 3 - Representação dos modelos biomecânicos para a determinação de cada sistema de coordenadas local.....	30

ESTUDO 1

Figura 1 - Comparação entre os modelos (Mod1, Mod2 e Mod3) para as variáveis (A) Amplitude, (B) Velocidade, (C) Aceleração e (D) Desaceleração nas direções AP, ML e V na condição a seio nu.....	46
Figura 2 - Comparação entre os modelos (Mod1, Mod2 e Mod3) para as variáveis (A) Amplitude, (B) Velocidade, (C) Aceleração e (D) Desaceleração nas direções AP, ML e V na condição a <i>top</i> esportivo	47
Figura 3 - Análise de concordância de Bland e Altman entre os modelos biomecânicos de tronco na condição seio nu	89
Figura 4 - Análise de concordância de Bland e Altman entre os modelos biomecânicos de tronco na condição <i>top</i> esportivo	93

LISTA DE TABELAS

ESTUDO 1

Tabela 1 – Dados descritivos da amostra, valores expressos em média, desvio padrão, máximo e mínimo	41
Tabela 2 – Dados descritivos das variáveis cinemáticas durante as condições a seio nu e com <i>top</i> esportivo para cada modelo biomecânico, expressos em média (desvio padrão).....	88
Tabela 3 – Coeficiente de Correlação de Spearman entre as variáveis nos diferentes modelos biomecânicos de tronco na condição seio nu	48
Tabela 4 – Coeficiente de Correlação de Spearman entre as variáveis nos diferentes modelos biomecânicos de tronco na condição <i>top</i> esportivo	49

ESTUDO 2

Tabela 1 – Dados descritivos da amostra, valores expressos em média, desvio padrão, máximo e mínimo	59
Tabela 2 – Dados descritivos das variáveis cinemáticas dos seios, expressos em mediana e intervalo interquartil (1 ^o / 3 ^o).....	64
Tabela 3 – Dados descritivos de curvatura da coluna geométrica (m ⁻¹) no plano sagital, expressos em mediana e intervalo interquartil (1 ^o / 3 ^o).....	69
Tabela 4 – Dados descritivos de curvatura da coluna geométrica (m ⁻¹) no plano frontal, expressos em mediana e intervalo interquartil (1 ^o / 3 ^o).....	70

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Acel	Aceleração máxima
AMP	Amplitude
AP	Anteroposterior
C7	Sétima vértebra cervical
ClaD	Clavícula direita
ClaE	Clavícula esquerda
Cm	Curvatura máxima
Cmc	Curvatura máxima no contato
CN	Curva neutra
CosD	Costela direita
CosE	Costela esquerda
Des	Desaceleração (aceleração negativa máxima)
DP	Desvio padrão
EACM	Escala analógica de conforto da mama
EEG	Equações de estimativas generalizadas
EIPS	Espinha ilíaca postero superior
ES	Espinha da escápula
FS	Fossa supraesternal
IMC	Índice de massa corporal
IPAQ	<i>International Physical Activity Questionnaire</i>
L4	Quarta vértebra lombar
ML	Médio lateral
Mod1	Modelo 1
Mod 2	Modelo 2
Mod 3	Modelo 3
PX	Processo xifóide
S2	Segunda vértebra sacral
SeioNu_Desc	Seio nu e descalço
SeioNu_Min	Seio nu e calçado minimalista
SeioNu_Trad	Seio nu e calçado tradicional
SIB	Sociedade Internacional de Biomecânica

Sut_Desc	Sutiã cotidiano e descalço
Sut_Min	Sutiã cotidiano e calçado minimalista
Sut_Trad	Sutiã cotidiano e calçado tradicional
T1	Primeira vértebra torácica
T6	Sexta vértebra torácica
T12	Décima segunda vértebra torácica
T8	Oitava vértebra torácica
Top_Desc	<i>Top</i> e descalço
Top_Min	<i>Top</i> e calçado minimalista
Top_Trad	<i>Top</i> e calçado tradicional
V	Vertical
Var	Variabilidade
Vel	Velocidade máxima

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO GERAL	14
2	MÉTODO GERAL	23
2.1	PARTICIPANTES.....	23
2.2	INSTRUMENTOS E TAREFA.....	23
2.3	PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS.....	25
2.4	CURVATURAS GEOMÉTRICAS DA COLUNA.....	27
2.5	CINEMÁTICA DOS SEIOS	30
2.6	VARIÁVEIS DE ESTUDO	33
2.7	ANÁLISES ESTATÍSTICAS.....	34
3	ESTUDO 1 – ESTUDO METODOLÓGICO	36
3.1	INTRODUÇÃO	37
3.2	MÉTODO	39
3.2.1	PARTICIPANTES.....	39
3.2.2	INSTRUMENTOS E TAREFA.....	40
3.2.3	PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS.....	41
3.2.4	CINEMÁTICA DOS SEIOS	42
3.2.5	VARIÁVEIS DE ESTUDO	43
3.2.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	44
3.3	RESULTADOS	44
3.4	DISCUSSÃO	50
	CONCLUSÃO	52
4	ESTUDO 2 – ESTUDO EXPERIMENTAL	53
4.1	INTRODUÇÃO	54
4.2	MÉTODO	57
4.2.1	PARTICIPANTES.....	57
4.2.2	INSTRUMENTOS E TAREFA.....	57
4.2.4	CURVATURAS GEOMÉTRICAS DA COLUNA.....	61
4.2.5	CINEMÁTICA DOS SEIOS	61
4.2.6	VARIÁVEIS DE ESTUDO	62

4.2.7	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	63
4.3	RESULTADOS	63
4.3	DISCUSSÃO	71
	CONCLUSÃO	74
	CONSIDERAÇÕES FINAIS	75
	REFERÊNCIAS	76
	APÊNDICES	85
	ANEXOS	97

1 INTRODUÇÃO GERAL

A corrida é uma modalidade que possui grande número de adeptos, é considerado um dos exercícios físicos mais populares do mundo (PALUSKA, 2005; MANERO et al., 2016; MATIAS et al., 2016), e também uma das mais importantes atividades recreacionais (DE WIT; DE CLERCQ; AERTS, 2000). O número de eventos de corrida aumentou consideravelmente desde 2000, provavelmente devido ao aumento do número de mulheres que começaram a praticar a modalidade (VAN DER WORP et al., 2016). Em 2002, as mulheres representavam o grupo com o maior crescimento em maratonas (CHORLEY et al., 2002).

Esse aumento da participação feminina na corrida possui diferentes motivações. Entre elas, estão principalmente o baixo custo, versatilidade e conveniência (PALUSKA, 2005), melhora do condicionamento físico e saúde, o fato da atividade ser praticada ao ar livre e melhora da autoestima (TRUCCOLO; MADURO; FEIJÓ, 2008). Apesar dessas diferentes motivações, o tamanho dos seios é um fator importante que pode influenciar na participação, desempenho e desconforto durante o exercício (BROWN et al., 2014a, 2014b).

Os seios apresentam movimentos complexos durante a prática de exercícios físicos e atividades da vida diária, o que pode gerar dor principalmente em mulheres com seios grandes (MASON; PAGE; FALLON, 1999; ZHOU; YU; NG, 2011). Foi relatado previamente que a dor relacionada ao exercício afeta 72% das mulheres praticantes (GEHLSSEN; ALBOHM, 1980). Um estudo realizado com mulheres maratonistas demonstrou que um terço das participantes (n= 1285) apresentou experiência com dor no seio relacionada ao exercício e que 17% dessas mulheres declararam que essa dor afetou a participação durante a realização de exercícios (BROWN et al., 2014a). Mason et al. (1999) relataram a hipótese de que essa dor ocorre devido à tensão colocada na pele, fáscia e nervos dos seios durante grandes deslocamentos da mama. Apesar disso, pouco se sabe sobre a causa exata de dor no seio relacionado ao exercício.

Outros problemas físicos e até mesmo psicológicos relacionados ao movimento e tamanho dos seios como possíveis deformações permanentes na estrutura do seio, queda da mama (PAGE; STEELE, 1999; SCURR; WHITE; HEDGER, 2011), dores nas costas, pescoço e ombros (BRUHLMANN; TSCHOPP, 1998), dificuldades de encontrar roupas adequadas e constrangimento (BOWLES;

STEELE; MUNRO, 2008), podem limitar e tornar as atividades diárias e a prática de exercícios físicos desconfortáveis e difíceis (BRUHLMANN; TSCHOPP, 1998; FINDIKCIOGLU et al., 2007), o que pode causar relutância para prática de exercícios físicos (MCGHEE; STEELE; POWER, 2007).

A cirurgia de redução dos seios é uma das formas utilizadas para amenizar os sintomas mencionados anteriormente e é conhecida pelas altas taxas de satisfação de mulheres quando comparada a outros procedimentos (FOREMAN et al., 2009; SAHIN et al., 2013). Segundo a Sociedade Internacional de Cirurgia Plástica, o número de cirurgias de redução de seios no mundo foi de 465,6 mil em 2016, sendo que o Brasil realizou 78,8 mil dessas cirurgias, primeiro colocado no ranking deste tipo de cirurgia. Porém, existem riscos associados à redução do seio como, por exemplo, cicatrização desfavorável, perda de sensibilidade nos mamilos, perda da capacidade de amamentar, necrose do mamilo e do tecido mamário (International Society of Aesthetic Plastic Surgery, 2016). Por essa razão, estudos têm investigado maneiras de reduzir o deslocamento dos seios durante exercícios físicos.

Uma revisão sistemática verificou que até o ano de 2010 os principais estudos reportados na literatura com movimento dos seios durante exercícios foram realizados durante a caminhada e corrida sendo que, dentre 17 estudos, 13 analisaram a corrida (ZHOU; YU; NG, 2011). Desde então, estudos têm avaliado o movimentos dos seios em diferentes modalidades, como o deslocamento dos seios entre níveis de atividade, da caminhada à corrida máxima (SCURR; WHITE; HEDGER, 2011), amplitude de movimento e pico de velocidade do seio durante salto na água e no solo (MILLS; AYRES; SCURR, 2015), deslocamento, velocidade e aceleração dos seios durante corrida em esteira, salto com contra movimento e teste de agilidade (RISIUS et al., 2015), prevalência e impacto da dor nos seios, problemas de sutiã e tamanho dos seios em amazonas (BURBAGE; CAMERON, 2017), deslocamento dos seios durante dois tipos de nado, em diferentes condições de suportes para os seios (MILLS et al., 2014a). Algumas dessas análises levaram em consideração diferentes tipos de suporte e seu efeito na cinemática dos seios com o objetivo de se encontrar o apoio mais adequado para a prática de exercícios de mulheres com seios grandes.

O sutiã atua como um apoio externo para os seios (MCGHEE et al., 2013; RISIUS et al., 2017), pois limita os movimentos verticais e laterais dos mesmos em relação ao corpo. Além disso, características como elevação mecânica e

compressão do seio proporcionado pelo sutiã podem ser suficientes para a redução da dor em mulheres com seios grandes e pequenos, respectivamente (GEHLSSEN; STONER, 1987; LORENTZEN; LAWSON, 1987; MASON; PAGE; FALLON, 1999).

Um estudo analisou o deslocamento dos seios durante caminhada e corrida em esteira em quatro condições de suporte para os seios: seio nu, sutiã cotidiano (baixo impacto), *top* esportivo de encapsulamento (alto impacto) e *top* esportivo de compressão (médio impacto). Os resultados demonstraram que durante a caminhada o deslocamento foi igual em todos os planos, a partir disso sugere-se que para a caminhada um sutiã cotidiano poderia ser utilizado por mulheres com seios grandes. No entanto, com o aumento da velocidade da marcha, o componente vertical de deslocamento do seio aumentou até 50%. Apesar disso, os autores sugerem que o uso do *top* esportivo pode reduzir o movimento dos seios em 59% (SCURR; WHITE; HEDGER, 2011).

Outros estudos realizados com diferentes tipos de suporte para os seios durante a corrida demonstraram redução da magnitude de deslocamento e velocidade dos seios com o aumento do suporte por meio de um *top* esportivo (SCURR; WHITE; HEDGER, 2010), redução das variáveis deslocamento, velocidade e aceleração com alto suporte de seio promovido por *top* esportivo (RISIUS et al., 2017), redução do deslocamento com uso de *top* esportivo (MASON; PAGE; FALLON, 1999), redução do deslocamento, da velocidade anteroposterior e vertical e na aceleração vertical com alto suporte de seio (WHITE et al., 2015).

O *top* esportivo também ofereceu uma redução do deslocamento dos seios durante dois tipos de nado quando comparado com as condições seio nu e maiô (MILLS et al., 2014a). No entanto, apesar da reconhecida eficácia do uso de suportes apropriados na redução do movimento dos seios durante exercícios físicos (BROWN et al., 2014b), estudos sugerem que apenas 41% das mulheres (BOWLES; STEELE; MUNRO, 2008) e 13% das adolescentes (MCGHEE; STEELE; MUNRO, 2010) que praticam exercícios fazem uso do *top* esportivo. Apesar desses achados, a análise de outros materiais esportivos que podem auxiliar na redução do movimento dos seios durante a corrida ainda não foi realizada.

O tênis moderno apresenta um forte sistema de amortecimento, com calcanhares elevados, entressola grossa, sustentações do arco e controle do movimento e é recomendado como padrão ouro para prevenção de lesões durante a corrida (RICHARDS; MAGIN; CALLISTER, 2009; BONACCI et al., 2013). Isso ocorre

devido ao amortecimento, suporte e estabilidade proporcionado pelo calçado que podem desempenhar um papel importante na redução de impacto e da pronação excessiva do retropé, fatores relacionados a lesões por excesso de repetição durante a corrida (VAN MECHELEN, 1992; HAGEN; HENNIG, 2009).

No entanto, estudos divergentes sugerem que tênis de corrida modernos oferecem uma pobre proteção contra lesões e que podem causar sobrecarga crônica (ROBBINS; GOUW, 1990). Ainda, tem sido sugerido que tênis de corrida com sola almofadada podem reduzir o desempenho, aumentar o risco de lesões, limitar a propriocepção e aumentar forças de reação do solo em corredores com pisada em retropé (LIEBERMAN et al., 2010). Por esses motivos, a corrida descalça e com tênis minimalista também vem sendo investigada, pois existem divergências em relação às lesões e desempenho entre a corrida calçada e descalça.

A corrida descalça parece beneficiar os corredores por meio de um potencial de risco de lesão reduzido e corrida mais econômica (TAM et al., 2014). Ainda, foi levantada a teoria de que os seres humanos desenvolveram adaptações para otimizar a corrida descalça e que a biomecânica de tal estilo minimizaria os picos de impacto, aumentaria a força e o uso do feedback sensorial da região plantar do pé, e esse aumento da propriocepção poderia ser suficiente para corredores serem menos propensos a caírem e sofrerem entorses, o que auxiliaria a prevenir lesões (LIEBERMAN, 2012).

A partir da corrida descalça, uma proposta alternativa surgiu com os tênis de corrida minimalistas. Esse tipo de calçado possui um perfil mais baixo, maior flexibilidade da sola, redução do *drop* (diferença em milímetros entre a altura do pé ao chão, entre os dedos e o calcanhar), redução da falta de controle do movimento e características de amortecimento típicos dos tênis de corrida convencionais (BONACCI et al., 2013). Os defensores do tênis minimalista sugerem que estes reduzem o risco de lesões (LIEBERMAN, 2012; TAM et al., 2014; BARCELLONA et al., 2017) e que refletem em uma corrida mais econômica quando comparado ao tênis tradicional (PERL; DAOUD; LIEBERMAN, 2012).

Apesar do exposto, ainda não se sabe se esses calçados de diferentes tecnologias ou se até mesmo a corrida descalça seriam capazes de promover alterações no movimento dos seios durante a corrida. Ademais, ainda não foram realizados estudos que analisem o efeito de diferentes suportes de seios e

condições de calçado na cinemática dos seios e a sua relação com a coluna vertebral.

Seios grandes e pesados contribuem para dores nas costas e para uma postura deficiente (BERG; STARK; MALEC, 1994; BRUHLMANN; TSCHOPP, 1998; FINDIKCIOGLU et al., 2007; SCHINKEL-IVY; DRAKE, 2016). Entretanto, poucos estudos analisaram os efeitos do tamanho e movimento dos seios sobre a coluna vertebral (SCHINKEL-IVY; DRAKE, 2016). Findikcioglu et al. (2007) analisaram os ângulos da coluna vertebral de 93 mulheres a partir de imagens radiográficas. Os resultados demonstraram que o grupo com maiores seios apresentou maiores ângulos de cifose torácica e lordose lombar do que os grupos com mulheres que possuíam seios menores. Outro estudo analisou a relação entre tamanho de seios, movimento da coluna e a ativação muscular de mulheres jovens e demonstrou que o aumento do tamanho do seio esta relacionado a ângulos de cabeça e tronco maiores, bem como maiores ângulos de flexão torácica, indicando que o aumento do tamanho do seio acentua a cifose torácica e a lordose cervical, o que pode estar associado à posturas alteradas, e pode contribuir para o risco de lesão na coluna vertebral (SCHINKEL-IVY; DRAKE, 2016).

Milligan et al. (2015) analisaram a influência do suporte dos seios na cinemática de tronco durante uma corrida de 5 km e verificaram que a condição de baixo suporte apresentou maiores valores de pico de flexão do tronco e amplitude de movimento quando comparado à condição de alto suporte. No entanto, os autores consideraram as diferenças muito pequenas e sugeriram que o suporte para os seios não causa diferenças significativas no tronco.

Nos estudos acima citados os ângulos foram determinados a partir do método de Cobb, um dos métodos mais utilizados para avaliação da postura da coluna vertebral (FINDIKCIOGLU et al., 2007) e por meio de análise cinemática de modelos biomecânicos do tronco (MILLIGAN et al., 2015; SCHINKEL-IVY; DRAKE, 2016). No entanto, um novo modelo de análise das curvaturas da coluna vertebral pode ser utilizado para esse tipo de análise.

O modelo de curvatura geométrica bidimensional da coluna vertebral é uma abordagem promissora que permite realizar uma análise detalhada da forma da coluna vertebral em diferentes níveis durante situações dinâmicas (CAMPOS et al., 2017a). Para realização deste método, marcadores refletivos são fixados na pele para identificação da linha formada pelos processos espinhosos das vértebras. A

partir disso, é utilizado um sistema baseado em câmeras para medir a posição tridimensional desses marcadores. A linha formada pela sequência desses pontos ao longo da coluna é obtida por meio de um ajuste polinomial e a forma geométrica desse polinômio é quantificada pelo cálculo da curvatura geométrica bidimensional.

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 (BRENZIKOFER et al., 2000; CAMPOS, 2010). A partir desse método, alguns autores observaram que a curvatura geométrica bidimensional oscila ao redor de uma curva média chamada curva neutra (CN) que possui características individuais, similar a uma assinatura e que a partir dela obtém-se um componente oscilatório, que caracteriza a mobilidade da coluna e intensidade de movimento (PAULA et al., 2009, 2011; CAMPOS, 2010; CAMPOS et al., 2015).

Estudos prévios realizados com esse modelo analisaram diversos aspectos da coluna vertebral em diferentes tarefas. Pegoretti et al. (2005) analisaram a influência da altura dos saltos de diferentes calçados na coluna lombar e verificaram que o aumento da altura dos saltos provoca uma diminuição significativa da lordose lombar durante a marcha. No estudo de Wittig et al. (2005), essa análise demonstrou ser uma potencial ferramenta para verificar as adaptações da coluna vertebral durante o *jump fit* e a tarefa de pular corda. Já o estudo de Paula et al. (2011), analisou os efeitos de exercícios físicos na coluna vertebral de pessoas com lombalgia, e demonstrou que a intervenção de oito semanas com exercícios de flexibilidade e de ganho de força muscular causou um aumento da cifose torácica e da lordose lombar.

No caso da marcha e corrida, foi verificada relação entre amplitude de movimento da coluna com a velocidade de marcha e corrida; com o aumento da velocidade ocorreu o aumento da mobilidade da coluna (PAULA et al., 2009). Ainda, durante um teste de esforço incremental máximo realizado em esteira (CAMPOS et al., 2015), foi verificado que mesmo as mudanças induzidas pelo aumento da velocidade não foram suficientes para a CN perder suas características individuais. O comportamento da curvatura geométrica da coluna também foi analisado durante agachamento com e sem restrições (CAMPOS et al., 2017a) e durante uma posição realizada no yoga (CAMPOS et al., 2017b).

No entanto, apesar desses achados, ainda não foram realizados estudos sobre a influência do tamanho dos seios nas curvaturas da coluna com o uso desse

modelo de análise durante a corrida com diferentes condições de suporte dos seios e de calçados. Por fim, a partir da importância de se analisar a cinemática dos seios em conjunto com as curvaturas da coluna, há uma consideração metodológica que deve ser ressaltada que é a forma como o sistema de coordenadas do tronco é determinado e as restrições de cada modelo biomecânico dependendo da análise a ser realizada.

A análise do movimento humano em três dimensões requer a determinação da posição e orientação dos pontos de interesse. Na análise cinemática dos seios foi sugerido que a eliminação dos seis graus de liberdade do tronco é essencial para relatar o deslocamento relativo dos seios, que poderia ser superestimado sem esse tipo de análise, pois consideraria o movimento do tronco como um todo (SCURR; WHITE; HEDGER, 2009). Para obter o movimento do seio em relação ao tronco, marcadores de pele são usados para definir um sistema de coordenadas local, em relação ao de referência global ou do laboratório (SCURR; WHITE; HEDGER, 2010; ZHOU; YU; NG, 2013; MILLS et al., 2016).

Para se determinar um sistema de coordenadas local devem ser utilizados pontos de referência anatômica que sejam estáveis e reprodutíveis (ZHOU; YU; NG, 2011) e recomenda-se que os locais de marcação utilizados sejam baseados em pontos de referência corporais facilmente identificáveis em qualquer participante (CONTI et al., 2008). O movimento dos seios em relação ao tronco tem sido obtido por meio de diferentes pontos de referência chamados de modelos biomecânicos para se definir o sistema de coordenadas local do tronco.

A Sociedade Internacional de Biomecânica (SIB) recomenda o uso de marcadores localizados no tórax, nos processos espinhosos da 7ª vértebra cervical (C7) e 8ª vértebra torácica (T8), na fossa supraesternal (FS) e processo xifóide (PX) (WU et al., 2005). Porém, dependendo da análise a ser realizada, o uso dessa recomendação pode não ser a ideal, pois o próprio seio ou alça de sutiã ou *top* podem encobrir alguns dos marcadores (MILLS et al., 2014c). Outra restrição desse modelo biomecânico são os marcadores na coluna vertebral que, na necessidade de se utilizar o modelo de análise da curvatura geométrica da coluna vertebral (BRENZIKOFER et al., 2000; CAMPOS et al., 2015), exige o posicionamento de marcadores em todo o segmento. Além disso, posicionar marcadores concomitantemente na parte anterior e posterior do tronco implica no aumento do número de câmeras necessárias para a reconstrução tridimensional dos mesmos.

Um modelo biomecânico alternativo que utiliza marcadores apenas na parte anterior do tronco - na FS e nas bordas inferiores da 10ª costela direita e esquerda (CosD e CosE) - foi proposto (SCURR; WHITE; HEDGER, 2010, 2011). Contudo, este modelo biomecânico também pode possuir restrições, pois os marcadores fixados nas costelas podem não ser os mais adequados, devido à instabilidade promovida pela respiração (CHOPRA et al., 2006) e pelo movimento de tecidos moles (HENEGHAN; BALANOS, 2010), pois os marcadores estão localizados em uma região com altos níveis de gordura subcutânea, que pode reduzir a estabilidade do cálculo do segmento tronco (MILLS et al., 2014b) e assim comprometer a construção dos eixos médio-lateral e vertical do sistema de coordenadas, interferindo nos resultados de deslocamento dos seios nessas direções (MILLS et al., 2014c).

Recentemente, Mills et al. (2016) realizaram um estudo no qual compararam esses dois modelos existentes (WU et al., 2005; SCURR; WHITE; HEDGER, 2010, 2011) e um modelo modificado, usados para calcular o movimento do tronco e do seio durante corrida em esteira. O modelo modificado utiliza as recomendações da SIB (C7, T8, FS e PX) e adiciona dois marcadores, um a 1/3 da distância da FS ao PX e o outro na metade da distância entre C7 e T8, localizações possivelmente não encobertas pelo sutiã ou *top*. Os autores concluíram que os dois modelos existentes poderiam ser usados para construir o tronco durante as condições de seio nu. Já o modelo modificado é recomendado quando as participantes utilizam sutiã uma vez que elimina a dependência do PX e T8, que podem ser encobertos pelo sutiã (MILLS et al., 2016).

Contudo, assim como o modelo recomendado pela SIB, o modelo modificado também se torna inviável quando se utiliza o modelo de análise de curvatura geométrica da coluna vertebral (BRENZIKOFER et al., 2000; CAMPOS et al., 2015). Portanto, apesar dos modelos já conhecidos na literatura, este estudo identificou a necessidade de se desenvolver um novo modelo biomecânico de tronco com marcadores no PX e nas clavículas, pois, com este posicionamento, não há risco de perda de marcadores para a reconstrução tridimensional e poderia ser utilizado concomitantemente com o modelo de análise de curvatura geométrica da coluna vertebral (BRENZIKOFER et al., 2000; CAMPOS et al., 2015). Mesmo ocorrendo movimentação da clavícula independente ao tronco (ZHOU; YU; NG, 2011), é possível que os marcadores posicionados nas clavículas sejam mais estáveis que os

das costelas, especificamente para corrida. Esta será uma etapa que antecederá a análise da influência de diferentes suportes e tipos de calçado na cinemática dos seios e sua relação com a coluna vertebral na presente pesquisa.

A partir do exposto na presente introdução foi verificado que ainda não foram realizados estudos sobre a influência do tamanho dos seios na curvatura da coluna utilizando o modelo de análise das curvaturas geométricas durante a corrida em diferentes condições de suporte dos seios e de calçados. Portanto, apesar da existente relação entre tamanho do seio, dores na coluna e postura corporal deficiente, pouco se sabe como o tamanho de seio se relaciona com o modelo da curvatura geométrica bidimensional em situações dinâmicas como a corrida. Ademais, não é sabido se calçados de diferentes tecnologias e até mesmo a corrida descalça seriam capazes de promover alterações na postura e menor deslocamento dos seios durante a corrida. Por fim, ainda não se sabe se a corrida pode ser utilizada como forma de intervenção para atenuar os desvios posturais nestas condições.

A presente investigação auxiliará pesquisadores na escolha do melhor modelo biomecânico para se determinar o sistema de coordenada local do tronco para análise cinemática de mulheres em função das análises pretendidas e dos sistemas que possui à disposição. Ainda, auxiliará técnicos, atletas, corredoras amadoras e recreacionais no entendimento de como a coluna vertebral de mulheres com seios grandes se comporta durante a corrida e permitirá que técnicos programem intervenções que sejam eficazes para essas mulheres. Também será possível compreender sobre o efeito de diferentes suportes para os seios e diferentes calçados na coluna vertebral e na biomecânica dos seios durante a corrida de modo a trazer mais conforto e segurança às praticantes.

A presente dissertação está dividida em 2 estudos, cada um com objetivos e hipóteses específicos. O primeiro trata-se de um estudo metodológico e teve como objetivo analisar diferentes formas de determinação do sistema de coordenadas do tronco na cinemática dos seios durante a corrida com *top* esportivo e seio nu e identificar qual modelo se aproxima mais do padrão proposto pela SIB. A partir disso, foram levantadas as hipóteses de que o modelo proposto apresentaria diferenças para o modelo com marcadores na costela (SCURR; WHITE; HEDGER, 2010, 2011) e que as variáveis cinemáticas do modelo proposto apresentariam valores próximos aos do modelo SIB em ambas as condições de suporte.

O segundo estudo, de caráter experimental, teve como objetivo comparar a influência de diferentes condições de calçado (corrida descalça, calçado minimalista, calçado tradicional) e suportes para os seios (seio nu, sutiã usual, *top* esportivo) na cinemática da coluna e dos seios durante corrida. A partir disso foram levantadas as hipóteses de que as curvaturas da coluna seriam maiores na corrida de condição descalça, uma vez que o uso do tênis pode reduzir os impactos que o pé sofre durante a corrida e alterar a forma de contato no solo; que o uso do *top* esportivo diminuiria o deslocamento dos seios em comparação às outras condições de suporte do seio e que o uso do calçado esportivo e do *top* esportivo em conjunto diminuiria a magnitude das curvaturas geométricas da coluna.

2 MÉTODO GERAL

2.1 PARTICIPANTES

O tamanho da amostra foi estimado por meio do software *GPower* 3.1.9.2 (FAUL et al., 2007). Foram selecionadas 17 mulheres, com idade entre 18 e 30 anos, residentes da cidade de Londrina. Os dados antropométricos de massa, estatura e período do ciclo menstrual foram coletados para caracterização das participantes. Os critérios de inclusão foram: ser ativa fisicamente, ser capaz de correr em esteira e apresentar tamanho do bojo (busto) B, C, D ou maior, e calçar tênis com numeração 36, 37 ou 38. As participantes foram excluídas do estudo se relatassem lesões musculoesqueléticas prévias nos membros inferiores, tivessem realizado procedimento cirúrgico nos seios, estivessem grávidas ou amamentando. Antes do início dos testes, todas as participantes foram informadas sobre os objetivos e procedimentos do estudo e todas assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido de participação. Os procedimentos experimentais do estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Londrina (parecer n. 2.049.786, CAAE n. 65911217.9.0000.5231) (ANEXO A).

2.2 INSTRUMENTOS E TAREFA

A massa e a estatura das participantes foram medidas por meio de uma balança da marca URANO (PS180) e de um estadiômetro compacto da marca WISO

(E210) e o tamanho dos seios por meio de uma fita antropométrica da marca PHYSICAL. Para avaliar o nível de atividade física das participantes foi utilizado o *International Physical Activity Questionnaire* (IPAQ) versão curta, validado no Brasil (MATSUDO et al., 2001) (ANEXO B).

Para a análise cinemática dos seios e determinação do ciclo de passada foram utilizados marcadores refletivos (15 mm de diâmetro). O deslocamento tridimensional desses marcadores no peito das participantes durante a corrida foi identificado por meio de câmeras do Sistema *Optitrack*® (Natural Point, EUA). Para avaliação da postura vertebral no estudo 2 foram utilizados marcadores refletivos (planos, de 12 mm x 8 mm) para marcar e identificar os pontos anatômicos da coluna vertebral. Nesse estudo, câmeras do Sistema *Optitrack*® (Natural Point, EUA) em modo vídeo em escala de cinza foram utilizadas para registrar o movimento da coluna, e o software *Dynamic Posture* (CAMPOS, 2010) para o processamento das imagens.

Em ambos os estudos, foi utilizado um *top* esportivo de alto suporte (Nike Pro Rival), com tecido *dri-fit*, costas modelo nadador com abertura. Ainda, foram utilizados calçados minimalistas (Nike Free Distance 2) de massa aproximada de 160 g (varia de acordo com a numeração), de pisada neutra, com *drop* de 4 mm, e tênis tradicionais (Adidas Response Boost LT) com massa aproximada de 260 g (varia de acordo com a numeração), de pisada neutra, com *drop* de 10 mm. Calçados da mesma linha foram utilizados para estudos sobre corrida calçada e descalça (FUKANO et al., 2009; BONACCI et al., 2013).

A tarefa consistiu em correr sobre uma esteira da marca INBRAMED. Primeiramente as participantes realizaram um aquecimento e familiarização realizando a própria tarefa. Devido ao desconforto durante a corrida com seio nu, as condições foram realizadas com um período de 1 minuto de adaptação a 5 km/h, 1 minuto a 7 km/h e 1 minuto a 10 km/h, sendo que a velocidade foi aumentada continuamente sem que a esteira parasse (LORENTZEN; LAWSON, 1987; SCURR; WHITE; HEDGER, 2010). Após cada condição as participantes classificaram o desconforto sentido durante a corrida por meio de uma escala analógica de conforto de mama (MASON; PAGE; FALLON, 1999) (ANEXO C). As participantes realizaram diferentes condições para os dois estudos com um período de descanso de 3 minutos entre as corridas.

A tarefa do estudo 1 foi composta por duas condições: *top* esportivo e seio nu (foi analisado somente a cinemática dos seios), a do estudo 2 por nove condições: sutiã cotidiano (da própria participante) e calçado tradicional (Sut_Trad), sutiã cotidiano e calçado minimalista (Sut_Min), sutiã cotidiano e corrida descalça (Sut_Desc), *top* esportivo e calçado tradicional (Top_Trad), *top* esportivo e calçado minimalista (Top_Min), *top* esportivo e corrida descalça (Top_Desc), seio nu e calçado tradicional (SeioNu_Trad), seio nu e calçado minimalista (SeioNu_Min) e seio nu e corrida descalça (SeioNu_Desc).

Durante as condições a seio nu, foi colocado um protetor adesivo de papel sobre os mamilos. Como o ciclo menstrual afeta o tamanho e dor no seio, para a consistência no estudo, todas as participantes foram testadas entre o final da menstruação e o início da fase lútea do ciclo menstrual (dia 4 a 15) quando é relatado que o seio está no seu tamanho menor e mais estável (MILLIGAN; DRIFE; SHORT, 1975). A ordem das condições foi aleatorizada entre as participantes.

2.3 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Primeiramente foi realizado o convite e o relato das informações sobre o estudo e, logo após, as participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido, receberam instruções e preencheram o IPAQ. Em seguida, as medidas de massa corporal, estatura e tamanho do suporte para os seios foram realizadas. O tamanho do suporte usualmente incorpora dois componentes: o tamanho da banda, expresso por número (como, por exemplo, 32 e 34, em polegadas) e um tamanho de bojo, expresso por uma letra como, por exemplo, A e B (MCGHEE; STEELE, 2006).

Para determinar o tamanho do bojo (busto) as participantes ficaram sem sutiã com os braços relaxados ao longo do corpo e, após a expiração, o tamanho da banda e o tamanho do bojo foram determinados, definidos como a medida da circunferência torácica (determinada pela linha da dobra inframamária) e a medida da circunferência dos seios (determinada pela maior parte dos seios), respectivamente (MCGHEE; STEELE, 2006). Uma diferença de 5,08, 7,62, 10,16 e 12,70 cm entre as medidas de bojo e banda é considerado tamanho de bojo B, C, D e E, respectivamente (MCGHEE; STEELE, 2006; WHITE; SCURR, 2012).

O tamanho do seio foi utilizado apenas para caracterização da amostra. Após o término das medidas corporais, foi realizada a colocação dos marcadores no

mamilo esquerdo, na face lateral do calcâneo e base do quinto metatarso do pé esquerdo (para determinação do ciclo de passada) e no tronco conforme os modelos biomecânicos do estudo 1: Modelo 1 (Mod1) - na C7 e T8, na FS e no PX, segundo a recomendação da SIB (WU et al., 2005); Modelo 2 (Mod2) - na FS e nas bordas inferiores da 10^a CosD e CosE (SCURR; WHITE; HEDGER, 2010, 2011) e; Modelo 3 (Mod3) - no PX e na ClaD e ClaE, posicionados a 1/3 da distância entre articulação esterno clavicular e acrômio clavicular, modelo proposto (Figura 1).

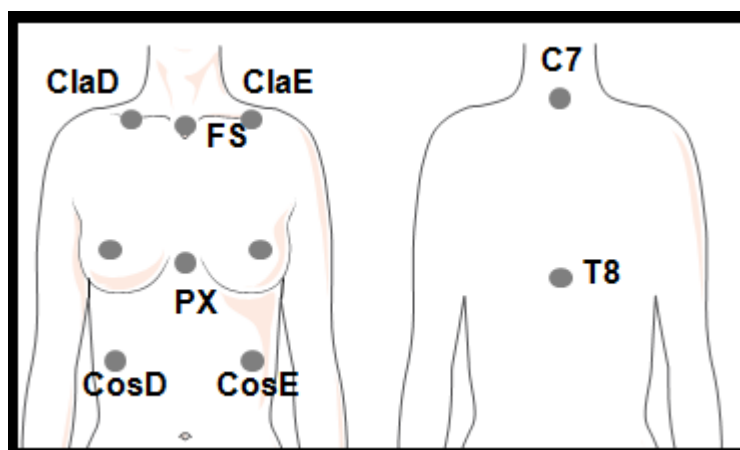


Figura 1. Representação do posicionamento dos marcadores no tronco: vista anterior e vista posterior.

Para realização de todas as condições no mesmo dia as participantes continuaram com os marcadores dos modelos 2 e 3, sendo que foi utilizado para a análise do estudo 2 o modelo biomecânico que mais se aproxima do recomendado pela SIB. Após realização das condições *top* esportivo e seio nu do estudo 1, os marcadores da coluna foram posicionados por um avaliador experiente, a partir do processo de palpação e identificação das vértebras. Marcadores foram posicionados no ponto de intersecção entre a borda medial e a espinha da escápula (ES), sobre as duas espinhas ilíacas postero superiores (EIPS), nos processos espinhosos da segunda vértebra sacral (S2), quarta vértebra lombar (L4), primeira, sexta e décima segunda vértebra torácica (T1, T6 e T12, respectivamente).

Lateralmente, na altura dos processos espinhosos de L4, T12, T6 e T1, seguindo o alinhamento de EIPS, pares de marcadores bilaterais foram posicionados como marcadores de referência para análise. Por fim, os espaços entre estes pontos foram preenchidos com marcadores com distância aproximada

de 2 cm (CAMPOS et al., 2015) (Figura 2). Quando a tarefa foi realizada com o *top* esportivo, os marcadores dos mamilos foram colocados sobre o tecido. Por fim, as participantes realizaram a tarefa de acordo com as nove condições do estudo 2, com período de descanso de 3 minutos entre as condições.

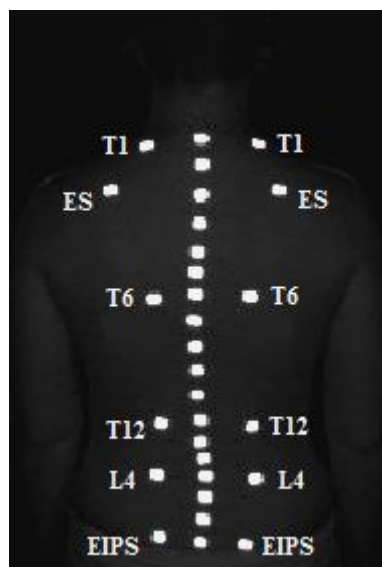


Figura 2. Representação do posicionamento dos marcadores na coluna vertebral.

2.4 CURVATURAS GEOMÉTRICAS DA COLUNA

A análise das curvaturas geométricas da coluna foi realizada no estudo 2. A calibração do sistema foi realizada por 24 pontos com distâncias conhecidas, distribuídos em 4 fios de prumo, que permitiu a reconstrução tridimensional (3D) usando o método *Direct Linear Transformation* (ABDEL-AZIZ; KARARA, 2015). A reconstrução tridimensional dos marcadores da coluna vertebral foi realizada de forma automática por meio do software *Dynamic Posture* (CAMPOS, 2010). A cada instante de tempo do ciclo de passada, as coordenadas 3D de todos os marcadores da coluna foram definidas em relação a um sistema de coordenadas local no tronco, com origem em T12. O vetor de L4 a T6 definiu a orientação do eixo longitudinal z (para cima). Um vetor provisório médio-lateral y' foi definido com sua origem no ponto médio entre os marcadores de referência direitos de L4 e T6, com final no ponto médio entre os marcadores de referência esquerdos de L4 e T6. O produto vetorial entre y' e z definiu a orientação do eixo sagital x (para frente), e o produto

vetorial entre z e x definiu a orientação do eixo transversal y , para a esquerda (CAMPOS et al., 2015).

Para quantificar as curvaturas, os pontos da coluna reconstruídos foram projetados sobre o plano sagital e frontal do tronco. Em cada um desses planos, um ajuste polinomial de oitava ordem (determinado a partir da técnica de quadrados mínimos) foi realizado e a curvatura geométrica bidimensional ao longo do eixo longitudinal foi calculada para quantificar a forma da coluna vertebral (CAMPOS et al., 2015; BREZIKOFER et al., 2000). Assim, o conceito de curvatura geométrica bidimensional $K(z)$ foi utilizada para quantificar a postura vertebral a partir da primeira e segunda derivada $P'(z)$ e $P''(z)$, respectivamente usando a equação:

$$(1)$$

A cada instante de tempo do ciclo de passada, a postura da coluna foi definida como $K(z)$. Assim, a curvatura geométrica da coluna é entendida como o inverso do raio de uma circunferência ajustada que tangencia localmente em cada ponto da curva. A unidade de medida da curvatura geométrica adotada foi m^{-1} . No plano frontal, valores positivos de curvatura geométrica correspondem a concavidades da coluna vertebral para a esquerda das participantes, e valores de curvatura geométrica negativos a concavidades da coluna vertebral para a direita. No plano sagital, valores positivos indicam concavidades anteriores (cifose), e valores negativos indicam concavidades posteriores (lordose) (CAMPOS et al., 2015).

Após o cálculo da curvatura, a coordenada longitudinal z foi normalizada pela distância euclidiana entre L4 e T1, e a curvatura foi definida em 100 pontos de Z distribuídos ao longo da coluna, conforme a equação abaixo:

$$(2)$$

onde $L4z$ e $T1z$ representam as coordenadas z de L4 e T1, respectivamente. O final da coluna (acima de T1 e abaixo de L4) foi descartado por não fornecer um ajuste polinomial robusto (CAMPOS et al., 2015). Por fim, para cada passada realizada pelas participantes, foi calculada a postura média no plano sagital e no frontal nas condições do estudo, definida como curva neutra (CN).

A acurácia do sistema foi testada em um estudo piloto, e sua determinação foi realizada considerando os valores de erros sistemáticos (*bias*) e aleatórios (precisão). Para tanto, três câmeras do Sistema *Optitrack*® (Natural Point, EUA) em modo vídeo em escala de cinza foram utilizadas para filmar uma haste rígida com tamanho conhecido (15 cm) com dois marcadores da coluna vertebral (planos, de 12 mm x 8 mm) fixados nas suas extremidades. Essa haste foi movimentada no sentido vertical, simulando o movimento da coluna, dentro da região calibrada para realização da coleta. A reconstrução tridimensional desses marcadores foi realizada por meio do software *Dynamic Posture* (CAMPOS, 2010). A partir disso, calculou-se a distância Euclidiana entre os dois marcadores:

$$d(i) = \sqrt{(x2(i) - x1(i))^2 + (y2(i) - y1(i))^2} \quad (3)$$

Onde $i = 1, \dots, n$, é o número de medidas realizadas no cálculo da distância entre os dois marcadores (número de linhas da matriz de dados) em n quadros, $d(i)$ é a distância euclidiana entre os dois marcadores em cada, $x1(i)$, $y1(i)$ e $z1(i)$ correspondem às coordenadas do primeiro marcador em cada i e $x2(i)$, $y2(i)$ e $z2(i)$ correspondem às coordenadas do segundo marcador em cada i .

A acurácia foi calculada considerando o *bias* e a precisão conforme as equações:

(4)

$$b = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |v - d(i)| \quad (5)$$

$$p = \sqrt{\left(\frac{1}{n-1}\right) \sum_{i=1}^n (d(i) - \bar{d})^2} \quad (6)$$

Onde a é a acurácia, b é o *bias*, p é a precisão, v = valor verdadeiro adotado da distância entre os dois marcadores obtidos pela medição direta, $d(i)$ ($i = 1, \dots, n$) = o

número de medidas realizadas do cálculo da distância entre os dois marcadores, $d =$ valor médio das n medidas (SANTIAGO, 2005; BARBIERI et al., 2008).

O *bias* encontrado foi de 2,1 mm, a precisão de 0,8 mm e a acurácia de 2,2 mm.

2.5 CINEMÁTICA DOS SEIOS

A aquisição dos dados de deslocamento tridimensional dos seios foi realizada por câmeras Sistema *Optitrack*® (Natural Point, EUA), posicionadas ao redor da esteira, com uma frequência de amostragem de 120 Hz. Foi criado um sistema de coordenadas global tridimensional para esse volume, no qual o eixo X representa o deslocamento ântero-posterior, Y o médio lateral e Z o vertical. Além disso, para estabelecer o movimento dos seios em relação ao segmento tronco, no estudo 1 foi criado um sistema de coordenadas local no tronco para cada um dos modelos biomecânicos (Figura 3).

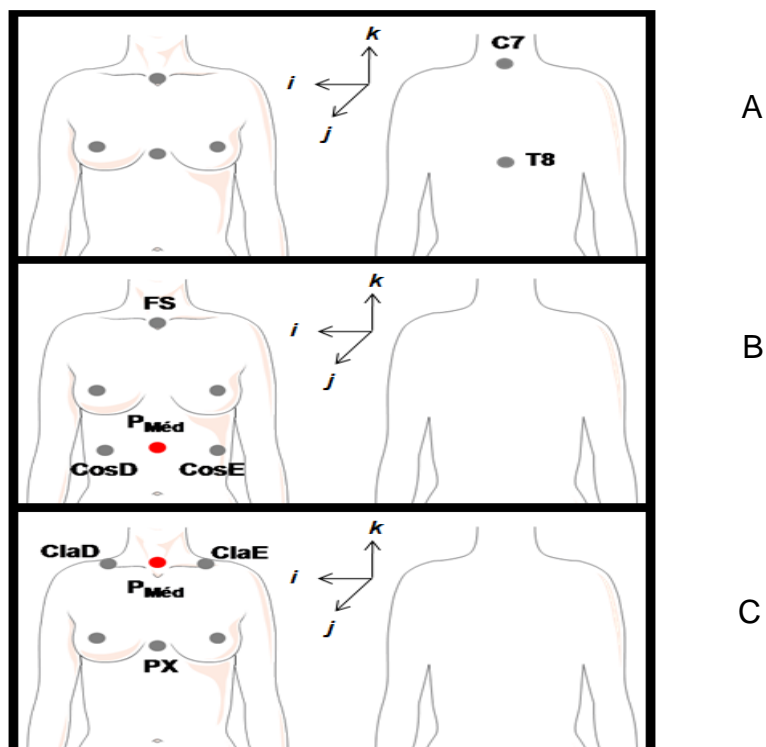


Figura 3. Representação dos modelos biomecânicos para a determinação de cada sistema de coordenadas local.

O Mod1 (Figura 3A), sugerido pela SIB (WU et al., 2005), teve origem no marcador da FS. O eixo vertical k foi definido usando o ponto médio entre T8 e PX e o ponto médio da FS e C7, apontado para cima:

$$(7)$$

$$(8)$$

$$\hat{k} = \frac{P_{Méd1} - P_{Méd2}}{\|P_{Méd1} - P_{Méd2}\|} \quad (9)$$

O eixo médiolateral i foi determinado pela regra da mão direita, a partir do produto vetorial entre o eixo vertical k e vetor auxiliar criado a partir de C7 e o ponto médio entre FS e C7, apontando para direita.

$$\hat{v}_{Aux1} = \frac{P_{C7} - P_{Méd1}}{\|P_{C7} - P_{Méd1}\|} \quad (10)$$

$$\hat{i} = \frac{\hat{k} \times \hat{v}_{Aux1}}{\|\hat{k} \times \hat{v}_{Aux1}\|} \quad (11)$$

O eixo anteroposterior j foi determinado pela regra da mão direita utilizando os vetores k e i , apontando para frente.

$$\hat{j} = \frac{\hat{k} \times \hat{i}}{\|\hat{k} \times \hat{i}\|} \quad (12)$$

O Mod2 (Figura 3B) (SCURR; WHITE; HEDGER, 2010, 2011) teve origem no marcador FS. O eixo vertical k foi definido usando o ponto médio entre a CosD e CosE e a FS, apontando para cima.

$$(13)$$

$$\hat{k} = \frac{P_{FS} - P_{Méd1}}{\|P_{FS} - P_{Méd1}\|} \quad (14)$$

O eixo anteroposterior j foi determinado pelo vetor que é perpendicular ao plano (definido pelos três marcadores do segmento) e o eixo vertical, apontando para frente.

$$\hat{v}_{Aux1} = \frac{P_{CosD} - P_{FS}}{\|P_{CosD} - P_{FS}\|} \quad (15)$$

$$\hat{v}_{Aux2} = \frac{P_{CosE} - P_{FS}}{\|P_{CosE} - P_{FS}\|} \quad (16)$$

$$\hat{j} = \frac{\hat{v}_{Aux1} \times \hat{v}_{Aux2}}{\|\hat{v}_{Aux1} \times \hat{v}_{Aux2}\|} \quad (17)$$

O eixo médiolateral i foi determinado usando a regra da mão direita utilizando os vetores k e j , apontando para direita.

$$\hat{i} = \frac{\hat{j} \times \hat{k}}{\|\hat{j} \times \hat{k}\|} \quad (18)$$

O Mod3 (Figura 3C) teve origem no ponto médio entre as clavículas. O eixo vertical k foi definido usando o ponto médio entre a ClaD e ClaE e o PX, apontado para cima.

(19)

$$\hat{k} = \frac{P_{Méd1} - P_{PX}}{\|P_{Méd1} - P_{PX}\|} \quad (20)$$

O eixo anteroposterior j foi determinado por dois vetores auxiliares da ClaE até PX e da ClaD até PX usando a regra da mão direita, apontando para frente.

$$\hat{v}_{Aux1} = \frac{P_{ClaE} - P_{PX}}{\|P_{ClaE} - P_{PX}\|} \quad (21)$$

$$\hat{v}_{Aux2} = \frac{P_{ClaD} - P_{PX}}{\|P_{ClaD} - P_{PX}\|} \quad (22)$$

$$\hat{j} = \frac{\hat{v}_{Aux1} \times \hat{v}_{Aux2}}{\|\hat{v}_{Aux1} \times \hat{v}_{Aux2}\|} \quad (23)$$

O eixo médiolateral i foi determinado usando a regra da mão direita utilizando os vetores k e j , apontando para direita.

$$\hat{i} = \frac{\hat{j} \times \hat{k}}{\|\hat{j} \times \hat{k}\|} \quad (24)$$

Os marcadores foram identificados e reconstruídos por meio do software *Motive Body* 1.8.0 e suavizados por um filtro passa-baixa Butterworth com parâmetros de terceira ordem e frequência de corte de 10 Hz, definidos após análise espectral e residual. No estudo 2 o sistema de coordenadas do tronco foi criado conforme modelo biomecânico do estudo 1 que mais se aproximou do recomendado pela SIB (Mod2 ou Mod3).

2.6 VARIÁVEIS DE ESTUDO

No estudo 1, foram analisados 10 ciclos de passada para cada condição durante a corrida a 10km/h. No estudo 2 foram analisados 10 ciclos de passada para cada condição nas diferentes velocidades (5, 7 e 10 km/h). Todos os cálculos foram realizados em ambiente Matlab® (The MathWorks, Natick, Massachusetts, USA).

As variáveis independentes do estudo foram: os diferentes modelos biomecânicos do tronco (Mod1, Mod2 e Mod3), os diferentes tipos de apoios para o seio (*top* esportivo e seio nu) (estudo 1), os diferentes tipos de apoios para o seio (seio nu, sutiã cotidiano, *top* esportivo), as diferentes condições de calçado (corrida descalça, calçado tradicional, calçado minimalista) (estudo 2) e diferentes condições de velocidade (5, 7 e 10 km/h) (estudo 2).

Foram selecionadas as seguintes variáveis dependentes para a cinemática do seio esquerdo: (a) amplitude (AMP); (b) velocidade máxima (Vel); (c) aceleração máxima (Acel) e (d) desaceleração (Des) (para facilitar o entendimento e interpretação optou-se por desaceleração, no entanto o termo correto é aceleração negativa máxima) nas direções anteroposterior (AP), médio lateral (ML) e vertical (V) do seio.

Para a curvatura da coluna nos planos sagital e frontal durante a corrida foram selecionadas as seguintes variáveis dependentes (estudo 2):

- Curvatura neutra (CN): representa o cálculo da média de todas as curvaturas a cada instante de tempo. É a partir dela que é possível quantificar os máximos valores absolutos na região lombar e torácica no plano frontal. No plano sagital, é quantificado o menor valor da região lombar e o maior valor da região torácica.

- Curvatura lombar e torácica máxima (Cm): a partir dos valores de curvatura em cada instante de tempo da corrida, é identificado o momento em que se apresentam os maiores valores absolutos de curvatura na região lombar e torácica no plano frontal. Já no plano sagital, o menor valor de curvatura na região torácica e lombar é identificado.

- Curvatura torácica e curvatura lombar no momento do contato (Cmc) do calcâneo com o solo: essas variáveis representam os valores máximos absolutos da região lombar e torácica, respectivamente no plano frontal; já no plano sagital, será identificado o menor valor da curvatura na região lombar (representando a máxima lordose) e o maior valor na região torácica (representando a máxima cifose).

- Variabilidade torácica e lombar (Var): para quantificar a variabilidade foi calculada a média do desvio padrão das curvaturas da região torácica e lombar ao longo do ciclo de movimento.

2.7 ANÁLISES ESTATÍSTICAS

Para as comparações das variáveis dependentes entre as condições (estudo 1 e 2), foi utilizado o teste de Equações de Estimativas Generalizadas (EEG). As comparações posteriores foram realizadas pelo *post hoc* de *Bonferroni*. Para a identificação de correlação entre os modelos biomecânicos nas diferentes variáveis

do estudo 1 a correlação de *Spearman*, foi adotada. Os valores de correlação entre 0,26 e 0,49 foram classificados como baixa; entre 0,50 e 0,69 como moderada; entre 0,70 e 0,89 como alta e entre 0,90 e 1,00 como muito alta (MUNRO, 2005).

Por fim, para analisar a concordância entre os modelos biomecânicos do estudo 1, foi realizada a análise gráfica de *Bland e Altman* para as variáveis que apresentaram correlações significativas entre os modelos. As análises estatísticas de EEG e correlação foram realizadas no software SPSS, versão 21 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) e a análise de concordância no software MedCalc, versão 16.4.1 (MedCalc Software, Ostend, Belgium). Todas as análises estatísticas foram realizadas com significância de 5%.

3 RESULTADOS

3 ESTUDO 1 – ESTUDO METODOLÓGICO

LEME, Juliane Cristina. **Influência de diferentes determinações do sistema de coordenadas local do tronco na cinemática dos seios durante a corrida**. 2019. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2019.

RESUMO

O movimento dos seios em relação ao tronco tem sido obtido por meio de diferentes modelos biomecânicos para se definir o sistema de coordenadas local do tronco. A partir disso, o presente estudo propôs e avaliou um modelo biomecânico alternativo de tronco. Portanto, o objetivo do estudo foi analisar a influência de diferentes determinações do sistema de coordenadas local do tronco na cinemática dos seios durante a corrida. Participaram do estudo 17 mulheres com idade média de 23,41 (DP=3,75) anos que realizaram uma tarefa em esteira a 10 km/h em duas condições: com *top* esportivo e seio nu. Marcadores refletivos foram posicionados seguindo três modelos - Modelo 1: posicionados conforme recomendação da Sociedade Internacional de Biomecânica (SIB) nas vértebras C7 e T8, na fossa supraesternal e no processo xifóide; Modelo 2: na fossa supraesternal, décima costela direita e esquerda e; a proposta do presente estudo - Modelo 3: marcadores no processo xifóide e nas clavículas. Os marcadores foram registrados em uma frequência de aquisição de 120 Hz (Sistema Optitrack®) e foram utilizados 10 ciclos de passada a 10 km/h para a análise. As variáveis de interesse foram os deslocamentos, velocidades, acelerações e desacelerações dos seios em cada direção. Para a análise estatística dos dados foram aplicados os testes de Equações de Estimativas Generalizadas, Correlação de *Spearman* e análise gráfica de concordância de *Bland* e *Altman* realizados nos softwares SPSS (v.21) e MedCalc (v.16.4.1) com significância de 5%. Os resultados demonstraram haver diferenças na interação entre as condições de modelo e suporte sobre as variáveis cinemáticas ($p < 0,05$). Também foi verificada correlação significativa (variando de $r = 0,20$ a $r = 0,98$; $p < 0,05$) e concordância entre os modelos. O Modelo 2 foi o que mais se aproximou do modelo sugerido pela SIB, uma vez que apresentou menos diferenças significativas nas variáveis cinemáticas, altas correlações e maior número de concordância. Portanto, os resultados sugerem que a quantificação do movimento dos seios depende de qual modelo biomecânico de tronco é usado para definir o sistema de coordenadas local.

Palavras chave: Modelo Biomecânico. Movimentação do Seio. Corrida.

3.1 INTRODUÇÃO

O movimento dos seios durante atividades da vida diária e exercícios físicos pode gerar dor principalmente em mulheres com seios grandes (MASON; PAGE; FALLON, 1999), além de outras consequências negativas, como possíveis deformações permanentes na estrutura do seio, queda da mama (PAGE; STEELE, 1999) e constrangimento (BOWLES; STEELE; MUNRO, 2008), que pode causar relutância para prática de exercícios físicos (MCGHEE; STEELE; POWER, 2007). A partir disso, por meio de análises cinemáticas tridimensionais, estudos têm investigado maneiras de reduzir o deslocamento dos seios durante exercícios físicos.

Estudos prévios sobre a cinemática dos seios têm avaliado o deslocamento, velocidade e aceleração com e sem suporte durante corrida e a correlação com conforto do seio (SCURR; WHITE; HEDGER, 2010), o deslocamento dos seios entre níveis de atividade, da caminhada à corrida máxima (SCURR; WHITE; HEDGER, 2011), dor e desconforto nos seios induzidos pelo exercício, bem como deslocamento durante corrida em esteira e corrida em água profunda (MCGHEE; STEELE; POWER, 2007), e amplitude de movimento e pico de velocidade do seio durante salto na água e no solo (MILLS; AYRES; SCURR, 2015). Em todas essas análises, o movimento dos seios foi avaliado em relação a um sistema de coordenadas local (SCL) no tronco, quantificado por meio de marcadores fixados à pele.

O movimento dos seios em relação ao tronco tem sido obtido por meio de diferentes modelos biomecânicos para se definir o SCL do tronco. A SIB recomenda o uso de marcadores localizados no tórax, nos processos espinhosos da 7ª vértebra cervical (C7) e 8ª vértebra torácica (T8), na fossa supraesternal (FS) e processo xifóide (PX) (WU et al., 2005). Porém, dependendo da análise a ser realizada, o uso desta recomendação pode não ser a ideal, pois o próprio seio, alça de sutiã ou *top* podem encobrir alguns dos marcadores (MILLS et al., 2014c). Outra restrição desse modelo biomecânico são os marcadores na coluna vertebral que, na necessidade de se utilizar um modelo de análise da curvatura geométrica da coluna vertebral (BRENZIKOFER et al., 2000; CAMPOS et al., 2015), exige o posicionamento de marcadores em todo o segmento. Além disso, posicionar marcadores

concomitantemente na parte anterior e posterior do tronco implica no aumento do número de câmeras necessárias para a reconstrução tridimensional dos mesmos.

Um modelo biomecânico que utiliza marcadores apenas na parte anterior do tronco na FS e nas bordas inferiores da 10ª costela direita e esquerda (CosD e CosE) foi proposto (SCURR; WHITE; HEDGER, 2010, 2011). Contudo, este modelo biomecânico também possui restrições, pois os marcadores fixados nas costelas podem não ser os mais adequados, devido à instabilidade promovida pela respiração (CHOPRA et al., 2006) e pelo movimento de tecidos moles (HENEGHAN; BALANOS, 2010), pois os marcadores estão localizados em uma região com altos níveis de gordura subcutânea, que pode reduzir a estabilidade do cálculo do segmento tronco (MILLS et al., 2014b) e assim comprometer a construção dos eixos médio-lateral e vertical do sistema de coordenadas, interferindo nos resultados de deslocamento dos seios nessas direções (MILLS et al., 2014c).

Recentemente, Mills et al. (2016) realizaram um estudo no qual compararam esses dois modelos existentes (WU et al., 2005; SCURR; WHITE; HEDGER, 2010, 2011) e um modelo modificado, usados para calcular o movimento do tronco e do seio durante corrida em esteira. O modelo modificado utiliza as recomendações da SIB (C7, T8, FS e PX) e adiciona dois marcadores, um a 1/3 da distância da FS ao PX e o outro na metade da distância entre C7 e T8, localizações possivelmente não encobertas pelo sutiã ou *top*. Os autores concluíram que os dois modelos existentes poderiam ser usados para construir o tronco durante as condições de seio nu. Já o modelo modificado é recomendado quando as participantes utilizam sutiã uma vez que elimina a dependência do PX e T8, que podem ser encobertos pelo sutiã (MILLS et al., 2016).

Contudo, assim como o modelo recomendado pela SIB, o modelo modificado também se torna inviável quando se utiliza o modelo de análise de curvatura geométrica da coluna vertebral (BRENZIKOFER et al., 2000; CAMPOS et al., 2015). Portanto, apesar dos modelos já conhecidos na literatura, este estudo propôs e avaliou um modelo biomecânico de tronco com marcadores no PX e nas clavículas, pois, com este posicionamento, haveria menor risco de perda de marcadores para a reconstrução tridimensional. Mesmo ocorrendo movimentação da clavícula em relação ao tronco (ZHOU; YU; NG, 2011), é possível que os marcadores posicionados nas clavículas sejam mais estáveis que os das costelas, especificamente para corrida.

Diante do exposto acima, o objetivo do estudo foi analisar diferentes formas de determinação do sistema de coordenadas do tronco na cinemática dos seios durante a corrida com *top* e seio nu, avaliar as correlações e concordâncias entre elas e identificar qual modelo se aproxima mais do padrão proposto pela SIB. A partir disso, foram levantadas as hipóteses de que o modelo proposto apresentaria diferenças para o modelo com marcadores na costela (H1) (SCURR; WHITE; HEDGER, 2010, 2011) e que as variáveis cinemáticas do modelo proposto apresentarão valores próximos aos do modelo SIB em ambas as condições de suporte (H2). Assim, espera-se que a presente investigação auxilie pesquisadores na escolha do melhor modelo biomecânico para se determinar o sistema de coordenada local do tronco para análise cinemática de participantes mulheres em função das análises pretendidas e dos sistemas que possui à disposição.

3.2 MÉTODO

3.2.1 PARTICIPANTES

O tamanho da amostra foi estimado por meio do software *GPower* 3.1.9.2 (FAUL et al., 2007), considerando-se um tamanho do efeito de 0,8 (COHEN, 1988), alfa 5%, poder de 80% (1-beta) para o teste ANOVA - medidas repetidas. Portanto, foram selecionadas 17 mulheres, residentes da cidade de Londrina (Tabela 1). Os dados antropométricos de massa, estatura e período do ciclo menstrual foram coletados para caracterização das participantes. De acordo com *International Physical Activity Questionnaire* (IPAQ) (MATSUDO et al., 2001), as participantes apresentaram nível de atividade física estabelecidos entre baixo (3 participantes), moderado (8 participantes) e alto (6 participantes).

Os critérios de inclusão foram: ser ativa fisicamente, ser capaz de correr em esteira e apresentar tamanho do bojo (busto) B, C, D ou maior, e calçar tênis com numeração 36, 37 e 38. As participantes relataram verbalmente que não sofriam de lesões musculoesqueléticas prévias nos membros inferiores, não haviam realizado procedimento cirúrgico nos seios, não estavam grávidas ou amamentando. Antes do início dos testes, todas as participantes foram informadas sobre os objetivos e procedimentos do estudo e todas assinaram um termo de consentimento livre e

esclarecido de participação. Os procedimentos experimentais do estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Londrina (parecer n. 2.049.786, CAAE n. 65911217.9.0000.5231) (ANEXO A).

3.2.2 INSTRUMENTOS E TAREFA

A massa e a estatura das participantes foram medidas através de uma balança da marca URANO (PS180) e de um estadiômetro compacto da marca WISO (E210) e o tamanho do bojo por meio de uma fita antropométrica da marca PHYSICAL. Para avaliar o nível de atividade física das participantes foi utilizado o IPAQ versão curta, validado no Brasil (MATSUDO et al., 2001) (ANEXO B).

Para a análise cinemática dos seios e determinação do ciclo de passada foram utilizados marcadores refletivos (15 mm de diâmetro), e o deslocamento tridimensional dos marcadores no peito e calcâneo das participantes durante a corrida foi identificado por meio de câmeras do Sistema *Optitrack*® (Natural Point, EUA). Também foi utilizado um *top* esportivo de alto suporte (Nike Pro Rival), com tecido *dri-fit*, costas modelo nadador com abertura e tênis tradicional (Adidas Response Boost LT) com massa aproximada de 260 g (varia de acordo com numeração), de pisada neutra, com *drop* de 10 mm. Calçados da mesma linha foram utilizados para estudos sobre corrida calçada e descalça (FUKANO et al., 2009).

A tarefa consistiu em correr sobre uma esteira da marca INBRAMED. Primeiramente as participantes realizaram um aquecimento e familiarização realizando a própria tarefa. Devido ao desconforto durante corrida com seio nu, as condições foram realizadas com um período de 1 minuto de adaptação a 5 km/h, 1 minuto a 7 km/h e 1 minuto a 10 km/h, sendo que a velocidade foi aumentada continuamente sem que a esteira parasse (LORENTZEN; LAWSON, 1987; SCURR; WHITE; HEDGER, 2010). Após cada condição, as participantes classificaram o desconforto sentido durante a corrida por meio de uma escala analógica de conforto de mama (EACM) (MASON; PAGE; FALLON, 1999) (ANEXO C). A tarefa foi composta por duas condições: *top* esportivo e seio nu.

As participantes realizaram as duas condições no mesmo dia com um período de descanso de 3 minutos entre as corridas. Durante a condição a seio nu foi colocado um protetor adesivo de papel sobre os mamilos. Como o ciclo menstrual afeta o tamanho e dor no seio, para a consistência no estudo, todas as participantes

foram testadas entre o final da menstruação e o início da fase lútea do ciclo menstrual (dia 4 a 15) quando é relatado que o seio está no seu tamanho menor e mais estável (MILLIGAN; DRIFE; SHORT, 1975). A ordem das condições foi aleatorizada entre as participantes.

Na tabela 1 são apresentados os dados descritivos da amostra em relação à idade, estatura, massa, IMC, período menstrual, dados de conforto da mama.

Tabela 1. Dados descritivos da amostra, valores expressos em média, desvio padrão, máximo e mínimo.

Variáveis	Média (DP)	Máximo	Mínimo
Idade (anos)	23,41 (3,75)	30	18
Estatura (m)	1,66 (0,06)	1,76	1,54
Massa corporal (kg)	68,62 (9,18)	94,70	57,10
IMC (kg/m ²)	24,88 (3,11)	31,27	20,76
Período menstrual (dia)	7,58 (3,31)	14	4
EACM - seio nu*	5 (4-7)	10	2
EACM - top*	0 (0-0)	0	0

DP: desvio padrão. IMC: Índice de massa corporal. EACM: Escala Analógica de Conforto da Mama. Classificação do IMC – Abaixo do peso: < 18,5; peso normal: 18,5 a 24,9; sobrepeso: 25 a 29,9; obesidade I: 30 a 34,9. *valores apresentados em mediana (1^o - 3^o quartil).

3.2.3 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Inicialmente, foi realizado o convite e o relato das informações sobre o estudo e, logo após, as participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido, receberam instruções e preencheram o IPAQ. Em seguida, as medidas de massa corporal, estatura e tamanho do suporte dos seios foram realizadas. O tamanho do suporte foi caracterizado por dois componentes: o tamanho da banda, expresso por número (como, por exemplo, 32 e 34, em polegadas) e um tamanho de bojo, expresso por uma letra como, por exemplo, A e B (MCGHEE; STEELE, 2006).

Para determinar o tamanho do bojo (busto) as participantes ficaram sem sutiã com os braços relaxados ao longo do corpo e, após a expiração, o tamanho da banda e o tamanho do bojo foram determinados, definidos como a medida da circunferência torácica (determinada pela linha da dobra inframamária) e a medida

da circunferência dos seios (determinada pela maior parte dos seios), respectivamente (MCGHEE; STEELE, 2006). Uma diferença de 5,08, 7,62, 10,16 e 12,70 cm entre as medidas de bojo e banda é considerado tamanho de bojo B, C, D e E, respectivamente (MCGHEE; STEELE, 2006; WHITE; SCURR, 2012). Portanto, as participantes apresentaram um tamanho de banda que variou entre 29 e 40 com média de 32,88 (DP= 2,78) e tamanho de bojo que variou entre as categorias B e E.

Após o término das medidas antropométricas, foi realizada a colocação dos marcadores no mamilo esquerdo, na face lateral do calcâneo e base do quinto metatarso do pé esquerdo, para determinação do ciclo de passada, e no tronco conforme cada modelo biomecânico: Modelo 1 (Mod1) - na C7 e T8, na FS e no PX, segundo a recomendação da SIB (WU et al., 2005); Modelo 2 (Mod2) - na FS e nas bordas inferiores da 10ª CosD e CosE (SCURR; WHITE; HEDGER, 2010, 2011) e Modelo 3 (Mod3) - no PX e na ClaD e ClaE, posicionados a 1/3 da distância entre articulação esterno clavicular e acrômio clavicular, sendo este o modelo proposto. Quando a tarefa foi realizada com o *top* esportivo, os marcadores dos mamilos foram posicionados sobre o tecido. Por fim, as participantes realizaram a tarefa de acordo com a condição estabelecida, com período de descanso de 3 minutos entre as condições. Para as análises entre as condições, foi utilizada apenas a velocidade de 10 km/h.

3.2.4 CINEMÁTICA DOS SEIOS

A aquisição dos dados foi realizada por 7 câmeras *Optitrack*®, posicionadas ao redor da esteira, com uma frequência de amostragem de 120 Hz. Foi criado um sistema de coordenadas tridimensional para esse volume, no qual o eixo *X* representa o deslocamento ântero-posterior, *Y* o médio lateral e *Z* o vertical. Além disso, para estabelecer o movimento dos seios em relação ao segmento tronco, foi criado um sistema de coordenadas local no tronco para cada um dos modelos biomecânicos.

O Mod1 (SIB) (WU et al., 2005) tem origem no marcador da FS. O eixo vertical *k* foi definido usando o ponto médio entre T8 e PX e o ponto médio da FS e C7, apontado para cima. O eixo médiolateral *i* foi determinado pelo vetor auxiliar criado a partir de C7 e o ponto médio entre FS e C7 e o eixo vertical *k*, apontando

para direita. O eixo anteroposterior j foi determinado pela regra da mão direita utilizando os vetores k e i , apontando para frente.

O Mod2 (SCURR; WHITE; HEDGER, 2010, 2011) tem origem no marcador FS. O eixo vertical k foi definido usando o ponto médio entre a CosD e CosE e a FS, apontando para cima. O eixo anteroposterior j foi determinado pelo vetor que é perpendicular ao plano (definido pelos três marcadores do segmento) e o eixo vertical, apontando para frente. O eixo médiolateral i foi determinado usando a regra da mão direita utilizando os vetores k e j , apontando para direita.

O Mod3, proposto neste estudo, tem origem no ponto médio entre as clavículas, o eixo vertical k foi definido usando o ponto médio entre a ClaD e ClaE e o PX, apontado para cima. O eixo anteroposterior j foi determinado por dois vetores auxiliares da ClaE até PX e da ClaD até PX usando a regra da mão direita, apontando para frente. O eixo médiolateral i foi determinado usando a regra da mão direita utilizando os vetores k e j , apontando para direita. Os marcadores foram identificados e reconstruídos por meio do software *Motive Body* 1.8.0 e suavizados por um filtro passa-baixa Butterworth com parâmetros de terceira ordem e frequência de corte de 10 Hz, definidos após análise espectral e residual.

3.2.5 VARIÁVEIS DE ESTUDO

Para cada condição, foram analisados 10 ciclos de passada a 10 km/h. Todos os cálculos foram realizados em ambiente Matlab® (The MathWorks, Natick, Massachusetts, USA).

As variáveis independentes do estudo foram: os diferentes modelos biomecânicos do tronco (Mod1, Mod2 e Mod3), os diferentes tipos de apoios para o seio (*top* esportivo e seio nu). Foram selecionadas as seguintes variáveis dependentes para a cinemática do seio esquerdo: (a) amplitude (AMP); (b) velocidade máxima (Vel); (c) aceleração máxima (Acel) e (d) Desaceleração (Des) nas direções anteroposterior (AP), médio lateral (ML) e vertical (V) do seio.

3.2.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para as comparações das variáveis dependentes entre os modelos, foi utilizado o teste de Equações de Estimativas Generalizadas (EEG) com parâmetros: distribuição normal e função de ligação *identity*. As comparações posteriores foram realizadas pelo *post hoc* de *Bonferroni*. O pressuposto de normalidade para aplicação do teste não foi atendido (teste de *Shapiro-Wilk*), portanto, foi realizada a transformada de *Box-Cox* para reduzir anomalias como não normalidade e heterocedasticidade. Os dados descritivos foram apresentados em média e desvio padrão (DP). Para a identificação de correlação entre os modelos biomecânicos nas diferentes variáveis a correlação de *Spearman*, foi adotada. Os valores de correlação entre 0,26 e 0,49 foram classificados como baixa; entre 0,50 e 0,69 como moderada; entre 0,70 e 0,89 como alta e entre 0,90 e 1,00 como muito alta (MUNRO, 2005).

Por fim, para analisar a concordância entre os modelos, foi realizada a análise gráfica de *Bland* e *Altman* para as variáveis que apresentaram correlações significativas entre os modelos. Considerou-se que dois modelos apresentavam concordância quando o teste de EEG não apresentou diferenças significativas e menos que 5% dos dados estivessem fora dos limites de $\pm 1,96$ DP. As análises estatísticas de EEG e correlação foram realizadas no software SPSS, versão 21 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) e a análise de concordância no software MedCalc, versão 16.4.1 (MedCalc Software, Ostend, Belgium). Todas as análises estatísticas foram realizadas com significância de 5%.

3.3 RESULTADOS

Os dados descritivos das variáveis cinemáticas estão apresentados na Tabela 2 (Apêndice C). Os resultados demonstraram que houve efeito de interação entre as condições de modelo e suporte sobre as variáveis de AMP_{AP} ($Wald=40,649$, $p<0,001$), AMP_{ML} ($Wald=165,538$, $p<0,001$) e AMP_V ($Wald=14,661$, $p=0,01$), Vel_{AP} ($Wald=12,199$, $p=0,002$) e Vel_{ML} ($Wald=30,579$, $p<0,001$), $Acel_{AP}$ ($Wald=11,299$, $p=0,004$), $Acel_{ML}$ ($Wald=35,325$, $p<0,001$) e $Acel_V$ ($Wald=10,365$, $p=0,006$) e Des_{AP} ($Wald=7,767$, $p=0,02$), Des_{ML} ($Wald=75,541$, $p<0,001$) e Des_V ($Wald=18,477$, $p<0,001$).

Nas condições a seio nu, o Mod1 apresentou diferenças significativas quando comparado ao Mod2 nas variáveis AMP_{AP} e Vel_{AP} , AMP_{ML} e Des_V . Nesses casos, o Mod2 superestima os valores das variáveis. O Mod1 também apresentou diferenças para o Mod3 nas variáveis AMP_{AP} , Vel_{AP} , $Acel_{AP}$ e Des_{AP} ; AMP_{ML} , Vel_{ML} e Des_{ML} e AMP_V , $Acel_V$ e Des_V , sendo que os valores das variáveis no Mod3 são subestimados nas direções AP e ML e superestimados na V. O Mod3 também apresentou diferenças para o Mod2 nas variáveis AMP_{AP} , Vel_{AP} , $Acel_{AP}$ e Des_{AP} ; AMP_{ML} , Vel_{ML} e Des_{ML} e AMP_V , sendo que o Mod3 subestima os valores das variáveis nas direções AP e ML e superestima na V (Figura 1).

Nas condições com *top* esportivo o Mod1 apresentou diferenças significativas quando comparado ao Mod2 nas variáveis AMP_{AP} e Vel_{AP} , AMP_{ML} , Vel_{ML} e Des_{ML} e AMP_V , $Acel_V$ e Des_V . Nesses casos, o Mod2 superestima os valores das variáveis. O Mod1 também apresentou diferenças para o Mod3 nas variáveis AMP_{AP} , Vel_{AP} , $Acel_{AP}$ e Des_{AP} ; AMP_{ML} , $Acel_{ML}$ e Des_{ML} e AMP_V , $Acel_V$ e Des_V , sendo que os valores das variáveis no Mod3 são subestimados nas direções AP e ML e superestimados na V. O Mod3 também apresentou diferenças para o Mod2 nas variáveis AMP_{AP} , Vel_{AP} , $Acel_{AP}$ e Des_{AP} ; Vel_{ML} , $Acel_{ML}$ e Des_{ML} e AMP_V , $Acel_V$ e Des_V , sendo que o Mod3 subestima os valores das variáveis nas direções AP e ML e superestima na V (Figura 2).

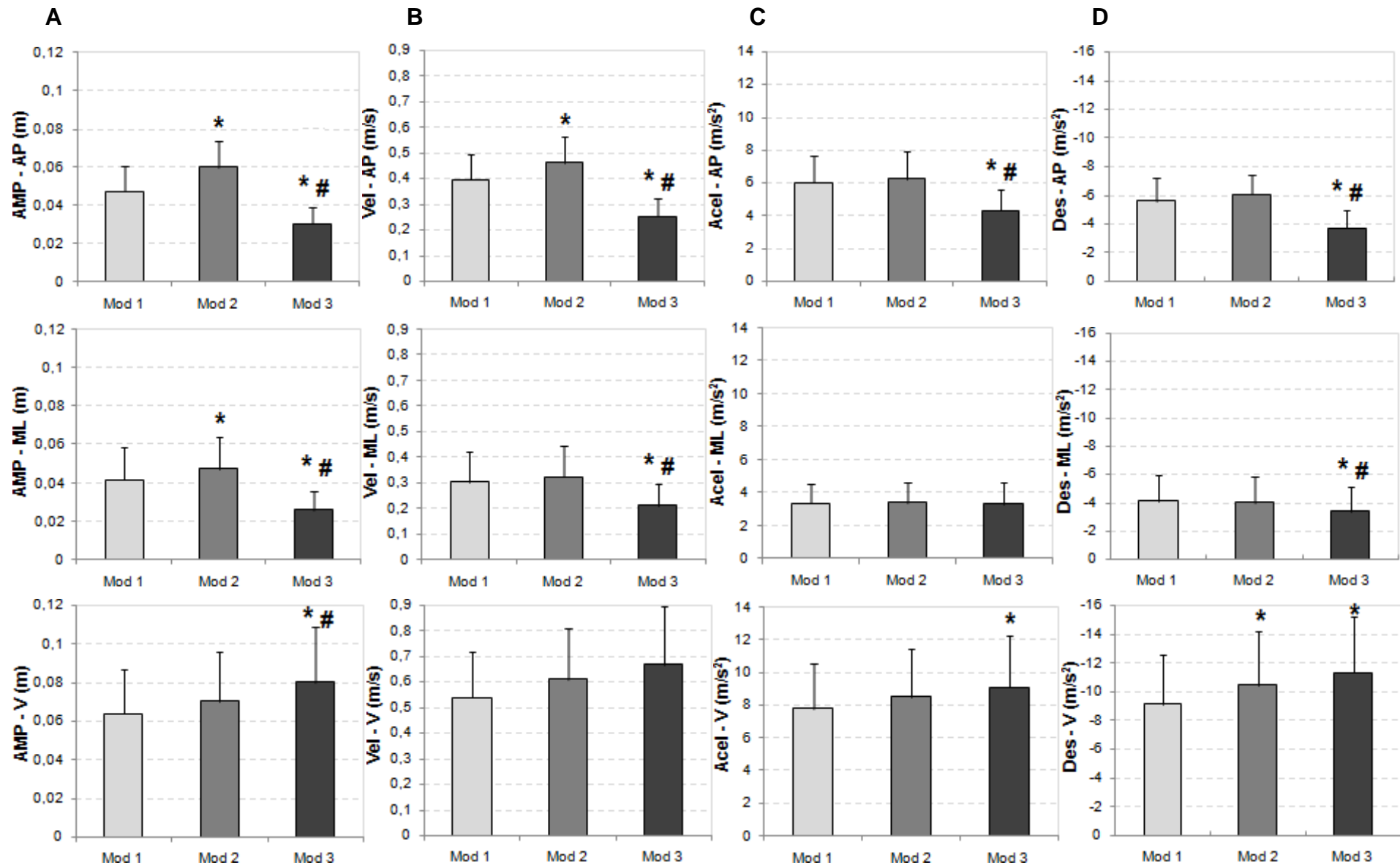


Figura 1. Comparação entre os modelos (Mod1, Mod2 e Mod3) para as variáveis (A) Amplitude, (B) Velocidade, (C) Aceleração e (D) Desaceleração nas direções AP, ML e V na condição a seio nu. * Diferente de Mod1 ($p < 0,05$) na mesma variável. # Diferente de Mod2 ($p < 0,05$) na mesma variável.

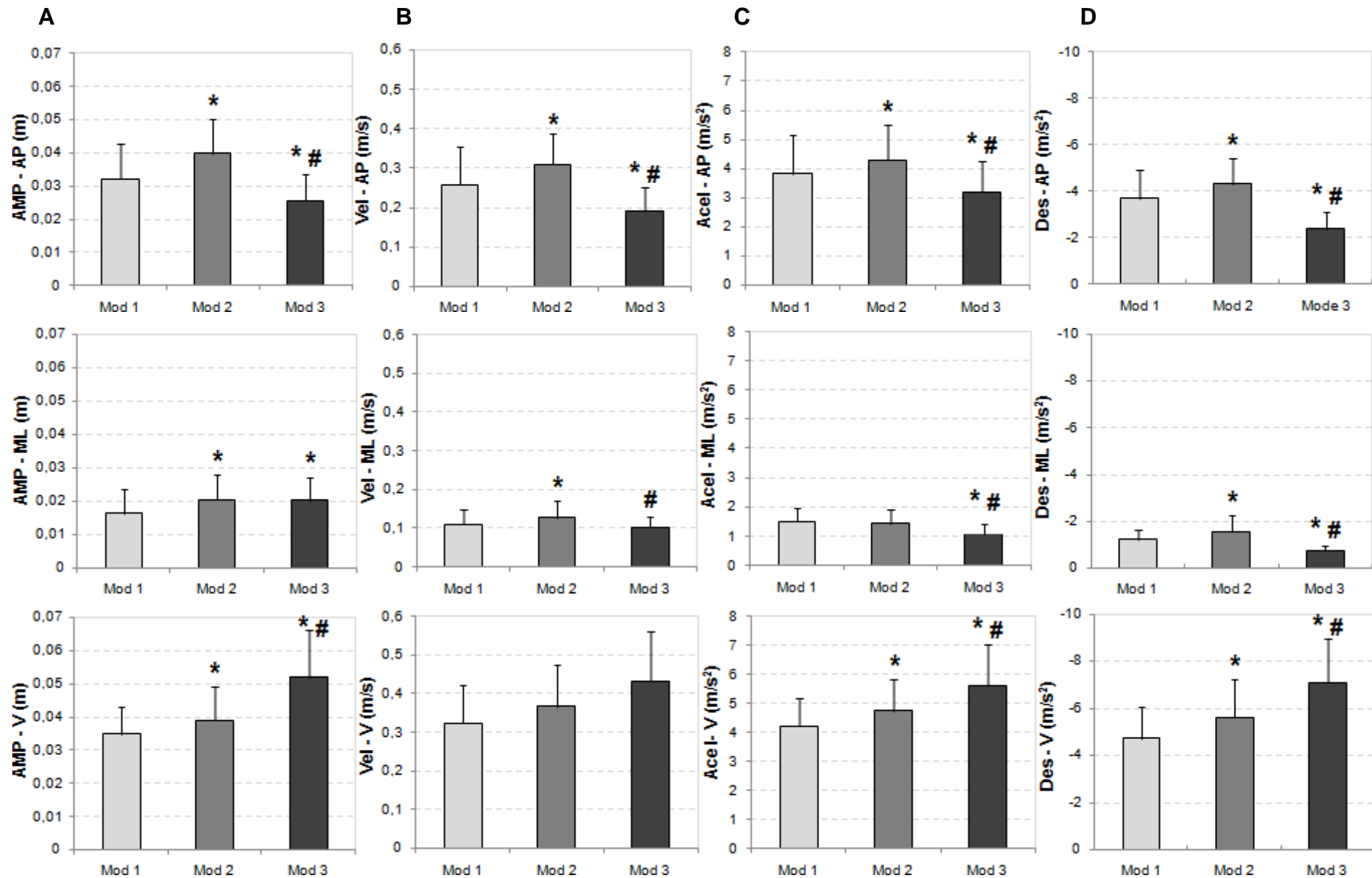


Figura 2. Comparação entre os modelos (Mod1, Mod2 e Mod3) para as variáveis (A) Amplitude, (B) Velocidade, (C) Aceleração e (D) Desaceleração nas direções AP, ML e V na condição a *top* esportivo.

* Diferente de Mod1 ($p < 0,05$) na mesma variável. # Diferente de Mod2 ($p < 0,05$) na mesma variável.

Os resultados de correlação demonstraram que na condição a seio nu todas as variáveis apresentaram correlação significativa entre os modelos biomecânicos. De acordo com a classificação do coeficiente de correlação, verificou-se uma moderada correlação entre o Mod3 e os demais modelos nas variáveis AMP_{AP} e AMP_{ML} e Vel_{AP} . Também foi verificada moderada correlação entre Mod3 e Mod2 na variável $Acel_{AP}$. Correlação alta foi encontrada entre o Mod1 e Mod2 nas variáveis AMP_{AP} e AMP_{ML} , Vel_{ML} , $Acel_{AP}$ e $Acel_{ML}$ e Des_{AP} e Des_{ML} , bem como alta correlação entre Mod3 e Mod1 nas variáveis AMP_V , Vel_{ML} , $Acel_{AP}$ e AMP_{ML} e Des_{AP} e Des_{ML} . O Mod3 também apresentou alta correlação com o Mod2 nas variáveis Vel_{AP} e Vel_{ML} , $Acel_{ML}$ e Des_{AP} e Des_{ML} . As demais variáveis de AMP_V , Vel_V , $Acel_V$ e Des_V e Vel_{ML} demonstraram correlação muito alta entre o Mod1 e Mod2 e entre Mod3 e Mod2 (Tabela3).

Tabela 3. Coeficiente de Correlação de *Spearman* entre as variáveis nos diferentes modelos biomecânicos de tronco na condição seio nu.

Variáveis		AMP (m)								
		AP			ML			V		
		Mod 1	Mod 2	Mod 3	Mod 1	Mod 2	Mod 3	Mod 1	Mod 2	Mod 3
AMP	Mod 2	0,83*	-	-	0,88*	-	-	0,96*	-	-
	Mod 3	0,57*	0,52*	-	0,60*	0,58*	-	0,88*	0,94*	-
Vel	Mod 2	0,83*	-	-	0,92*	-	-	0,97*	-	-
	Mod 3	0,67*	0,63*	-	0,84*	0,84*	-	0,93*	0,96*	-
Acel	Mod 2	0,78*	-	-	0,89*	-	-	0,98*	-	-
	Mod 3	0,78*	0,57*	-	0,74*	0,78*	-	0,97*	0,97*	-
Des	Mod 2	0,85*	-	-	0,86*	-	-	0,98*	-	-
	Mod 3	0,77*	0,78*	-	0,89*	0,83*	-	0,98*	0,97*	-

* Correlação significativa, $p < 0,001$. Classificação da Correlação de *Spearman* – baixa correlação: 0,26 a 0,49; moderada correlação: 0,50 a 0,69; alta correlação: 0,70 a 0,89; muito alta: 0,90 a 1,00 (MUNRO, 2005).

Na condição com *top* esportivo a variável Vel_{ML} apresentou baixa correlação entre o Mod1 e os demais modelos e entre Mod2 e Mod3. Moderada correlação foi verificada entre o Mod1 e Mod2 nas variáveis AMP_{ML} e Des_{ML} , entre Mod1 e Mod3

na variável AMP_{ML} e entre Mod2 e Mod3 nas variáveis AMP_{AP} e AMP_{ML} . O Mod1 apresentou alta correlação com os demais modelos nas variáveis AMP_{AP} e Vel_{AP} . O Mod1 também apresentou alta correlação com o Mod2 na variável $Acel_{AP}$ e com o Mod3 nas variáveis AMP_V e Vel_V e Des_{AP} . Os modelos 2 e 3 apresentaram alta correlação nas variáveis Vel_{AP} e Vel_V , $Acel_{AP}$ e Des_{AP} . Ainda, o Mod1 apresentou correlação muito alta com Mod2 em todas as variáveis na direção V e, na Des_{AP} , também foi verificada correlação muito alta entre o Mod1 e o Mod3 nas variáveis $Acel_{AP}$, $Acel_V$ e Des_V . Por fim, o Mod2 e Mod3 apresentaram correlação muito alta nas variáveis AMP_V , $Acel_V$ e Des_V (Tabela 4).

Tabela 4. Coeficiente de Correlação de *Spearman* entre as variáveis nos diferentes modelos biomecânicos de tronco na condição *top* esportivo.

Variáveis		AMP (m)								
		AP			ML			V		
		Mod 1	Mod 2	Mod 3	Mod 1	Mod 2	Mod 3	Mod 1	Mod 2	Mod 3
AMP	Mod 2	0,79*	-	-	0,61*	-	-	0,92*	-	-
	Mod 3	0,81*	0,58*	-	-0,67*	-0,52*	-	0,82*	0,90*	-
		Vel (m/s)								
Vel	Mod 2	0,86*	-	-	0,47*	-	-	0,92*	-	-
	Mod 3	0,85*	0,76*	-	-0,37*	-0,46*	-	0,84*	0,88*	-
		Acel (m/s ²)								
Acel	Mod 2	0,83*	-	-	0,22*	-	-	0,95*	-	-
	Mod 3	0,90*	0,79*	-	0,20*	-0,10	-	0,95*	0,94*	-
		Des (m/s ²)								
Des	Mod 2	0,93*	-	-	0,67*	-	-	0,97*	-	-
	Mod 3	0,83*	0,82*	-	0,09	-0,02	-	0,98*	0,96*	-

* Correlação significativa, $p < 0,05$. Classificação da Correlação de *Spearman* – baixa correlação: 0,26 a 0,49; moderada correlação: 0,50 a 0,69; alta correlação: 0,70 a 0,89; muito alta: 0,90 a 1,00 (MUNRO, 2005).

Apesar de os modelos apresentarem correlações significativas, os três modelos foram analisados em relação à concordância, por meio da análise de *Bland* e *Altman*, apresentadas para a condição a seio nu (Figura 3 - APÊNDICE D) e *top* esportivo (Figura 4 - APÊNDICE D). Conforme os parâmetros definidos anteriormente, na condição a seio nu os modelos 1 e 2 apresentaram concordância nas variáveis AMP_V , Vel_{ML} , $Acel_{AP}$, $Acel_{ML}$, $Acel_V$, Des_{AP} e Des_{ML} . Também foi

verificado concordância entre os modelos 2 e 3 nas variáveis $Acel_{AP}$, $Acel_{ML}$ e Des_v . Não foi verificada concordância entre os modelos 1 e 3. Na condição com *top* esportivo, os modelos 1 e 2 apresentaram concordância na variável $Acel_{ML}$. Por outro lado, os modelos 1 e 3 apresentaram concordância nas variáveis Vel_{ML} e Vel_v . Também foi verificada concordância entre os modelos 2 e 3 na variável Vel_v .

3. 4. DISCUSSÃO

O presente estudo analisou a influência de diferentes determinações do sistema de coordenadas local do tronco na cinemática dos seios durante a corrida. Foram utilizados três modelos biomecânicos de tronco diferentes, avaliados durante a corrida a 10 km/h em duas condições de suporte: seio nu e *top* esportivo. Os resultados sugerem que o modelo biomecânico utilizado para criar o sistema de coordenadas local do tronco influencia na cinemática dos seios. De uma maneira geral, os resultados demonstraram que o Mod2 é o que mais se aproxima do modelo sugerido pela SIB, uma vez que apresentou menos diferenças significativas nas variáveis cinemáticas, altas correlações e maior número de concordância entre os modelos.

Um estudo verificou que o conjunto de pontos anatômicos do Mod1 é considerado o mais adequado para a análise cinemática em mulheres quando se considera a instabilidade do segmento, pois os níveis reduzidos de tecido mole nas regiões onde os marcadores são posicionados podem levar a uma melhor estabilidade da origem do segmento e conseqüentemente melhor estabilidade geral do segmento (MILLS et al., 2016). Por esse fato, o Mod1 foi utilizado como referência no presente estudo.

Os resultados mostraram diferenças significativas na cinemática dos seios entre os modelos de cálculo do segmento de tronco nas duas condições de suporte analisadas. A principal diferença ocorreu entre o Mod3 e os modelos 1 e 2, com o Mod3 produzindo consistentemente valores mais baixos nas variáveis cinemáticas nas direções AP e ML e maiores na direção V. Isso pode ter ocorrido devido ao movimento independente da clavícula em relação ao tórax, que pode ter acarretado em uma maior instabilidade no cálculo do segmento tronco (ZHOU; YU; NG, 2011). Além disso, especula-se que o aumento dos valores na direção vertical no Mod3 foi causado pelo movimento dos seios contrário ao das clavículas no momento do

impacto, pois sugere-se que devido a rotação de tronco e movimento dos membros superiores exista um afastamento entre o marcador do mamilo e os marcadores das clavículas nesse momento.

Estudos prévios também utilizaram modelos biomecânicos de tronco com pontos nas clavículas que, juntamente com pontos nas espinhas ilíacas pósterio superiores, foram usados para definir um referencial para análise do movimento relativo dos seios (SCURR; WHITE; HEDGER, 2009; WHITE; SCURR; SMITH, 2009). No entanto, foi relatado que esse modelo biomecânico não seria o mais adequado por utilizar pontos que não estavam posicionados na mesma estrutura óssea e também pelo movimento relativo não apenas entre a pelve e o tórax, mas também entre a clavícula e o tórax durante as atividades (ZHOU; YU; NG, 2011).

Ainda, os resultados demonstraram que o Mod2 foi o que apresentou valores mais próximos ao Mod1, rejeitando a segunda hipótese de que o Mod3 apresentaria os valores mais próximos ao Mod1. Assim, o modelo 2, ainda que apresente restrições em relação aos pontos nas costelas, que podem ter altos índices de gordura subcutânea que pode promover o movimento dos tecidos moles da região (HENEGHAN; BALANOS, 2010) e pela movimentação instabilidade causada pela própria respiração (CHOPRA et al., 2006), é recomendado para uso em pesquisa de cinemática dos seios, já que os três marcadores utilizados pertencem ao mesmo segmento de tronco e suas localizações são tipicamente desobstruídas pelo suporte de seio (ZHOU; YU; NG, 2011).

O estudo demonstrou que existem diferenças entre os modelos, no entanto, ainda que um modelo superestime ou subestime o outro, a maioria das variáveis apresentou uma correlação alta ou muito alta entre os modelos. Isso sugere que mesmo que haja um viés, ele é consistente e indica que caso um modelo superestime o outro isso acontece de forma semelhante, existindo uma grande relação entre eles. Destaque para o Mod2, que para todas as variáveis que apresentaram correlações altas ou muito altas, também apresentou ter concordância com o Mod1.

Apesar de o Mod2 apresentar valores mais próximos ao Mod1, houve diferenças adicionais entre os modelos na condição o *top* esportivo. Uma possível explicação para isso pode estar relacionada ao posicionamento dos marcadores do mamilo sobre o tecido e a movimentação acarretada pelo deslizamento do tecido

sobre o seio, o que pode levar ao comprometimento dos resultados das variáveis cinemáticas (ZHOU; YU; NG, 2011).

Os resultados demonstraram que houve consistência entre os modelos 1 e 2 e que, embora o Mod3 tenha sido o que mais apresenta divergências em relação ao Mod1, para algumas variáveis também apresentou resultados satisfatórios. Sugere-se que estudos futuros continuem investigando outros modelos que busquem minimizar as restrições de cada um dos apresentados no presente estudo. Uma sugestão seria avaliar o posicionamento de um *cluster* na parte anterior do tronco, aproximadamente sob o manúbrio do esterno, uma vez que não acarretaria na perda da detecção desses marcadores, não teria o risco de as alças do sutiã ou *top* esportivo encobrirem os marcadores e garantiria que os pontos estariam associados ao mesmo segmento, garantindo estabilidade para a determinação de informações cinemáticas dos seios em relação ao tronco.

CONCLUSÃO

Os resultados sugerem que a quantificação do movimento dos seios depende de qual modelo biomecânico de tronco é usado para definir o SCL. Foi demonstrado que o modelo com marcadores na fossa supraesternal, décima costela direita e esquerda foi o que mais se aproximou ao modelo sugerido pela SIB. Ainda, o modelo com marcadores no processo xifóide e nas clavículas se mostrou semelhante ao sugerido pela SIB em algumas variáveis cinemáticas, sugerindo que é possível quantificar o movimento dos seios nestes casos. Contudo, nas demais situações, o modelo pode ser inapropriado por provavelmente envolver movimentação independente da clavícula em relação ao tronco.

4 ESTUDO 2 – ESTUDO EXPERIMENTAL

LEME, Juliane Cristina. **Influência de diferentes condições de calçado e suporte para os seios na postura vertebral e cinemática dos seios durante corrida.** 2019. Exame de Defesa (Pós Graduação em Educação Física) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2019.

RESUMO

A corrida é uma modalidade que vem aumentando o número de adeptos, incluindo as mulheres, principalmente pela melhora do desempenho físico e saúde. Portanto, é importante entender como a vestimenta e o tipo de calçado pode auxiliar mulheres, com atenção especial à coluna vertebral em função da movimentação dos seios. Assim, o objetivo do trabalho foi analisar a influência de diferentes condições de calçado e suporte para os seios na postura vertebral e cinemática dos seios durante corrida. 17 mulheres, com idade média de 23,51 (DP=3,70) anos, realizaram uma corrida em esteira em diferentes condições de calçados (calçado tradicional, minimalista e descalça) e suportes para os seios (com sutiã usual, *top* esportivo e seio nu) em velocidade pré-determinada. Para a análise das curvaturas da coluna, três câmeras do Sistema Optitrack®, em modo vídeo em escala de cinza, foram posicionadas no plano posterior à participante, de modo a registrar marcadores passivos refletivos fixados nas vértebras, da região cervical a sacral. A partir das coordenadas 3D dos marcadores do tronco, foram calculadas as curvaturas contínuas da coluna vertebral no plano frontal e sagital em cada instante de tempo do ciclo da passada, bem como a curva neutra (postura média da coluna vertebral). Para análise cinemática dos seios, foram posicionados marcadores sobre os mamilos, calcâneo e no tronco conforme os modelos biomecânicos 2 e 3, registrados por meio de câmeras do Sistema Optitrack®. As variáveis de interesse foram os deslocamentos, velocidades, acelerações e desacelerações dos seios em cada direção. Para a análise estatística foi aplicado o teste de Equações de Estimativas Generalizadas, realizados nos softwares SPSS (v.21) com significância de 5%. Os resultados demonstraram uma grande importância do suporte para diminuir o movimento do seio durante a corrida, sendo o *top* esportivo o suporte mais recomendado. No entanto, o calçado não foi um fator que contribuiu significativamente para esta redução do movimento do seio durante a corrida. Na análise da postura vertebral o *top* e o calçado esportivo foram capazes de gerar adaptações na coluna.

Palavras chave: Cinemática do Seio. Coluna Vertebral. Corrida.

4.1 INTRODUÇÃO

A corrida é uma modalidade de exercício que tem grande número de adeptos, tornando-se uma das atividades físicas mais populares do mundo (PALUSKA, 2005; MANERO et al., 2016; MATIAS et al., 2016). Alguns fatores como o baixo custo, versatilidade, conveniência e benefícios para a saúde, que variam de aumento da expectativa de vida à prevenção de doenças crônicas, são responsáveis pelo apelo de homens e mulheres à sua prática (PALUSKA, 2005; O'DONOVAN et al., 2010).

A prática e o número de eventos de corrida aumentaram consideravelmente desde 2000, e isso pode ter ocorrido devido ao aumento do número de mulheres que começaram a praticar a modalidade (VAN DER WORP et al., 2016). Sugere-se que o interesse pela corrida tem motivos diferentes para homens e mulheres. As razões para as mulheres aderirem a grupos de corrida são principalmente melhora do condicionamento físico e saúde, o fato da atividade ser praticada ao ar livre e melhora da autoestima (TRUCCOLO; MADURO; FEIJÓ, 2008). Assim, é importante entender a corrida praticada por mulheres e os possíveis fatores que podem favorecer ou dificultar sua prática.

A busca pelo entendimento de como novas tecnologias podem melhorar o desempenho na corrida aumentou. Recentemente, estudos em relação à influência de roupas de compressão na corrida demonstraram que aparentemente o uso dessas roupas pode melhorar ligeiramente as variáveis ligadas ao desempenho, por meio de melhorias na economia de corrida, variáveis biomecânicas, percepção e temperatura muscular, além de possivelmente reduzir a dor muscular, danos e inflamação durante a recuperação (ENGEL; HOLMBERG; SPERLICH, 2016).

O sutiã ou *top* proporciona apoio adequado e limita os movimentos verticais e laterais dos seios em relação ao corpo. Estas características são muito importantes, pois é sabido que o movimento dos seios ocorre durante atividades físicas e pode ocasionar a dor. Neste caso, mulheres com seios maiores são mais propensas a sentir dor do que mulheres com seios menores. Portanto, a elevação mecânica e compressão do seio proporcionado pelo sutiã podem ser suficientes para a redução da dor em mulheres com seios grandes e pequenos, respectivamente (GEHLSSEN; STONER, 1987; LORENTZEN; LAWSON, 1987; MASON; PAGE; FALLON, 1999).

Outra questão muito discutida em relação à corrida está ligada ao uso de diferentes tipos de calçado. O tênis moderno apresenta um forte sistema de

amortecimento, com calcanhares elevados, entressola grossa, sustentações do arco e controle do movimento e é recomendado como padrão ouro para prevenção de lesões (RICHARDS; MAGIN; CALLISTER, 2009; BONACCI et al., 2013). Apesar disso, a corrida descalça e com tênis minimalista também tem sido investigada, pois existem divergências em relação às lesões e desempenho entre esses três tipos de corrida.

Correr descalço parece aumentar o uso do feedback sensorial da região plantar do pé, e esse aumento da propriocepção pode ser suficiente para corredores descalços serem menos propensos a cair e sofrer entorses (LIEBERMAN, 2012). Portanto, a corrida descalça parece beneficiar os corredores por meio de um potencial de risco de lesão reduzido e corrida mais econômica. No entanto, há pouca evidência de que o tênis minimalista tem uma mecânica de corrida diferente da apresentada por um tênis de corrida convencional ou semelhante à corrida descalça (BONACCI et al., 2013; TAM et al., 2014).

O tamanho dos seios parece ser um fator importante que afeta a postura, pois mulheres com seios grandes apresentam dor de cabeça, no pescoço, ombros, costas e peito, resultantes de uma postura corporal deficiente (BERG; STARK; MALEC, 1994; FINDIKCIOGLU et al., 2007). A maioria dessas informações foi obtida a partir de medidas subjetivas em estudos com pacientes que reduziram os seios cirurgicamente (SCHNUR et al., 1997; SCHINKEL-IVY; DRAKE, 2016).

Estudos relacionados à biomecânica dos seios têm investigado a direção e magnitude da cinemática dos seios durante a corrida (WHITE; SCURR; SMITH, 2009), e a relação entre dor nos seios relacionada ao exercício e cinemática dos seios (SCURR; WHITE; HEDGER, 2010; WHITE et al., 2015). Entretanto, poucos estudos analisaram os efeitos do tamanho dos seios sobre a coluna vertebral durante a corrida a partir de uma perspectiva biomecânica (SCHINKEL-IVY; DRAKE, 2016).

Findikcioglu et al. (2007) analisaram a coluna vertebral de mulheres com seios grandes a partir de imagens radiográficas. Os resultados demonstraram que seios grandes tem um efeito físico significativo sobre a coluna e pode alterar o ângulo de cifose torácica e lordose lombar de mulheres. Neste estudo os ângulos foram determinados a partir do método de Cobb, um dos métodos mais utilizados para avaliação postural da coluna vertebral (VRTOVEC; PERNUŠ; LIKAR, 2009). No entanto, este tipo de análise é realizada apenas em situações estáticas.

Para análises de situações dinâmicas como a corrida, a literatura reporta um método que utiliza-se de marcadores refletivos colocados sobre a pele para a identificação dos processos espinhosos, em que a postura é descrita pela curvatura geométrica bidimensional nos planos frontal e sagital (BRENZIKOFER et al., 2000, CAMPOS et al., 2015). Estudos observaram que a curvatura geométrica bidimensional oscila ao redor de um componente individual e estável chamada de curva neutra (CN), definida como curvatura geométrica bidimensional média durante um movimento cíclico (PAULA et al., 2009, 2011; CAMPOS et al., 2015).

Apesar disso, não há evidências sobre a influência do tamanho dos seios nas curvaturas da coluna durante a corrida em diferentes condições suporte dos seios e de calçados. Ademais, não é sabido se diferentes calçados e até mesmo a corrida descalça seriam capazes de promover alterações na postura e menor deslocamento dos seios durante a corrida. Por fim, ainda não se sabe se a corrida pode ser utilizada como forma de intervenção para atenuar os desvios posturais nestas condições. Assim, este estudo terá como foco comparar a influência de diferentes condições de calçado (calçado minimalista, calçado de pisada neutra e descalça) e suportes para os seios (com sutiã usual, *top* esportivo e seio nu) na cinemática da coluna e dos seios durante corrida.

A partir disso foram levantadas as hipóteses de que as curvaturas da coluna serão maiores na corrida de condição descalça, uma vez que o uso do tênis pode reduzir os impactos que o pé sofre durante a corrida e alterar a forma de contato no solo; que o uso do *top* esportivo diminuirá o deslocamento dos seios em comparação às outras condições de suporte do seio e que o uso do calçado esportivo e do *top* esportivo em conjunto diminuirá a magnitude das curvaturas da coluna. A presente investigação poderá auxiliar técnicos, atletas, corredoras amadoras e recreacionais no entendimento de como a coluna vertebral de mulheres com seios médios e grandes se comporta durante a corrida e permitirá que técnicos programem intervenções que sejam eficazes para essas mulheres. Também será possível compreender sobre o efeito de diferentes calçados na coluna vertebral e na biomecânica dos seios durante a corrida de modo a trazer mais conforto e segurança às praticantes.

4.2 MÉTODO

4.2.1 PARTICIPANTES

O tamanho da amostra foi estimado por meio do software *GPower* 3.1.9.2 (FAUL et al., 2007), considerando-se um tamanho do efeito de 0,8 (COHEN, 1988), alfa 5%, poder de 80% (1-beta) para o teste ANOVA: medidas repetidas. Portanto, foram selecionadas 17 mulheres, residentes da cidade de Londrina. Os dados antropométricos de massa, estatura e período do ciclo menstrual foram coletados para caracterização das participantes.

Os critérios de inclusão foram: ser ativa fisicamente, ser capaz de correr em esteira e apresentar tamanho do bojo (busto) B, C, D ou maior, e calçar tênis com numeração 36, 37 e 38. De acordo com *International Physical Activity Questionnaire* (IPAQ) (MATSUDO et al., 2001), as participantes apresentaram nível de atividade física estabelecidos entre baixo (3 participantes), moderado (8 participantes) e alto (6 participantes).

As participantes relataram verbalmente que não sofriam de lesões musculoesqueléticas prévias nos membros inferiores, não haviam realizado procedimento cirúrgico nos seios, não estavam grávidas ou amamentando. Antes do início dos testes, todas as participantes foram informadas sobre os objetivos e procedimentos do estudo e todas assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido de participação. Os procedimentos experimentais do estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Londrina (parecer n. 2.049.786, CAAE n. 65911217.9.0000.5231) (ANEXO A).

4.2.2 INSTRUMENTOS E TAREFA

A massa e a estatura das participantes foram medidas através de uma balança da marca URANO (PS180) e de um estadiômetro compacto da marca WISO (E210) e o tamanho dos seios por meio de uma fita antropométrica da marca PHYSICAL. Para avaliar o nível de atividade física das participantes foi utilizado o IPAQ versão curta, que foi validado no Brasil (MATSUDO et al., 2001) (ANEXO B).

Para avaliação da curvatura geométrica da coluna foram utilizados marcadores refletivos (planos, de 12 mm x 8 mm) para marcar e identificar os pontos

anatômicos da coluna vertebral. Três câmeras do Sistema *Optitrack*® (Natural Point, EUA) em modo vídeo em escala de cinza (200 Hz) foram utilizadas para registrar o movimento da coluna e o software *Dynamic Posture* (CAMPOS, 2010) para a respectiva análise. Para análise cinemática dos seios e determinação do ciclo de passada foram utilizados marcadores refletivos (15 mm de diâmetro). O deslocamento tridimensional dos marcadores no peito e no calcâneo das participantes durante a corrida foi identificado por meio de quatro câmeras do Sistema *Optitrack*® (Natural Point, EUA).

Também foi utilizado um *top* esportivo de alto suporte (Nike Pro Rival), com tecido *dri-fit*, costas modelo nadador com abertura, para a condição de apoio dos seios. Por fim, foram utilizados calçados minimalistas (Nike Free Distance 2) de massa aproximada de 160 g (varia de acordo com a numeração), de pisada neutra, com *drop* de 4 mm, e tênis tradicionais (Adidas Response Boost LT) com massa aproximada de 260 g, de pisada neutra, com *drop* de 10 mm. Calçados da mesma linha foram utilizados em estudos sobre corrida calçada e descalça (FUKANO et al., 2009; BONACCI et al., 2013).

A tarefa consistiu em correr sobre uma esteira da marca INBRAMED. Primeiramente as participantes realizaram um aquecimento e familiarização realizando a própria tarefa. Devido ao desconforto durante a corrida com seio nu, as condições foram realizadas com um período de 1 minuto de adaptação a 5 km/h, 1 minuto a 7 km/h e 1 minuto a 10 km/h, sendo que a velocidade foi aumentada continuamente sem que a esteira parasse (LORENTZEN; LAWSON, 1987; SCURR; WHITE; HEDGER, 2010). Após cada condição as participantes classificaram o desconforto sentido durante a corrida por meio de uma escala analógica de conforto de mama (MASON; PAGE; FALLON, 1999) (ANEXO C).

As participantes realizaram as condições no mesmo dia com um período de descanso de 3 minutos entre as corridas. A tarefa foi composta pelas condições: sutiã cotidiano (da própria participante) e calçado tradicional (Sut_Trad), sutiã cotidiano e calçado minimalista (Sut_Min), sutiã cotidiano e corrida descalça (Sut_Desc), *top* esportivo e calçado tradicional (Top_Trad), *top* esportivo e calçado minimalista (Top_Min), *top* esportivo e corrida descalça (Top_Desc), seio nu e calçado tradicional (SeioNu_Trad), seio nu e calçado minimalista (SeioNu_Min), seio nu e corrida descalça (SeioNu_Desc).

Durante as condições a seio nu foi colocado um protetor adesivo de papel sobre os mamilos. Como o ciclo menstrual afeta o tamanho e dor no seio, para a consistência no estudo, todas as participantes foram testadas entre o final da menstruação e o início da fase lútea do ciclo menstrual (dia 4 a 15) quando é relatado que o seio está no seu tamanho menor e mais estável (MILLIGAN; DRIFE; SHORT, 1975). A ordem das condições foi aleatorizada entre as participantes.

Na tabela 1 são apresentados os dados descritivos da amostra em relação à idade, estatura, massa, IMC, período menstrual, dados de conforto da mama.

Tabela 1. Dados descritivos da amostra, valores expressos em média, desvio padrão, máximo e mínimo.

Variáveis	Média (DP)	Máximo	Mínimo
Idade (anos)	23,41 (3,75)	30	18
Estatura (m)	1,66 (0,06)	1,76	1,54
Massa corporal (Kg)	68,62 (9,18)	94,7	57,1
IMC (Kg/m ²)	24,88 (3,11)	31,27	20,76
Período menstrual (dia)	7,58 (3,31)	14	4
EACM - seio nu*			
SN + CT	6 (4-7)	9	1
SN + CM	5 (3-6)	10	2
SN + CD	7 (4-8)	9	2
EACM - sutiã*			
SC + CT	2 (2-4)	6	0
SC + CM	2 (1-3)	6	0
SC + CD	4 (2-4)	8	0
EACM - top*			
TOP + CT	0 (0-0)	0	0
TOP + CM	0 (0-0)	0	0
TOP + CD	0 (0-2)	5	0

DP: desvio padrão. IMC: Índice de massa corporal. EACM: Escala Analógica de Conforto da Mama. Classificação do IMC – Abaixo do peso: < 18,5; peso normal: 18,5 a 24,9; sobrepeso: 25 a 29,9; obesidade I: 30 a 34,9. *valores apresentados em mediana (1^o - 3^o quartil).

4.2.3 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Inicialmente foi realizado o convite e o relato das informações sobre o estudo e as participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. Em seguida, receberam instruções e preencheram o IPAQ e as medidas de massa corporal e estatura foram realizadas. Logo após foi realizada a medida do tamanho do suporte dos seios. O tamanho do suporte usualmente incorpora dois componentes: o tamanho da banda, expresso por número (como, por exemplo, 32 e 34, em polegadas) e um tamanho de bojo, expresso por uma letra como, por exemplo, A e B (MCGHEE; STEELE, 2006).

Para determinar o tamanho do bojo (busto) as participantes ficaram sem sutiã com os braços relaxados ao longo do corpo e, após a expiração, o tamanho da banda e o tamanho do bojo foram determinados, definidos como a medida da circunferência torácica (determinada pela linha da dobra inframamária) e a medida da circunferência dos seios (determinada pela maior parte dos seios), respectivamente (MCGHEE; STEELE, 2006). Uma diferença de 5,08, 7,62, 10,16 e 12,70 cm entre as medidas de bojo e banda é considerado tamanho de bojo B, C, D e E, respectivamente (MCGHEE; STEELE, 2006; WHITE; SCURR, 2012). Portanto, as participantes apresentaram um tamanho de banda que variou entre 29 e 40 com média de 32,88 (DP= 2,78) e tamanho de bojo que variou entre as categorias B e E.

Após o término das medidas corporais, marcadores foram posicionados sobre o mamilo esquerdo, na face lateral do calcâneo e base do quinto metatarso do pé esquerdo, para determinação do ciclo de passada, e no tronco conforme modelo biomecânico: na FS e nas bordas inferiores da 10^a CosD e CosE (SCURR; WHITE; HEDGER, 2010, 2011). Em seguida, foi realizada a colocação dos marcadores da coluna por um avaliador experiente, a partir do processo de palpação e identificação das vértebras. Marcadores foram posicionados no ponto de intersecção entre a borda medial e a espinha da escápula (ES), sobre as duas espinhas ilíacas pôstero superiores (EIPS), nos processos espinhosos da segunda vértebra sacral (S2), quarta vértebra lombar (L4), primeira, sexta e décima segunda vértebra torácica (T1, T6 e T12, respectivamente).

Lateralmente, na altura dos processos espinhosos de L4, T12, T6 e T1, seguindo o alinhamento de EIPS, pares de marcadores bilaterais foram posicionados como marcadores de referência para análise. Por fim, os espaços

entre estes pontos foram preenchidos com marcadores com distância aproximada de 2 cm (CAMPOS et al., 2015). Quando a tarefa foi realizada com sutiã ou o *top* esportivo os marcadores dos mamilos foram posicionados sobre o tecido. Por fim, as participantes realizaram a tarefa de acordo com a condição estabelecida, com período de descanso de 3 minutos entre as condições, usados também para a troca dos materiais (suportes para os seios e calçados).

4.2.4 CURVATURAS GEOMÉTRICAS DA COLUNA

A calibração do sistema foi realizada por 24 pontos com distâncias conhecidas, distribuídos em 4 fios de prumo, que permitiu a reconstrução tridimensional (3D) usando o método *Direct Linear Transformation* (ABDEL-AZIZ; KARARA, 2015). A reconstrução tridimensional dos marcadores da coluna vertebral foi realizada de forma automática por meio do software *Dynamic Posture* (CAMPOS, 2010). A cada instante de tempo do ciclo de passada, as coordenadas 3D de todos os marcadores da coluna foram definidas em relação a um sistema de coordenadas local no tronco, com origem em T12.

O vetor de L4 a T6 definiu a orientação do eixo longitudinal z (para cima). Um vetor provisório médio-lateral y' foi definido com sua origem no ponto médio entre os marcadores de referência direitos de L4 e T6, com final no ponto médio entre os marcadores de referência esquerdos de L4 e T6. O produto vetorial entre y' e z definiu a orientação do eixo sagital x (para frente), e o produto vetorial entre z e x definiu a orientação do eixo transversal y , para a esquerda (CAMPOS et al., 2015).

Para quantificar as curvaturas, os pontos da coluna reconstruídos foram projetados sobre o plano sagital e frontal do tronco. Em cada um desses planos, um ajuste polinomial de oitava ordem (determinado a partir da técnica de quadrados mínimos) foi realizado e a curvatura geométrica bidimensional ao longo do eixo longitudinal foi calculada para quantificar a postura vertebral conforme descrito em (CAMPOS et al., 2015; BREZIKOFER et al., 2000).

4.2.5 CINEMÁTICA DOS SEIOS

A aquisição dos dados de deslocamento tridimensional dos seios foi realizada por quatro câmeras *Optitrack*®, posicionadas ao redor da esteira, com uma frequência de amostragem de 120 Hz. Foi criado um sistema de coordenadas tridimensional para esse volume, no qual o eixo X representará o deslocamento ântero posterior, Y o médio lateral e Z o vertical. Além disso, para estabelecer a cinemática relativa dos seios foi criado um sistema de coordenadas local de acordo com modelo biomecânico.

O sistema de coordenadas local do modelo biomecânico (SCURR; WHITE; HEDGER, 2010, 2011) tem origem no marcador FS. O eixo vertical k foi definido usando o ponto médio entre a CosD e CosE e a FS, apontando para cima. O eixo anteroposterior j foi determinado pelo vetor que é perpendicular ao plano (definido pelos três marcadores do segmento) e o eixo vertical, apontando para frente. O eixo médiolateral i foi determinado usando a regra da mão direita utilizando os vetores k e j , apontando para direita. Os marcadores foram identificados e reconstruídos por meio do software *Motive Body* 1.8.0 e suavizados por um filtro passa-baixa Butterworth com parâmetros de terceira ordem e frequência de corte de 10 Hz, definidos após análise espectral e residual.

4.2.6 VARIÁVEIS DE ESTUDO

Para cada condição e velocidade (5, 7 e 10 km/h), foram analisados 10 ciclos de passada. Todos os cálculos foram realizados em ambiente Matlab® (The MathWorks, Natick, Massachusetts, USA).

As variáveis independentes do estudo foram: os diferentes tipos de suporte para o seio (sutiã cotidiano, *top* esportivo e seio nu), as diferentes condições de calçado (calçado tradicional, minimalista e descalça) e velocidade da esteira (5, 7 e 10 km/h). Foram selecionadas as seguintes variáveis dependentes para a cinemática do seio esquerdo: (a) amplitude (AMP); (b) velocidade máxima (Vel); (c) aceleração máxima (Acel) e (d) desaceleração máxima (Des) nas direções anteroposterior (AP), médio lateral (ML) e vertical (V) do seio.

Para a curvatura da coluna nos planos sagital e frontal durante a corrida foram escolhidas as seguintes variáveis dependentes: curvatura torácica e curvatura

lombar no momento do contato do calcâneo com o solo, curvatura neutra, curvatura lombar e torácica máxima e variabilidade torácica e lombar.

4.2.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente, foi realizado o teste de normalidade de *Shapiro-Wilk's* ($p < 0,05$) para todas as variáveis analisadas. Como o pressuposto não foi atendido, a estatística descritiva dos dados foi representada por meio de mediana e de intervalo interquartis (1º e 3º). Para as comparações das variáveis dependentes entre as condições, foi utilizado o teste de Equações de Estimativas Generalizadas (EEG) com parâmetros: distribuição *gamma* e função de ligação logarítmica. As comparações posteriores foram realizadas pelo *post hoc* de *Bonferroni*. As análises estatísticas foram realizadas no software SPSS, versão 21 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) com significância de 5%.

4.3 RESULTADOS

Os resultados da análise cinemática dos seios (Tabela 2) demonstraram que houve efeito de interação entre as condições de suporte, calçado e velocidade sobre as variáveis de AMP_{AP} ($Wald=67,709$, $p < 0,001$), AMP_V ($Wald=91,810$, $p < 0,001$), Vel_{AP} ($Wald=154,318$, $p < 0,001$), Vel_{ML} ($Wald=103,303$, $p < 0,001$) e Vel_V ($Wald=732,345$, $p < 0,001$), $Acel_{AP}$ ($Wald=435,807$, $p < 0,001$), $Acel_{ML}$ ($Wald=56,678$, $p < 0,001$) e $Acel_V$ ($Wald=933,678$, $p < 0,001$) e Des_{AP} ($Wald=107,290$, $p < 0,001$), Des_{ML} ($Wald=38,823$, $p = 0,01$) e Des_V ($Wald=827,332$, $p < 0,001$).

As condições a seio nu apresentaram diferenças significativas para as demais condições na maioria das variáveis cinemáticas, apresentando maiores valores de AMP, Vel, Acel e Des. As condições com *top* esportivo também apresentaram diferenças significativas quando comparadas às demais condições, apresentando os menores valores para as variáveis cinemáticas. Destaca-se que, considerando os valores, verificou-se que o *top* esportivo foi capaz de reduzir em 41,2% e 30,6% o deslocamento vertical da mama em relação à condição a seio nu e uso do sutiã tradicional, respectivamente. No entanto, não foram encontradas diferenças entre os calçados dentro de cada condição de suporte para os seios. Ainda, com o aumento da velocidade, foi verificado o aumento dos valores cinemáticos (Tabela 2).

Tabela 2 – Dados descritivos das variáveis cinemáticas dos seios, expressos em mediana e intervalo interquartil (1º / 3º).

VARIÁVEIS	SeioNu_Desc	SeioNu_Min	SeioNu_Trad	5km/hr			Top_Desc	Top_Min	Top_Trad
				Sut_Des	Sut_Min	Sut_Trad			
AMP - AP (cm)	3,76 (3,13/4,36)	3,98 (3,38/4,53)	3,92 (3,28/4,49)	3,00 (2,46/3,59)	2,92 (2,43/3,58) ^{abc}	3,17 (2,52/3,55) ^{abc}	2,59 (1,97/3,13) ^{abcdef}	2,62 (2,06/2,98) ^{abcdef}	2,69 (2,06/3,08) ^{abcdef}
AMP - ML (cm)	2,65 (2,20/3,22)	2,76 (1,97/3,26)	2,81 (2,01/3,49)	1,45 (1,08/2,32)	1,61 (1,13/2,01)	1,66 (1,15/2,04)	1,22 (0,94/1,61)	1,11 (0,86/1,53)	1,14 (0,93/1,55)
AMP - V (cm)	1,51 (1,16/2,03)	1,51 (1,22/2,05)	1,61 (1,28/2,09)	1,42 (1,12/1,89)	1,49 (1,16/2,04)	1,56 (1,25/2,02)	1,10 (0,87/1,54) ^{abcdef}	1,23 (0,91/1,69) ^{abcdef}	1,21 (0,90/1,57) ^{abcdef}
Vel - AP (m/s)	0,23 (0,20/0,27)	0,25 (0,22/0,29)	0,26 (0,21/0,30)	0,17 (0,13/0,20) ^{abc}	0,17 (0,14/0,22) ^{abc}	0,18 (0,15/0,21) ^{abc}	0,14 (0,12/0,17) ^{abcdef}	0,15 (0,12/0,18) ^{abcdef}	0,15 (0,12/0,18) ^{abcdef}
Vel - ML (m/s)	0,18 (0,13/0,23)	0,17 (0,13/0,24)	0,19 (0,13/0,26)	0,08 (0,06/0,11) ^{abc}	0,08 (0,06/0,10) ^{abc}	0,09 (0,06/0,11) ^{abc}	0,06 (0,05/0,07) ^{abcdef}	0,06 (0,05/0,07) ^{abcdef}	0,06 (0,05/0,07) ^{abcdef}
Vel - V (m/s)	0,12 (0,10/0,15)	0,13 (0,10/0,16)	0,14 (0,10/0,18)	0,11 (0,08/0,14)	0,11 (0,09/0,15)	0,12 (0,09/0,15)	0,09 (0,07/0,12) ^{abcdef}	0,09 (0,07/0,12) ^{abcdef}	0,09 (0,07/0,11) ^{abcdef}
Acel - AP (m/s ²)	2,38 (2,06/2,88)	2,54 (2,12/3,10)	2,64 (2,24/3,14)	1,37 (1,08/1,77) ^{bc}	1,62 (1,18/2,07) ^{abc}	1,53 (1,23/1,94) ^{abc}	1,12 (0,85/1,49) ^{abcdef}	1,21 (0,96/1,53) ^{abcdef}	1,21 (0,99/1,59) ^{abcdef}
Acel - ML (m/s ²)	2,02 (1,43/2,71)	2,05 (1,48/2,87)	2,27 (1,50/3,27)	0,86 (0,68/1,14) ^{abc}	0,91 (0,67/1,18) ^{abc}	0,88 (0,67/1,23) ^{abc}	0,58 (0,47/0,70) ^{abcdef}	0,59 (0,46/0,73) ^{abcdef}	0,60 (0,50/0,75) ^{abcdef}
Acel - V (m/s ²)	1,44 (1,20/1,73)	1,61 (1,26/1,96)	1,52 (1,19/1,91)	1,69 (1,34/2,07)	1,61 (1,21/1,98)	1,72 (1,30/2,06)	1,06 (0,84/1,46) ^{abcdef}	1,09 (0,79/1,49) ^{abcdef}	1,02 (0,82/1,42) ^{abcdef}
Des - AP (m/s ²)	-3,32 (-3,93/-2,92)	-3,36 (-3,95/-2,95)	-3,45 (-4,15/-3,00)	-2,11 (-2,45/-1,66) ^{abc}	-2,06 (-2,57/-1,73) ^{abc}	-2,18 (-2,62/-1,79) ^{abc}	-1,82 (-2,15/-1,45) ^{abcdef}	-1,77 (-2,14/-1,39) ^{abcdef}	-1,75 (-2,19/-1,44) ^{abcdef}
Des - ML (m/s ²)	-2,61 (-3,31/-1,85)	-2,37 (-3,43/-1,72)	-2,57 (-3,79/-1,77)	-0,96 (-1,30/-0,67) ^{abc}	-0,96 (-1,17/-0,70) ^{abc}	-0,99 (-1,23/-0,72) ^{abc}	-0,64 (-0,83/-0,50) ^{abcdef}	-0,61 (-0,75/-0,48) ^{abcdef}	-0,64 (-0,79/-0,51) ^{abcdef}
Des - V (m/s ²)	-1,79 (-2,15/-1,27)	-1,71 (-2,35/-1,33)	-1,85 (-2,39/-1,33)	-1,61 (-2,14/-1,24)	-1,52 (-1,98/-1,18)	-1,72 (-2,20/-1,24)	-1,24 (-1,65/-0,89) ^{abcdef}	-1,12 (-1,67/-0,80) ^{abcdef}	-1,12 (-1,41/-0,83) ^{abcdef}

Diferença (P<0,05) entre as condições, sendo a: SeioNu_Desc; b: SeioNu_Min; c: SeioNu_Trad; d: Sut_Desc; e: Sut_Min; f: Sut_Trad; g: Top_Desc, h: Top_Min. As células em destaque representam os menores resultados, para cada variável.

Tabela 2 – Dados descritivos das variáveis cinemáticas dos seios, expressos em mediana e intervalo interquartil (1º / 3º) - continuação.

VARIÁVEIS	SeioNu_Desc	SeioNu_Min	SeioNu_Trad	7km/hr					
				Sut_Des	Sut_Min	Sut_Trad	Top_Des	Top_Min	Top_Trad
AMP - AP (cm)	5,01 (3,83/6,20)*	5,28 (4,49/6,11)*	5,16 (4,10/6,37)*	3,91 (3,29/4,66)*abc	4,01 (3,36/4,80)*abc	3,88 (3,11/4,77)*abc	3,51 (2,89/4,13)*abcde	3,55 (2,95/4,44)*abc	3,60*abc (3,10/4,56)
AMP - ML (cm)	3,92 (3,21/5,05)	4,00 (3,27/5,05)	3,85 (2,94/5,08)	2,50 (1,69/3,31)	2,26 (1,65/3,34)	2,42 (1,88/3,32)	1,88 (1,45/2,45)	1,97 (1,47/2,44)	1,84 (1,34/0,02)
AMP - V (cm)	5,37 (4,47/6,71)*	5,45 (4,72/6,67)*	5,45 (4,43/7,03)*	4,63 (3,79/5,87)*abc	4,85 (3,76/5,71)*bc	4,66 (3,86/5,67)*abc	3,40 (2,81/4,06)*abcdef	3,36 (2,83/4,10)*abcdef	3,38 (2,72/0,04)*abcdef
Vel - AP (m/s)	0,36 (0,27/0,47)*	0,38 (0,32/0,46)*	0,40 (0,31/0,47)*	0,29 (0,25/0,36)*abc	0,29 (0,24/0,36)*abc	0,28 (0,23/0,35)*abc	0,26 (0,22/0,32)*abcd	0,25 (0,21/0,33)*abcd	0,26 (0,23/0,33)*abc
Vel - ML (m/s)	0,28 (0,21/0,35)*	0,28 (0,20/0,35)*	0,26 (0,20/0,35)*	0,15 (0,12/0,19)*abc	0,15 (0,11/0,18)*abc	0,15 (0,12/0,18)*abc	0,11 (0,09/0,14)*abcdef	0,12 (0,09/0,14)*abcdef	0,11 (0,09/0,15)*abcd
Vel - V (m/s)	0,45 (0,37/0,57)*	0,47 (0,39/0,60)*	0,46 (0,38/0,60)*	0,42 (0,33/0,51)*bc	0,43 (0,32/0,51)*abc	0,40 (0,31/0,48)*abc	0,31 (0,25/0,35)*abcdef	0,30 (0,24/0,35)*abcdef	0,28 (0,22/0,34)*abcdef
Acel - AP (m/s ²)	4,29 (3,17/5,82)*	4,68 (3,91/5,78)*	4,86 (3,74/6,09)*	3,74 (3,07/4,85)*bc	3,66 (2,92/4,59)*bc	3,59 (2,82/4,53)*abc	3,35 (2,77/4,43)*abce	3,43 (2,60/4,38)*abce	3,38 (2,81/4,39)*abc
Acel - ML (m/s ²)	3,11 (2,28/3,91)*	2,88 (2,16/3,96)*	2,96 (2,05/3,95)*	1,46 (1,10/2,22)*abc	1,25 (0,94/1,78)*abc	1,39 (1,06/2,01)*abc	1,04 (0,72/1,58)*abcd	1,13 (0,82/1,62)*abcd	1,20 (0,86/1,55)*abc
Acel - V (m/s ²)	6,52 (5,53/7,81)*	6,66 (5,35/8,49)*	6,70 (5,35/8,45)*	5,56 (4,56/6,77)*abc	5,67 (4,37/7,08)*abc	5,68 (4,47/6,46)*abc	3,95 (3,11/4,63)*abcde	4,01 (3,33/4,60)*abcdef	3,77 (3,13/4,61)*abcdef
Des - AP (m/s ²)	-4,45 (-5,75/-3,51)*	-4,91 (-5,98/-4,00)*	-4,92 (-5,96/-3,89)*	-4,04 (-4,71/-3,21)*c	-3,90 (-4,53/-3,04)*abc	-3,75 (-4,60/-2,75)*abc	-3,47 (-4,41/-2,89)*abc	-3,52 (-4,32/-2,80)*abcd	-3,62 (-4,23/-2,78)*abc
Des - ML (m/s ²)	-3,93 (-4,76/-2,65)*	-3,63 (-4,94/-2,33)*	-3,54 (-5,02/-2,34)*	-1,82 (-2,39/-1,39)*	-1,88 (-2,35/-1,32)*abc	-1,72 (-2,20/-1,29)*abc	-1,26 (-1,71/-0,97)*abcde	-1,27 (-1,73/-0,95)*abcdef	-1,44 (-1,89/-1,04)*abcd
Des - V (m/s ²)	-7,66 (-9,58/-6,38)*	-8,10 (-10,16/-6,58)*	-8,27 (-10,50/-6,36)*	-6,74 (-8,58/-5,30)*	-6,80 (-9,02/-5,05)*abc	-6,72 (-8,39/-5,35)*abc	-4,73 (-6,01/-3,56)*abcdef	-4,69 (-5,81/-3,84)*abcdef	-4,50 (-5,76/-3,51)*abcdef

* Diferente de 5km/h (P<0,05) na mesma condição. Diferença (P<0,05) entre as condições, sendo a: SeioNu_Desc; b: SeioNu_Min; c: SeioNu_Trad; d: Sut_Desc; e: Sut_Min; f: Sut_Trad; g: Top_Desc, h: Top_Min. As células em destaque representam os menores resultados, para cada variável.

Tabela 2 – Dados descritivos das variáveis cinemáticas dos seios, expressos em mediana e intervalo interquartil (1º / 3º) - continuação.

VARIÁVEIS	10km/hr								
	SeioNu_Desc	SeioNu_Min	SeioNu_Trad	Sut_Des	Sut_Min	Sut_Trad	Top_Des	Top_Min	Top_Trad
AMP - AP (cm)	5,54 (4,58/6,71)**	6,29 (5,42/7,04)**a	6,05 (5,14/7,09)**	4,83 (4,07/5,90)**abc	4,74 (3,84/5,77)**abc	4,72 (3,93/5,65)**abc	4,30 (3,71/5,04)**abcde	4,21 (3,62/5,03)**abc	4,49 (3,85/5,31)**abc
AMP - ML (cm)	4,64 (3,75/5,93)	4,72 (4,11/5,66)	4,80 (3,87/5,59)	2,75 (2,05/3,62)	2,77 (2,19/3,54)	2,53 (2,01/3,55)	2,23 (1,89/2,72)	2,20 (1,75/2,70)	2,11 (1,79/2,75)
AMP - V (cm)	6,36 (5,80/8,19)**	6,87 (5,51/8,96)**	6,81 (5,78/8,41)**	5,89 (4,86/7,10)**bc	5,58 (4,53/7,12)**abc	5,70 (4,45/7,29)**bc	4,20 (3,42/5,15)**abcdef	3,89 (3,24/4,94)**abcdef	3,91 (3,30/4,74)**abcdef
Vel - AP (m/s)	0,43 (0,35/0,54)**	0,49 (0,41/0,56)**	0,47 (0,38/0,55)**	0,39 (0,32/0,47)**bc	0,37 (0,30/0,46)**abc	0,39 (0,30/0,46)**abc	0,33 (0,28/0,39)**abcdef	0,32 (0,28/0,39)**abcdf	0,35 (0,30/0,42)**abc
Vel - ML (m/s)	0,33 (0,27/0,41)**	0,35 (0,28/0,40)**	0,33 (0,25/0,41)*	0,18 (0,13/0,21)*abc	0,18 (0,14/0,21)*abc	0,16 (0,13/0,20)*abc	0,14 (0,12/0,17)*abcdef	0,14 (0,11/0,16)*abcdef	0,13 (0,12/0,16)*abcdef
Vel - V (m/s)	0,62 (0,51/0,75)**	0,63 (0,47/0,79)**	0,64 (0,49/0,75)**	0,55 (0,48/0,67)**	0,54 (0,42/0,64)**abc	0,54 (0,42/0,64)**abc	0,41 (0,36/0,49)**abcdef	0,37 (0,31/0,46)**abcdef	0,37 (0,31/0,46)**abcdef
Acel - AP (m/s ²)	5,57 (4,47/7,44)**	6,55 (5,52/7,65)**	6,19 (4,93/7,33)**	6,03 (4,36/7,07)**bc	5,05 (4,25/6,60)**bc	5,40 (3,95/7,07)**bc	4,71 (3,78/5,67)**abcdf	4,45 (3,84/5,39)**abcdf	4,86 (4,30/5,83)**abcd
Acel - ML (m/s ²)	3,40 (2,74/4,45)*	3,78 (2,90/4,83)*	3,49 (2,59/4,40)*	1,95 (1,42/2,43)*	1,89 (1,43/2,43)**	1,74 (1,37/2,21)*	1,59 (1,21/1,93)**abcde	1,55 (1,17/1,95)**abcde	1,51 (1,25/1,84)*abcdef
Acel - V (m/s ²)	8,39 (7,11/10,27)**	8,28 (6,29/10,91)**	8,93 (6,56/10,51)**	7,57 (6,51/9,10)**a	7,32 (5,62/9,15)**abc	7,12 (5,98/8,82)**abc	5,58 (4,86/6,41)**abcde	5,02 (4,38/6,23)**abcdef	5,12 (4,36/5,86)**abcdef
Des - AP (m/s ²)	-5,39 (-6,86/-4,46)**	-6,38 (-7,58/-5,18)**a	-6,10 (-7,30/-4,84)**	-5,08 (-6,42/-4,32)**bc	-5,06 (-6,26/-4,05)**bc	-5,22 (-6,18/-4,03)**bc	-4,58 (-5,36/-3,77)**abcd	-4,48 (-5,29/-3,89)**abcd	-4,93 (-5,98/-4,12)**bc
Des - ML (m/s ²)	-4,14 (-5,44/-3,27)*	-4,38 (-5,31/-2,97)*	-4,00 (-5,41/-2,80)*	-1,89 (-2,38/-1,33)*abc	-1,94 (-2,47/-1,50)*abc	-1,86 (-2,33/-1,46)*abc	-1,50 (-2,04/-1,21)*abce	-1,48 (-2,08/-1,17)*abce	-1,52 (-2,04/-1,18)*abcef
Des - V (m/s ²)	-9,36 (-12,16/-8,36)**	-9,75 (-13,30/-8,02)**	-9,97 (-12,97/-8,23)**	-8,86 (-11,23/-7,33)**	-8,38 (-11,69/-6,48)**abc	-8,69 (-11,41/-6,46)**abc	-6,49 (-7,61/-5,28)**abcdef	-5,87 (-7,70/-5,03)**abcdef	-6,09 (-7,63/-5,01)**abcdef

* Diferente de 5km/h (P<0,05) na mesma condição. # Diferente de 7km/h (P<0,05) na mesma condição. Diferença (P<0,05) entre as condições, sendo a: SeioNu_Desc; b: SeioNu_Min; c: SeioNu_Trad; d: Sut_Desc; e: Sut_Min; f: Sut_Trad; g: Top_Desc; h: Top_Min. As células em destaque representam os menores resultados, para cada variável.

Os resultados de curvatura da coluna vertebral são apresentados nos planos frontal e sagital. No plano frontal foi verificado efeito principal na condição de suporte nas variáveis curvatura neutra lombar ($Wald=35,183$, $p<0,001$) e curvatura máxima lombar no contato do pé com o solo ($Wald=27,560$, $p<0,001$) com maior valor para seio nu comparada a sutiã e *top*. A curvatura máxima torácica no contato do pé com o solo ($Wald=77,491$, $p<0,001$) apresentou maior valor para as condições a seio nu comparado a sutiã e *top*, e maior valor para a condição com sutiã comparado ao *top*. A curvatura máxima lombar durante o ciclo ($Wald=11,609$, $p=0,003$), apresentou efeito principal de suporte com maior valor para a condição a seio nu comparada ao *top*. Também foi verificado efeito principal de suporte em curvatura máxima torácica durante o ciclo ($Wald=25,217$, $p<0,001$), com menor valor para a condição seio nu comparado ao sutiã e *top*. A variabilidade torácica ($Wald=142,942$, $p<0,001$) apresentou menor valor para a condição a seio nu comparada a sutiã e *top*, e maior valor para sutiã comparado a *top*. Variabilidade lombar ($Wald=439,442$, $p<0,001$), apresentou menor valor para condição seio nu comparada a sutiã e *top*, e menor valor para sutiã comparado a *top*.

Curvatura máxima torácica no contato ($Wald=16,276$, $p<0,001$) e variabilidade torácica ($Wald=17,793$, $p<0,001$) apresentaram efeito principal na condição de calçado. Essas variáveis apresentaram maior valor para a condição descalça quando comparada a minimalista e tradicional. A variável curvatura máxima torácica no ciclo ($Wald=15,466$, $p<0,001$) também apresentou efeito principal de calçado, com maior valor para condição descalça comparado a minimalista. As variáveis curvatura neutra torácica ($Wald=32,498$, $p<0,001$), curvatura máxima torácica no contato ($Wald=316,694$, $p<0,001$) e curvatura máxima lombar no contato ($Wald=72,992$, $p<0,001$) apresentaram efeito principal de velocidade com menor valor a 5 km/h quando comparado a 7 e 10 km/h. Curvatura neutra lombar ($Wald=6,806$, $p=0,003$), apresentou menor valor a 5 km/h comparado a 10 km/h. As variáveis curvatura máxima torácica no ciclo ($Wald=677,67$, $p<0,001$), curvatura máxima lombar no ciclo ($Wald=323,540$, $p<0,001$), variabilidade torácica ($Wald=1272,451$, $p<0,001$) e variabilidade lombar ($Wald=1896,584$, $p<0,001$) também apresentaram efeito principal de velocidade com menor valor a 5 km/h quando comparado a 7 e 10 km/h, e menor valor a 7 km/h comparado a 10 km/h.

No plano sagital, os resultados demonstraram efeito principal na condição de suporte para as variáveis curvatura máxima torácica no ciclo ($Wald=7,201$, $p=0,02$)

com menor valor a seio nu comparado ao *top*. A curvatura máxima torácica no contato ($Wald=11,904$, $p=0,003$) apresentou menor valor a seio nu comparado ao sutiã e *top*. Já a variabilidade torácica ($Wald=66,759$, $p<0,001$) apresentou menor valor a seio nu comparado a sutiã e *top*, e menor valor na condição com sutiã comparado a *top*. Ainda, foi verificado efeito principal na condição calçado para as variáveis curvatura neutra lombar ($Wald=24,420$, $p<0,001$), curvatura máxima lombar no ciclo ($Wald=17,178$, $p<0,001$) e curvatura máxima lombar no contato do pé com o solo ($Wald=19,408$, $p<0,001$) com maior valor na condição descalça comparada às outras condições. Tanto a variabilidade torácica ($Wald=6,567$, $p=0,03$) e variabilidade lombar ($Wald=7,150$, $p=0,02$) apresentaram maior valor na condição descalça comparada à condição com tênis minimalista.

As variáveis curvatura neutra torácica ($Wald=32,498$, $p<0,001$), curvatura neutra lombar ($Wald=6,806$, $p=0,003$), curvatura máxima torácica no contato ($Wald=113,635$, $p<0,001$) e curvatura máxima lombar no contato ($Wald=27,177$, $p<0,001$) apresentaram efeito principal de velocidade, com maior valor a 5 km/h comparado a 7 e 10 km/h. Variabilidade torácica ($Wald=2179,265$, $p=0,005$) e variabilidade lombar ($Wald=3258,760$, $p<0,001$) apresentaram menor valor a 5 km/h comparado a 7 km/h e 10 km/h, e menor valor a 7 km/h comparado a 10 km/h. Também foi verificado efeito principal de velocidade na variável curvatura máxima lombar no ciclo ($Wald=24,733$, $p<0,001$) com maior valor a 10km/h comparada às outras velocidades. Não houve interação entre suporte, calçado e velocidade nas variáveis nos planos frontal e sagital (Tabela 3, Tabela 4).

Tabela 3 - Dados descritivos de curvatura da coluna geométrica (m^{-1}) no plano sagital, expressos em mediana e intervalo interquartil ($1^{\circ} / 3^{\circ}$).

VARIÁVEIS	5 km/h								
	SeioNu_Desc	SeioNu_Min	SeioNu_Trad	Sut_Desc	Sut_Min	Sut_Trad	Top_Desc	Top_Min	Top_Trad
CN Torácica	3,55 (3,10/4,02)	3,50 (3,13/4,05)	3,37 (3,07/4,13)	3,55 (3,21/4,28)	3,54 (3,17/4,11)	3,64 (3,10/4,15)	3,53 (2,99/4,41)	3,48 (2,90/4,37)	3,45 (2,87/4,48)
CN Lombar	-7,64 (-10,5/-4,6)	-7,41 (-10,3/-4,47)	-7,05 (-9,70/-3,89)	-8,29 (-10,4/-4,59)	-6,94 (-9,67/-4,27)	-7,19 (-9,81/-4,30)	-8,11 (-9,86/-4,64)	-7,14 (-9,42/-4,23)	-6,69 (-9,51/-3,85)
Cm Torácica	4,30 (3,89/4,78)	4,22 (3,92/4,69)	4,16 (3,84/4,87)	4,43 (4,01/5,00)	4,34 (3,95/4,87)	4,42 (3,87/4,88)	4,39 (3,90/4,98)	4,25 (3,69/4,88)	4,30 (3,76/5,05)
Cm Lombar	-9,20 (-12,7/-6,34)	-9,10 (-12,2/-5,84)	-8,85 (-11,4/-5,66)	-9,61 (-12,4/-6,13)	-8,78 (-11,6/-5,73)	-9,00 (-11,6/-5,74)	-9,90 (-11,7/-6,15)	-8,82 (-10,8/-5,53)	-8,55 (-10,6/-5,34)
Cmc Torácica	3,68 (3,19/4,13)	3,64 (3,16/4,15)	3,52 (3,12/4,29)	3,69 (3,23/4,43)	3,73 (3,27/4,27)	3,77 (3,20/4,33)	3,72 (3,12/4,42)	3,63 (3,07/4,33)	3,64 (3,03/4,63)
Cmc Lombar	-7,62 (-11,0/-4,54)	-6,91 (-10,5/-4,38)	-7,00 (-9,80/-4,12)	-8,22 (-10,8/-4,63)	-7,10 (-10,1/-4,45)	-6,71 (-10,5/-4,54)	-7,81 (-10,6/-4,60)	-6,87 (-9,85/-4,31)	-6,64 (-9,52/-4,15)
Var. Torácica	0,27 (0,22/0,32)	0,25 (0,22/0,30)	0,25 (0,22/0,30)	0,28 (0,24/0,32)	0,27 (0,22/0,31)	0,27 (0,22/0,31)	0,26 (0,24/0,32)	0,26 (0,22/0,31)	0,26 (0,23/0,32)
Var. Lombar	0,40 (0,36/0,51)	0,41 (0,35/0,47)	0,40 (0,37/0,50)	0,44 (0,38/0,52)	0,42 (0,37/0,51)	0,43 (0,36/0,51)	0,42 (0,37/0,54)	0,41 (0,36/0,50)	0,43 (0,36/0,52)
7 km/h									
CN Torácica	3,24 (2,92/3,82)	3,19 (2,94/3,80)	3,19 (2,96/3,84)	3,26 (2,78/4,04)	3,31 (2,80/3,92)	3,31 (2,92/3,94)	3,24 (2,64/4,45)	3,17 (2,74/4,25)	3,27 (2,59/4,34)
CN Lombar	-6,33 (-9,66/-3,90)	-6,02 (-8,81/-4,11)	-6,42 (-8,73/-3,71)	-6,69 (-9,47/-3,88)	-6,24 (-8,77/-3,68)	-6,10 (-8,91 -4,02)	-6,47 (-9,04/-3,95)	-6,01 (-8,59/-3,99)	-5,91 (-8,18/-3,64)
Cm Torácica	4,09 (3,81/4,70)	4,13 (3,72/4,77)	4,21 (3,80/4,92)	4,22 (3,71/4,99)	4,21 (3,76/4,86)	4,26 (3,88/4,91)	4,20 (3,60/5,34)	4,09 (3,71/5,35)	4,22 (3,66/5,28)
Cm Lombar	-8,58 (-12,4/-6,06)	-8,07 (-11,6/-5,57)	-8,30 (-11,6/-5,85)	-8,55 (-12,1/-6,15)	-8,43 (-11,7/-6,00)	-8,13 (-11,3/-5,96)	-8,87 (-11,9/-5,75)	-8,22 (-11,6/-5,81)	-7,81 (-11,1/-5,31)
Cmc Torácica	3,06 (2,68/3,99)	3,15 (2,71/3,86)	3,11 (2,63/3,94)	3,26 (2,65/4,38)	3,28 (2,76/4,20)	3,24 (2,71/4,17)	3,15 (2,55/4,48)	3,28 (2,73/4,49)	3,22 (2,73/4,45)
Cmc Lombar	-6,25 (-10,2/-3,32)	-6,10 (-9,83/-3,31)	-6,46 (-9,41/-3,58)	-6,63 (-9,83/-3,50)	-6,03 (-9,65/-3,50)	-6,09 (-8,82/-3,56)	-6,51 (-10,1/-3,54)	-6,29 (-9,69/-3,89)	-5,87 (-9,08/-3,68)
Var. Torácica	0,35 (0,30/0,40)	0,32 (0,28/0,42)	0,34 (0,29/0,42)	0,36 (0,29/0,44)	0,35 (0,29/0,44)	0,36 (0,30/0,44)	0,37 (0,31/0,47)	0,37 (0,31/0,44)	0,39 (0,31/0,46)
Var. Lombar	0,63 (0,48/0,81)	0,59 (0,45/0,91)	0,61 (0,44/0,92)	0,63 (0,46/0,90)	0,64 (0,48/1,04)	0,64 (0,49/0,93)	0,66 (0,49/0,92)	0,63 (0,49/0,96)	0,61 (0,50/0,95)
10 km/h									
CN Torácica	3,18 (2,93/3,96)	3,17 (2,84/3,83)	3,12 (2,86/3,92)	3,19 (2,85/4,19)	3,25 (2,87/4,07)	3,10 (2,77/3,98)	3,12 (2,62/4,55)	3,19 (2,76/4,37)	3,14 (2,61/4,37)
CN Lombar	-6,97 (-9,82/-4,45)	-6,35 (-9,38/-4,48)	-6,32 (-9,31/-4,32)	-6,89 (-9,79/-4,45)	-6,22 (-9,35/-4,04)	-6,19 (-9,01/-3,94)	-6,96 (-9,88/-4,17)	-6,17 (-8,72/-4,22)	-6,22 (-8,83/-3,79)
Cm Torácica	4,16 (3,87/4,96)	4,16 (3,78/4,81)	4,17 (3,69/4,93)	4,22 (3,65/5,07)	4,33 (3,77/4,98)	4,19 (3,68/5,05)	4,27 (3,51/5,40)	4,12 (3,76/5,30)	4,20 (3,58/5,43)
Cm Lombar	-9,55 (-12,7/-6,34)	-8,56 (-12,9/-6,30)	-8,78 (-12,9/-7,10)	-9,34 (-12,6/-6,65)	-8,71 (-12,4/-5,83)	-8,64 (-12,4/-5,90)	-9,46 (-13,3/-6,31)	-8,68 (-12,7/-6,31)	-8,63 (-12,3/-6,16)
Cmc Torácica	3,09 (2,74/4,10)	3,08 (2,74/3,84)	3,02 (2,70/3,98)	3,20 (2,85/4,33)	3,13 (2,84/4,36)	3,07 (2,67/4,29)	3,18 (2,68/4,64)	3,24 (2,66/4,56)	3,12 (2,64/4,47)
Cmc Lombar	-6,26 (-10,9/-3,32)	-5,79 (-10,2/-3,68)	-6,13 (-9,61/-3,61)	-6,94 (-10,3/-3,91)	-5,83 (-10,0/-3,41)	-5,86 (-9,82/-3,22)	-6,89 (-11,0/-3,86)	-6,29 (-10,1/-3,70)	-5,84 (-9,72/-3,68)
Var. Torácica	0,38 (0,31/0,46)	0,38 (0,30/0,47)	0,40 (0,31/0,46)	0,39 (0,32/0,49)	0,39 (0,29/0,47)	0,39 (0,32/0,48)	0,42 (0,34/0,52)	0,41 (0,33/0,49)	0,41 (0,33/0,53)
Var. Lombar	0,71 (0,57/1,00)	0,67 (0,53/1,10)	0,70 (0,55/1,09)	0,71 (0,56/1,16)	0,68 (0,51/1,18)	0,73 (0,53/1,16)	0,70 (0,55/1,12)	0,71 (0,55/1,10)	0,72 (0,56/1,12)

Legenda: CN: Curva neutra, Cm: Curvatura máxima, Cmc: Curvatura máxima no momento do contato, Var.: Variabilidade.

Tabela 4 - Dados descritivos de curvatura da coluna geométrica (m⁻¹) no plano frontal, expressos em mediana e intervalo interquartil (1^o / 3^o).

VARIÁVEIS	5 km/h								
	SeioNu_Desc	SeioNu_Min	SeioNu_Trad	Sut_Desc	Sut_Min	Sut_Trad	Top_Desc	Top_Min	Top_Trad
CN Torácica	1,48 (1,07/1,87)	1,49 (1,07/1,73)	1,52 (1,10/1,79)	1,47 (1,14/1,82)	1,44 (1,16/1,68)	1,53 (1,19/1,80)	1,57 (1,13/1,87)	1,51 (1,12/1,82)	1,45 (1,14/1,82)
CN Lombar	1,90 (1,14/2,67)	1,81 (1,01/2,90)	1,81 (1,23/2,70)	1,76 (1,15/2,48)	1,70 (1,00/2,38)	1,91 (1,14/2,66)	1,70 (1,00/2,33)	1,55 (1,01/2,29)	1,59 (1,20/2,43)
Cm Torácica	2,58 (2,16/2,93)	2,44 (2,07/2,72)	2,52 (2,07/2,75)	2,61 (2,37/3,18)	2,47 (2,08/2,77)	2,52 (2,23/2,83)	2,64 (2,22/3,25)	2,48 (2,04/3,06)	2,60 (2,19/3,17)
Cm Lombar	3,63 (2,30/4,31)	3,67 (2,43/4,49)	3,70 (2,26/4,52)	3,68 (2,79/4,37)	3,55 (2,69/4,42)	3,76 (2,68/4,45)	3,66 (2,70/4,50)	3,79 (2,54/4,44)	3,71 (2,64/4,50)
Cmc Torácica	2,13 (1,32/2,49)	1,90 (1,32/2,30)	1,81 (1,26/2,31)	1,79 (1,26/2,37)	1,66 (1,20/2,18)	1,82 (1,22/2,27)	1,63 (1,29/2,10)	1,57 (1,19/1,90)	1,74 (1,15/2,01)
Cmc Lombar	1,91 (1,10/2,88)	2,11 (1,24/3,07)	2,06 (1,16/3,11)	2,10 (1,36/2,61)	2,00 (1,42/2,53)	2,23 (1,57/2,72)	1,93 (1,44/2,73)	1,69 (1,14/2,82)	1,87 (1,45/2,75)
Var. Torácica	0,44 (0,38/0,55)	0,40 (0,35/0,49)	0,40 (0,33/0,55)	0,52 (0,39/0,65)	0,48 (0,32/0,59)	0,48 (0,37/0,58)	0,49 (0,36/0,57)	0,44 (0,34/0,53)	0,41 (0,36/0,54)
Var. Lombar	0,49 (0,42/0,57)	0,48 (0,39/0,57)	0,48 (0,40/0,58)	0,57 (0,47/0,74)	0,55 (0,45/0,69)	0,53 (0,44/0,68)	0,65 (0,53/0,73)	0,58 (0,48/0,72)	0,59 (0,47/0,75)
7 km/h									
CN Torácica	1,65 (1,16/1,89)	1,59 (1,21/1,94)	1,58 (1,21/1,91)	1,51 (1,29/1,82)	1,55 (1,29/1,83)	1,54 (1,25/1,81)	1,69 (1,09/1,97)	1,57 (1,18/1,90)	1,66 (1,26/1,97)
CN Lombar	1,92 (1,22/2,82)	1,90 (1,08/2,77)	1,93 (1,00/2,85)	1,91 (1,05/2,40)	1,87 (1,04/2,69)	1,88 (1,21/2,41)	1,64 (1,14/2,58)	1,62 (1,08/2,56)	1,77 (1,33/2,83)
Cm Torácica	3,09 (2,54/3,52)	3,04 (2,26/3,48)	2,98 (2,22/3,40)	3,02 (2,42/3,45)	2,94 (2,34/3,28)	2,82 (2,37/3,44)	3,04 (2,48/3,68)	2,79 (2,48/3,55)	3,04 (2,48/3,58)
Cm Lombar	3,88 (3,17/4,84)	3,99 (3,20/4,95)	4,29 (3,21/5,08)	4,28 (3,38/5,02)	4,20 (3,11/5,19)	4,33 (3,38/4,98)	4,14 (3,26/5,02)	4,15 (3,24/4,89)	4,30 (3,33/4,97)
Cmc Torácica	2,42 (1,66/2,90)	2,18 (1,67/2,95)	2,14 (1,62/2,80)	2,19 (1,70/2,71)	2,12 (1,66/2,50)	2,07 (1,64/2,55)	2,02 (1,61/2,38)	1,99 (1,43/2,29)	1,97 (1,66/2,33)
Cmc Lombar	2,47 (1,54/4,07)	2,53 (1,21/3,84)	2,60 (1,29/4,14)	2,47 (1,20/4,26)	2,26 (1,34/3,41)	2,54 (1,30/3,85)	2,30 (1,56/3,31)	2,37 (1,55/3,23)	2,16 (1,56/3,09)
Var. Torácica	0,60 (0,47/0,67)	0,54 (0,47/0,62)	0,56 (0,47/0,62)	0,61 (0,50/0,76)	0,60 (0,49/0,69)	0,61 (0,51/0,70)	0,60 (0,49/0,72)	0,55 (0,46/0,66)	0,55 (0,49/0,67)
Var. Lombar	0,62 (0,49/0,75)	0,60 (0,51/0,77)	0,59 (0,52/0,84)	0,69 (0,57/0,93)	0,68 (0,58/0,86)	0,67 (0,59/0,90)	0,80 (0,65/1,00)	0,80 (0,67/1,01)	0,77 (0,67/1,00)
10 km/h									
CN Torácica	1,63 (1,19/1,98)	1,62 (1,27/1,90)	1,59 (1,25/1,93)	1,46 (1,25/1,84)	1,56 (1,29/1,80)	1,60 (1,28/1,79)	1,73 (1,08/1,96)	1,65 (1,05/1,96)	1,59 (1,16/1,82)
CN Lombar	1,90 (1,20/2,68)	1,86 (1,13/2,76)	1,91 (1,13/2,95)	1,77 (1,06/2,38)	1,89 (1,10/2,49)	1,85 (1,14/2,37)	1,75 (1,20/2,31)	1,58 (1,17/2,41)	1,84 (1,19/2,85)
Cm Torácica	3,43 (2,62/3,81)	3,28 (2,43/3,87)	3,23 (2,60/3,77)	3,25 (2,59/3,75)	3,19 (2,64/3,75)	3,15 (2,64/3,64)	3,15 (2,67/3,95)	3,13 (2,73/3,82)	3,15 (2,71/3,68)
Cm Lombar	4,75 (3,47/5,65)	4,69 (3,59/5,73)	4,97 (3,58/5,81)	4,51 (3,63/5,79)	4,66 (3,57/5,91)	4,59 (3,84/5,65)	4,71 (3,62/5,53)	4,86 (3,58/5,68)	4,71 (3,72/5,57)
Cmc Torácica	2,41 (1,84/3,06)	2,20 (1,55/3,12)	2,24 (1,53/3,04)	2,34 (1,78/2,79)	2,15 (1,53/2,67)	2,08 (1,67/2,61)	2,01 (1,68/2,40)	2,05 (1,76/2,50)	1,95 (1,60/2,36)
Cmc Lombar	2,40 (1,59/4,39)	2,38 (1,34/3,93)	2,53 (1,46/3,79)	2,42 (1,46/3,99)	2,28 (1,37/3,93)	2,39 (1,29/3,68)	2,24 (1,65/3,15)	2,31 (1,69/3,55)	2,20 (1,77/3,14)
Var. Torácica	0,64 (0,54/0,74)	0,66 (0,53/0,74)	0,64 (0,55/0,74)	0,73 (0,59/0,87)	0,70 (0,57/0,84)	0,71 (0,60/0,86)	0,67 (0,54/0,80)	0,66 (0,54/0,79)	0,66 (0,53/0,79)
Var. Lombar	0,72 (0,60/0,94)	0,74 (0,65/1,02)	0,79 (0,65/1,00)	0,82 (0,69/1,06)	0,86 (0,66/1,07)	0,81 (0,71/1,13)	0,92 (0,77/1,18)	0,89 (0,75/1,25)	0,91 (0,76/1,19)

Legenda: CN: Curva neutra, Cm: Curvatura máxima, Cmc: Curvatura máxima no momento do contato, Var.: Variabilidade.

4.3 DISCUSSÃO

O presente estudo analisou a influência de diferentes materiais esportivos sobre a postura vertebral e a cinemática dos seios durante a corrida. Foram utilizados três suportes de seios e três condições de calçados diferentes, avaliados durante a caminhada a 5 km/h e corrida a 7 e 10 km/h. De uma maneira geral, os resultados sugerem que o suporte para os seios representa um papel importante na diminuição do movimento das mamas durante a corrida, sendo o *top* esportivo o suporte mais adequado. Ainda, os resultados demonstraram que o calçado esportivo não se apresenta como um fator que contribuiu para a diminuição do movimento dos seios na corrida. Por fim, foi verificado que, individualmente, o calçado e o *top* esportivo foram responsáveis por alterações na postura vertebral.

As condições com *top* esportivo apresentaram valores significativamente menores quando comparadas às demais condições de suporte (redução de 41,2% e 30,6% em relação à condição seio nu e uso do sutiã tradicional, respectivamente). Estes achados corroboram os estudos prévios que relataram o benefício do sutiã de encapsulamento para a redução do movimento dos seios e verificaram que, em comparação com a condição sem sutiã, os sutiãs esportivos de compressão e encapsulamento reduziram significativamente o movimento da mama em 51% e 59%, respectivamente. Já para o sutiã cotidiano, a literatura reporta uma redução do movimento dos seios em 37% em comparação à condição a seio nu (SCURR; WHITE; HEDGER, 2011).

Essa diminuição das variáveis cinemáticas com o *top* esportivo pode ser explicada pelo apoio externo proporcionado aos seios (MCGHEE et al., 2013; RISIUS et al., 2017). Este apoio pode gerar uma estabilização ao pressionar os seios contra a parede torácica, de modo que ocorreria a redução da distância do centro da massa mamária até a parede torácica e, conseqüentemente, minimizaria o momento de força e a aceleração do movimento dos seios e, por meio disso, restringiria o deslocamento relativo entre os tecidos mamários e os músculos do tórax (ZHOU; YU; NG, 2013). Portanto, a hipótese de que com o aumento do suporte haveria uma diminuição das variáveis cinemáticas foi aceita.

A intensidade do exercício foi previamente relatada como um fator que afeta o movimento vertical dos seios, sendo relatado aumentos significativos no deslocamento dos seios da caminhada (a 5 km/h) para a corrida (a 10 km/h) em

estudos prévios (MASON; PAGE; FALLON, 1999; SCURR; WHITE; HEDGER, 2009, 2011). O presente estudo encontrou aumento significativo nas variáveis cinemáticas com o aumento da velocidade da esteira, corroborando esses estudos. No entanto, em todos os níveis de atividade, as condições de uso de suporte foram eficazes na redução das variáveis cinemáticas.

Apesar de o *top* esportivo ter se mostrado eficiente, o calçado esportivo demonstrou não influenciar a cinemática dos seios, não apresentando diferença entre as condições de calçados (corrida descalça, minimalista e tradicional). Portanto, mesmo que o tênis esportivo (minimalista ou tradicional) possua características que diminuam as forças de impacto geradas pelo contato com o solo (RICHARDS; MAGIN; CALLISTER, 2009; BONACCI et al., 2013), as mesmas não foram capazes de fornecer esse mesmo efeito para o movimento dos seios.

Os resultados da postura vertebral demonstraram não haver interação entre as condições de suporte, calçado e de velocidade, mas de forma individual os calçados e *top* esportivo foram responsáveis por adaptações na coluna. No plano frontal, durante a caminhada foi registrado a retificação da coluna torácica e lombar em todas as variáveis. No plano sagital, foi verificado retificação da coluna na região lombar durante a caminhada nas curvaturas neutra e no momento do contato e maiores desvios na região torácica nas mesmas variáveis. Foi demonstrado que os desvios na região torácica e lombar no momento do contato do pé com o solo, no plano frontal, foram maiores na condição a seio nu, durante a corrida descalça e nas maiores velocidades, sugerindo que a falta de materiais que diminuam o impacto da corrida pode aumentar os desvios no momento do contato.

No plano frontal, foi verificado que a região lombar durante o ciclo apresentou maior desvio lateral na condição a seio nu. Também foi demonstrado que durante todo o ciclo, a região torácica nos planos frontal e sagital, e a região lombar no plano sagital ficaram mais retificadas na condição a seio nu, sugerindo que as participantes realizaram uma estratégia para movimentar menos essas regiões durante a tarefa a fim de minimizar a dor, desconforto e o impacto da caminhada e corrida a seio nu.

As variáveis curvatura neutra torácica e lombar no plano frontal apresentaram diferenças entre as velocidades, com menores valores a 5 km/h, no entanto, no plano sagital essas variáveis apresentaram maiores valores para a velocidade de 5 km/h comparada às outras velocidades, corroborando Campos et al. (2015) que

sugeriram que a postura neutra é mais suave no plano frontal do que no sagital, devido ao fato de os desvios laterais do alinhamento da coluna serem pequenos em pessoas assintomáticas.

Apesar disso, em um estudo realizado por Campos (2010), em que a curvatura da coluna vertebral foi analisada durante a corrida (teste de esforço incremental), verificou-se que o pico da postura neutra no plano frontal na parte superior da região torácica na fase final do teste apresentou um aumento significativo, explicado pela eminência de fadiga que poderia provocar o aumento dos desvios laterais nessa região. No plano sagital, os resultados de Campos (2010) vão em oposição aos achados do presente estudo, pois o pico de curvatura neutra apresentou aumento significativo durante o aumento de velocidade no teste de esforço, especialmente na região lombar, que apresentou maior variação.

No plano frontal, as variáveis curvatura máxima torácica e lombar no ciclo e curvatura máxima torácica e lombar no contato do pé com o solo também apresentaram diferenças entre as velocidades com maiores valores de curvatura nas maiores velocidades, corroborando os estudos relatados na literatura que indicam que o aumento da velocidade gera maior frequência e amplitude de movimento das estruturas do membro inferior que, por sua vez, influenciam a movimentação da coluna vertebral (WHITTLE; LEVINE, 1999; PAULA et al., 2009).

Em geral, os resultados sobre postura vertebral sugerem que quando a mulher usa o *top* esportivo ela não precisa compensar toda a coluna para retificá-la em função do impacto, pois o *top* por si só faz a sustentação necessária, o que pode justificar o fato das mulheres praticarem exercícios físicos sentindo dores na coluna torácica e cervical, pois, ao não utilizarem o suporte adequado, acabam tendo maior demanda para retificar a coluna, o que não é o movimento natural.

Por fim os resultados demonstraram que o *top* esportivo foi responsável por diminuir o movimento dos seios e que o calçado esportivo não apresentou o mesmo efeito. No entanto, na análise da postura vertebral o *top* e o calçado esportivo foram capazes de gerar adaptações na coluna. De acordo com o nosso conhecimento, trata-se do primeiro estudo que teve como propósito investigar a influência dos calçados esportivos especificamente para um problema feminino, que são os movimentos dos seios. Neste caso, foi visto que dentro de cada condição, nenhum calçado esportivo foi capaz de amenizar os deslocamentos, velocidades e acelerações dos seios. Portanto, torna-se necessário que as indústrias calçadistas

que desenvolvem calçados específicos para as mulheres tenham essa preocupação na avaliação e desenvolvimento de novos modelos. Assim, sugere-se que estudos futuros continuem investigando outros materiais esportivos, como diferentes modelos de *top* e calçados esportivos que busquem minimizar o movimento dos seios e sobrecargas da coluna vertebral.

CONCLUSÃO

Em conclusão, observa-se uma grande importância do suporte para os seios para diminuir o movimento da mama durante a corrida, sendo o *top* esportivo o suporte mais recomendado. O calçado não foi um fator que contribuiu significativamente para esta redução do movimento dos seios durante a corrida. No entanto, verificou-se que tanto o calçado como o *top* esportivo promoveram adaptações na coluna vertebral. É importante continuar a melhorar os sutiãs esportivos que apoiam as mulheres de pequenos e grandes seios permitindo que participem do exercício com uma menor percepção de dor e desconforto sobre os seios. Além disso, deve-se destacar a importância do desenvolvimento da tecnologia de calçados que devem também voltar sua atenção para a mecânica específica das mulheres, com especial atenção ao movimento dos seios, uma vez que os tênis avaliados no presente estudo não apresentaram influência na mecânica dos seios.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Essa dissertação teve como proposta geral investigar os efeitos do uso concomitante de calçados e o *top* esportivo no movimento dos seios e postura vertebral durante a corrida em mulheres. Para isso, se fez necessário inicialmente investigar os modelos biomecânicos adequados para a avaliação em conjunto da cinemática dos seios e da postura vertebral durante a corrida. Deste modo, a dissertação foi subdividida em dois estudos: o primeiro avaliou dois modelos biomecânicos pré existentes na literatura, bem como um novo modelo, proposto, cujo os marcadores são posicionados apenas na parte anterior do tronco. Embora para algumas variáveis cinemáticas este modelo proposto tenha se mostrado adequado, o modelo fornecido por Scurr et. al. (2010, 2011) foi o que mais se aproximou com a SIB, sendo assim, para o propósito do presente estudo de avaliar a cinemática dos seios concomitante a uma investigação da postura vertebral, tornou-se o modelo mais adequado. Usando esse modelo de determinação da cinemática dos seios, realizou-se o segundo estudo que se aproxima da proposta principal da dissertação que consistia em avaliar as demandas para a coluna vertebral e para o seios durante a corrida em diferentes condições de materiais esportivos. De uma maneira geral, foi demonstrado que para os seios apenas o *top* esportivo se mostrou eficiente em diminuir o movimento dos seios, em destaque para o deslocamento vertical da mama. No entanto, é importante destacar que os calçados esportivos não foram eficientes para amenizar os movimentos do seio durante a corrida. Por outro lado, para os movimentos da coluna vertebral, ao se analisar isoladamente cada fator, verificou-se que tanto o calçado como o *top* esportivo promoveram adaptações na coluna vertebral. Novamente destaca-se os benefícios do *top* esportivo que, principalmente para região torácica onde se localizam os seios, foi o que mais se aproximou do que seria a caminhada, sendo assim sugere-se que as mulheres quando possuem maiores deslocamentos dos seios como os apresentados na condição com sutiã e seio nu tendem a retificar a coluna torácica para se adaptar a esses deslocamentos, sendo um indício que pode explicar as dores e desconforto nessa região.

REFERÊNCIAS

ABDEL-AZIZ, Y. I.; KARARA, H. M. Direct Linear Transformation from Comparator Coordinates into Object Space Coordinates in Close-Range Photogrammetry. **Photogrammetric Engineering & Remote Sensing**, v. 81, n. 1, p. 103–107, 2015.

BARBIERI, F. A.; SANTIAGO, P. R. P.; GOBBI, L. T. B.; CUNHA, S. A. Diferenças entre o chute realizado com o membro dominante e não-dominante no futsal: variabilidade, velocidade linear das articulações, velocidade da bola e desempenho. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 29, n. 2, p. 129–146, 2008.

BARCELLONA, M. G.; BUCKLEY, L.; PALMER, L. J. M.; ORMOND, R. M.; OWEN, G.; WATSON, D. J.; WOLEDGE, R.; NEWHAM, D. The effect of minimalist footwear and instruction on running: an observational study. **BMJ Open Sport & Exercise Medicine**, v. 3, n. 1, p. 1–8, 2017.

BERG, A.; STARK, B.; MALEC, E. Reduction mammoplasty: a way helping females with neck, shoulder and back pain symptoms. **European Journal of Plastic Surgery**, v. 17, n. 2, p. 84–86, 1994.

BONACCI, J.; SAUNDERS, P. U.; HICKS, A.; RANTALAINEN, T.; VICENZINO, B. G. T.; SPRATFORD, W. Running in a minimalist and lightweight shoe is not the same as running barefoot: a biomechanical study. **British Journal of Sports Medicine**, v. 47, n. 6, p. 387–92, 2013.

BOWLES, K.-A.; STEELE, J. R.; MUNRO, B. What are the breast support choices of Australian women during physical activity? **British Journal of Sports Medicine**, v. 42, n. 8, p. 670–673, 2008.

BRENZIKOFER, R.; BARROS, R. M. L. de; LIMA FILHO, E. C.; TOMA, E. Alterações no dorso e coluna vertebral durante a marcha. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 1, n. 1, p. 21–26, 2000.

BROWN, N.; WHITE, J.; BRASHER, A.; SCURR, J. The experience of breast pain (mastalgia) in female runners of the 2012 London Marathon and its effect on exercise behaviour. **British Journal of Sports Medicine**, v. 48, p. 320–325, 2014a.

BROWN, N.; WHITE, J.; BRASHER, A.; SCURR, J. An investigation into breast support and sports bra use in female runners of the 2012 London Marathon. **Journal of Sports Sciences**, v. 32, n. 9, p. 801–809, 2014b.

BRUHLMANN, Y.; TSCHOPP, H. Breast reduction improves symptoms of macromastia and has a long-lasting effect. **Annals of Plastic Surgery**, v. 41, n. 3, p. 240–245, 1998.

BURBAGE, J.; CAMERON, L. An investigation into the prevalence and impact of breast pain, bra issues and breast size on female horse riders. **Journal of Sports Sciences**, v. 35, n. 11, p. 1091–1097, 2017.

CAMPOS, M. H. **Sistema de análise de movimento para avaliação da postura vertebral durante a corrida no teste de esforço máximo incremental**. 2010. Universidade Estadual de Campinas, 2010.

CAMPOS, M. H.; ALAMAN, L. I. F.; SEFFRIN-NETO, A. A.; VIEIRA, C. A.; PAULA, M. C. de; LIRA, C. A. B. de. The geometric curvature of the lumbar spine during restricted and unrestricted squats. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 57, n. 6, p. 773–781, jun. 2017a.

CAMPOS, M. H.; DE PAULA, M. C.; DEPRÁ, P. P.; BRENZIKOFER, R. The geometric curvature of the spine of runners during maximal incremental effort test. **Journal of Biomechanics**, v. 48, n. 6, p. 969–975, 2015.

CAMPOS, M. H.; GIRALDI, N. M.; GENTIL, P.; LIRA, C. A. B. de; VIEIRA, C. A.; PAULA, M. C. de. The geometric curvature of the spine during the sirshasana, the yoga's headstand. **Journal of Sports Sciences**, v. 35, n. 12, p. 1134–1141, 18 jun. 2017b.

CHOPRA, S.; DINSHAW, K. A.; KAMBLE, R.; SARIN, R. Breast movement during normal and deep breathing, respiratory training and set up errors: implications for external beam partial breast irradiation. **The British Journal of Radiology**, v. 79, n. 945, p. 766–773, set. 2006.

CHORLEY, J. N.; CIANCA, J. C.; DIVINE, J. G.; HEW, T. D. Baseline injury risk factors for runners starting a marathon training program. **Clinical Journal of Sport**

Medicine, v. 12, p. 18–23, 2002.

COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. 2. ed. Hillsdale: NJ: Erlbaum, 1988.

CONTI, G.; CRISTOFOLINI, L.; JUSZCZYK, M.; LEARDINI, A.; VICECONTI, M. Comparison of three standard anatomical reference frames for the tibia-fibula complex. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 16, p. 3384–3389, 2008.

DE WIT, B.; DE CLERCQ, D.; AERTS, P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. **Journal of Biomechanics**, v. 33, n. 3, p. 269–278, 2000.

ENGEL, F. A.; HOLMBERG, H. C.; SPERLICH, B. Is There Evidence that Runners can Benefit from Wearing Compression Clothing? **Sports Medicine**, p. 1–14, 2016.

FAUL, F.; ERDFELDER, E.; LANG, A.-G.; BUCHNER, A. G*Power: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. **Behavior Research Methods**, v. 39, n. 2, p. 175–191, 2007.

FINDIKCIOGLU, K.; FINDIKCIOGLU, F.; OZMEN, S.; GUCLU, T. The impact of breast size on the vertebral column: A radiologic study. **Aesthetic Plastic Surgery**, v. 31, n. 1, p. 23–27, 2007.

FOREMAN, K. B.; DIBBLE, L. E.; DROGE, J.; CARSON, R.; ROCKWELL, W. B. The impact of breast reduction surgery on low-back compressive forces and function in individuals with macromastia. **Plastic and reconstructive surgery**, v. 124, p. 1393–1399, 2009.

FUKANO, M.; NAGANO, Y.; IDA, H.; FUKUBAYASHI, T. Change in tibial rotation of barefoot versus shod running. **Footwear Science**, v. 1, n. 1, p. 19–23, 2009.

GEHLSSEN, G.; ALBOHM, M. Evaluation of sports bras. **Physician and Sports Medicine**, v. 8, p. 89–96, 1980.

GEHLSSEN, G.; STONER, L. The female breast in sports and exercise. **Sports Women.**, v. 24, p. 13–22, 1987.

HAGEN, M.; HENNIG, E. M. Effects of different shoe-lacing patterns on the biomechanics of running shoes. **Journal of Sports Sciences**, v. 27, n. 3, p. 267–275, 2009.

HENEGHAN, N. R.; BALANOS, G. M. Soft tissue artefact in the thoracic spine during axial rotation and arm elevation using ultrasound imaging: A descriptive study. **Manual Therapy**, v. 15, n. 6, p. 599–602, 2010.

LIEBERMAN, D. E. What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective. **Exercise Sport Sciences Reviews**, v. 40, n. 2, p. 63–72, 2012.

LIEBERMAN, D. E.; VENKADESAN, M.; WERBEL, W. A.; DAOUD, A. I.; D'ANDREA, S.; DAVIS, I. S.; MANG'ENI, R. O.; PITSILADIS, Y. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. **Nature**, v. 463, n. 7280, p. 531–535, 2010.

LORENTZEN, D.; LAWSON, L. Selected sports bras: a biomechanical analysis of breast motion while jogging. **Physician & Sportsmedicine**, v. 15, n. 5, p. 128–139, 1987.

MANERO, R. B. R.; GREWAL, J.; MICHAEL, B.; SHAFTI, A.; ALTHOEFER, K.; FERNANDEZ, J. L. R.; HOWARD, M. J. Wearable embroidered muscle activity sensing device for the human upper leg. **Cornell University Library**, 2016.

MASON, B. R.; PAGE, K. A.; FALLON, K. An analysis of movement and discomfort of the female breast during exercise and the effects of breast support in three cases. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 2, n. 2, p. 134–144, 1999.

MATIAS, A. B.; TADDEI, U. T.; DUARTE, M.; SACCO, I. C. N. Protocol for evaluating the effects of a therapeutic foot exercise program on injury incidence, foot functionality and biomechanics in long-distance runners: a randomized controlled trial. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 17, n. 1, p. 1–11, 2016.

MATSUDO, S.; ARAÚJO, T.; MATSUDO, V.; ANDRADE, D.; ANDRADE, E.; OLIVEIRA, L. C.; BRAGGION, G. Questionário Internacional De Atividade Física (IPAQ): Estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. **Revista Brasileira de**

Atividade Física e Saúde, v. 6, n. 2, p. 5–18, 2001.

MCGHEE, D. E.; STEELE, J. R. How do respiratory state and measurement method affect bra size calculations? **British Journal of Sports Medicine**, v. 40, n. 12, p. 970–974, 2006.

MCGHEE, D. E.; STEELE, J. R.; MUNRO, B. J. Breast support education improves bra knowledge and bra wearing behaviour in young female athletes: a randomised controlled trial. **Journal of Physiotherapy**, v. 56, p. 16–24, 2010.

MCGHEE, D. E.; STEELE, J. R.; POWER, B. M. Does deep water running reduce exercise-induced breast discomfort? **British Journal of Sports Medicine**, v. 41, n. 12, p. 879–883, 2007.

MCGHEE, D. E.; STEELE, J. R.; ZEALEY, W. J.; TAKACS, G. J. Bra-breast forces generated in women with large breasts while standing and during treadmill running: Implications for sports bra design. **Applied Ergonomics**, v. 44, n. 1, p. 112–118, 2013.

MILLIGAN, A.; MILLS, C.; CORBETT, J.; SCURR, J. The influence of breast support on torso, pelvis and arm kinematics during a five kilometer treadmill run. **Human Movement Science**, v. 42, p. 246–260, 2015.

MILLIGAN, D.; DRIFE, J. O.; SHORT, R. V. Changes in breast volume during normal menstrual cycle and after oral contraceptives. **British Medical Journal**, v. 4, n. 5995, p. 494–496, 1975.

MILLS, C.; AYRES, B.; SCURR, J. Breast support garments are ineffective at reducing breast motion during an aqua aerobics jumping exercise. **Journal of Human Kinetics**, v. 46, p. 49–58, 2015.

MILLS, C.; LOMAX, M.; AYRES, B.; SCURR, J. The movement of the trunk and breast during front crawl and breaststroke swimming. **Journal of Sports Sciences**, v. 33, n. 4, p. 427–436, 2014a.

MILLS, C.; LOVERIDGE, A.; MILLIGAN, A.; RISIUS, D.; SCURR, J. Is torso soft tissue motion really an artefact within breast biomechanics research? **Journal of**

Biomechanics, v. 47, n. 11, p. 2606–2610, 2014b.

MILLS, C.; LOVERIDGE, A.; MILLIGAN, A.; RISIUS, D.; SCURR, J. C. Can axes conventions of the trunk reference frame influence breast displacement calculation during running. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 2, p. 575–578, 2014c.

MILLS, C.; LOVERIDGE, A.; MILLIGAN, A.; SCURR, J. C. Trunk marker sets and the subsequent calculation of trunk and breast kinematics during treadmill running. **Textile Research Journal**, v. 86, n. 11, p. 1128–1136, 2016.

MUNRO, B. H. **Statistical methods for health care research**. [s.l.] Lippincott Williams & Wilkins, 2005.

O'DONOVAN, G.; BLAZEVIČH, A. J.; BOREHAM, C. A.; COOPER, A. R.; CRANK, H.; EKELUND, U.; FOX, K. R.; GATELY, P.; GILES-CORTI, B.; GILL, J. M. R.; HAMER, M.; MCDERMOTT, I.; MURPHY, M.; MUTRIE, N.; REILLY, J. J.; SAXTON, J. M.; STAMATAKIS, E. The ABC of physical activity for health: a consensus statement from the British Association of Sport and Exercise Sciences. **Journal of Sports Sciences**, v. 28, n. 6, p. 573–91, 2010.

PAGE, K.; STEELE, J. R. Breast motion and sports brassiere design Implications for Future Research. **Sports Medicine**, v. 27, n. 4, p. 205–211, 1999.

PALUSKA, S. A. An overview of hip injuries in running. **Sports Medicine**, v. 35, n. 11, p. 991–1014, 2005.

PAULA, M. C. de; CAMPOS, M. H.; MEIRELLES, A. A.; DE MORAES, M. A. A.; BREZIKOFER, R. Relação da amplitude de movimento da coluna vertebral, do comprimento e da frequência da passada com a velocidade de marcha e corrida. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 10, n. 18, p. 1–8, 2009.

PAULA, M. C. de; CAMPOS, M. H.; MEIRELLES, A. A.; DE MORAES, M. A. A.; BREZIKOFER, R. Efeitos de uma programa de exercício na postural vertebral de indivíduos com lombalgia. **Pensar a Prática**, v. 14, n. 2, p. 1–13, 2011.

PEGORETTI, C.; BREZIKOFER, R.; WITTIG, D. S.; BENETTI, F. A.; DEPRÁ, P. P.; CAMPOS, M. H. A influência do aumento da altura dos saltos dos calçados na

lordose lombar. **Revista de Ciências Médicas**, v. 14, n. 5, p. 425–432, 2005.

PERL, D. P.; DAOUD, A. I.; LIEBERMAN, D. E. Effects of footwear and strike type on running economy. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 44, n. 7, p. 1335–1343, 2012.

RICHARDS, C. E.; MAGIN, P. J.; CALLISTER, R. Is your prescription of distance running shoes evidence-based? **British Journal of Sports Medicine**, v. 43, n. 3, p. 159–162, 2009.

RISIUS, D.; MILLIGAN, A.; BERNS, J.; BROWN, N.; SCURR, J. Understanding key performance indicators for breast support: An analysis of breast support effects on biomechanical, physiological and subjective measures during running. **Journal of Sports Sciences**, v. 35, n. 9, p. 842–851, 2017.

RISIUS, D.; MILLIGAN, A.; MILLS, C.; SCURR, J. Multiplanar breast kinematics during different exercise modalities. **European Journal of Sport Science**, v. 15, n. 2, p. 111–117, 2015.

ROBBINS, S. E.; GOUW, G. J. Athletic footwear and chronic overloading. A brief review. **Sports Medicine**, v. 9, n. 2, p. 76–85, 1990.

SAHIN, I.; ISKENDER, S.; OZTURK, S.; BALABAN, B.; ISIK, S. Evaluation of breast reduction surgery effect on body posture and gait pattern using three-dimensional gait analysis. **Aesthetic Plastic Surgery**, v. 37, n. 3, p. 549–553, 2013.

SANTIAGO, P. R. P. **Comparação do padrão cinemático do chute no futebol entre jogadores de dois países**. 2005. Universidade Estadual Paulista, 2005.

SCHINKEL-IVY, A.; DRAKE, J. D. M. Breast size impacts spine motion and postural muscle activation. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v. 29, n. 4, p. 741–748, 2016.

SCHNUR, P. L.; SCHNUR, D. P.; PETTY, P. M.; HANSON, T. J.; WEAVER, A. L. Reduction mammoplasty: an outcome study. **Plastic and Reconstructive Surgery**, v. 100, n. 4, p. 875–83, 1997.

SCURR, J. C.; WHITE, J. L.; HEDGER, W. The effect of breast support on the

kinematics of the breast during the running gait cycle. **Journal of Sports Sciences**, v. 28, n. 10, p. 1103–1109, 2010.

SCURR, J.; WHITE, J.; HEDGER, W. Breast displacement in three dimensions during the walking and running gait cycles. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 25, n. 4, p. 322–329, 2009.

SCURR, J.; WHITE, J.; HEDGER, W. Supported and unsupported breast displacement in three dimensions across treadmill activity levels. **Journal of Sports Sciences**, v. 29, n. 1, p. 55–61, 2011.

SURGERY, I. S. of A. P. **The international study on aesthetic/cosmetic procedures performed in 2016**. Disponível em: <<http://www.isaps.org/en/>>. Acesso em: 25 out. 2017.

TAM, N.; ASTEPHEN WILSON, J. L.; NOAKES, T. D.; TUCKER, R. Barefoot running: an evaluation of current hypothesis, future research and clinical applications. **British Journal of Sports Medicine**, v. 48, n. 5, p. 349–55, 2014.

TRUCCOLO, A. B.; MADURO, P. A.; FEIJÓ, E. A. Fatores motivacionais de adesão a grupos de corrida. **Motriz**, v. 14, n. 2, p. 108–114, 2008.

VAN DER WORP, M. P.; DE WIJER, A.; VAN CINGEL, R.; VERBEEK, A. L. M. M.; NIJHUIS-VAN DER SANDEN, M. W. G.; STAAL, J. B. The 5- or 10-Km marikenloop run: A prospective study of the etiology of running-related injuries in women. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 46, n. 6, p. 462–470, 2016.

VAN MECHELEN, W. Running injuries: A review of the epidemiological literature. **Sports Medicine**, v. 14, n. 5, p. 320–335, 1992.

VRTOVEC, T.; PERNUŠ, F.; LIKAR, B. A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. **European Spine Journal**, v. 18, n. 5, p. 593–607, 2009.

WHITE, J. L.; SCURR, J. C.; SMITH, N. A. The effect of breast support on kinetics during overground running performance. **Ergonomics**, v. 52, n. 4, p. 492–498, 2009.

WHITE, J.; MILLS, C.; BALL, N.; SCURR, J. The effect of breast support and breast

pain on upper-extremity kinematics during running: implications for females with large breasts. **Journal of Sports Sciences**, v. 33, n. 19, p. 2043–2050, 2015.

WHITE, J.; SCURR, J. Evaluation of professional bra fitting criteria for bra selection and fitting in the UK. **Ergonomics**, v. 55, n. 6, p. 704–711, 2012.

WITTIG, D. S.; DEPRÁ, P. P.; PEGORETTI, C.; BENETTI, F. A.; CAMPOS, M. H.; BREZIKOFER, R. Cinemática da coluna vertebral na prática do jump fit e do pular corda. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 6, n. 10, p. 11–17, 2005.

WU, G.; HELM, F. C. T. Van Der; VEEGER, H. E. J. D.; MAKHSOUS, M.; ROY, P. Van; ANGLIN, C.; NAGELS, J.; KARDUNA, A. R.; MCQUADE, K.; WANG, X.; WERNER, F. W.; BUCHHOLZ, B. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion — Part II : shoulder , elbow , wrist and hand. **Journal of Biomechanics**, v. 38, p. 981–992, 2005.

ZHOU, J.; YU, W.; NG, S.-P. Methods of studying breast motion in sports bras: a review. **Textile Research Journal**, v. 81, n. 12, p. 1234–1248, 2011.

ZHOU, J.; YU, W.; NG, S.-P. Identifying effective design features of commercial sports bras. **Textile Research Journal**, v. 83, n. 14, p. 1500–1513, 2013.

APÊNDICES

Apêndice A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

“Análise das curvaturas geométricas da coluna vertebral e da cinemática dos seios com diferentes suportes durante a corrida calçada e descalça”

Prezada Senhora:

Gostaríamos de convidá-la para participar da pesquisa **“Análise das curvaturas geométricas da coluna vertebral e da cinemática dos seios com diferentes suportes durante a corrida calçada e descalça”**, a ser realizada no **“Laboratório de Biomecânica Aplicada”**. O objetivo da pesquisa é “analisar as curvaturas geométricas da coluna vertebral e a cinemática dos seios com diferentes suportes durante a corrida calçada e descalça”.

Sua participação é muito importante e ela se daria da seguinte forma: primeiramente, os procedimentos serão explicados, possíveis dúvidas serão sanadas e você responderá um questionário sobre atividade física. Em seguida, serão afixados com fita dupla face marcadores refletivos em processos anatômicos da coluna e do peito por meio do processo de palpação. Logo após, você deverá realizar uma tarefa de corrida em esteira em diferentes condições de calçados (calçado minimalista, calçado de pisada neutra e descalça) e suportes para os seios (com sutiã usual, *top* esportivo e seio nu) em uma velocidade pré estabelecida. Deixamos claro que durante as condições a seio nu será colocado um protetor adesivo de papel sobre os mamilos e que apenas a pesquisadora Juliane estará presente durante a coleta de dados.

Esclarecemos que sua participação é totalmente voluntária, podendo você: recusar-se a participar, ou mesmo desistir a qualquer momento, sem que isto acarrete qualquer ônus ou prejuízo à sua pessoa. Esclarecemos, também, que suas informações serão utilizadas somente para os fins desta pesquisa e serão tratadas com o mais absoluto sigilo e confidencialidade, de modo a preservar a sua identidade. As imagens a serem obtidas dos seios não serão registradas por câmeras convencionais, mas por um sistema optoeletrônico que registrará apenas a posição do marcador refletivo. Tais imagens serão analisadas pela própria pesquisadora.

Esclarecemos ainda, que você não pagará e nem será remunerada por sua participação. Garantimos, no entanto, que todas as despesas decorrentes da pesquisa serão ressarcidas, quando devidas e decorrentes especificamente de sua participação. O benefício esperado será proporcionar um melhor entendimento sobre como a coluna vertebral se comporta durante a corrida e como benefício para você disponibilizaremos um relatório com seus resultados individuais e uma orientação em relação ao melhor tipo de calçado e suporte para os seios, específico para sua mecânica de corrida. Quanto aos riscos, são mínimos. Porém, a participante pode sentir desconforto e possível dor para correr a seio nu e descalça e como qualquer prática de exercício físico a participante pode sofrer uma lesão durante a execução. Portanto, caso seja necessário atendimento médico, a participante será acompanhada pela pesquisadora principal.

Caso você tenha dúvidas ou necessite de maiores esclarecimentos poderá nos contatar Juliane Cristina Leme, Rua Antonio Carlos Fausto Sodré, 35, Sabará I, Londrina Pr, celular (43) 996183574, email: jucris.leme@gmail.com ou procurar o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina, situado junto ao LABESC – Laboratório Escola, no Campus Universitário, telefone 3371-5455, e-mail: cep268@uel.br.

Este termo deverá ser preenchido em duas vias de igual teor, sendo uma delas devidamente preenchida, assinada e entregue à você.

Londrina, ____ de _____ de 201__.

Pesquisador Responsável

RG: _____

_____ (NOME POR EXTENSO DO PARTICIPANTE DA PESQUISA), tendo sido devidamente esclarecido sobre os procedimentos da pesquisa, concordo em participar **voluntariamente** da pesquisa descrita acima.

Assinatura (ou impressão dactiloscópica): _____

Data: _____

Apêndice B – Termo de Confidencialidade e Sigilo

Eu Juliane Cristina Leme, **brasileira, solteira, estudante, inscrita no CPF/ MF sob o nº 046.517.039-09**, abaixo firmado, assumo o compromisso de manter confidencialidade e sigilo sobre todas as informações técnicas e outras relacionadas ao projeto de pesquisa intitulado “**Análise das curvaturas geométricas da coluna vertebral e da cinemática dos seios com diferentes suportes durante a corrida calçada e descalça**”, a que tiver acesso nas dependências do Departamento de Esporte da Universidade Estadual de Londrina.

Por este termo de confidencialidade e sigilo comprometo-me:

1. A não utilizar as informações confidenciais a que tiver acesso, para gerar benefício próprio exclusivo e/ou unilateral, presente ou futuro, ou para o uso de terceiros;
2. A não efetuar nenhuma gravação ou cópia da documentação confidencial a que tiver acesso;
3. A não apropriar-me de material confidencial e/ou sigiloso da tecnologia que venha a ser disponível;
4. A não repassar o conhecimento das informações confidenciais, responsabilizando-me por todas as pessoas que vierem a ter acesso às informações, por meu intermédio, e obrigando-me, assim, a ressarcir a ocorrência de qualquer dano e / ou prejuízo oriundo de uma eventual quebra de sigilo das informações fornecidas.

Neste Termo, as seguintes expressões serão assim definidas:

Informação Confidencial significará toda informação revelada através da apresentação da tecnologia, a respeito de, ou, associada com a Avaliação, sob a forma escrita, verbal ou por quaisquer outros meios.

Informação Confidencial inclui, mas não se limita, à informação relativa às operações, processos, planos ou intenções, informações sobre produção, instalações, equipamentos, segredos de negócio, segredo de fábrica, dados, habilidades especializadas, projetos, métodos e metodologia, fluxogramas, especializações, componentes, fórmulas, produtos, amostras, diagramas, desenhos de esquema industrial, patentes, oportunidades de mercado e questões relativas a negócios revelados da tecnologia supra mencionada.

Avaliação significará todas e quaisquer discussões, conversações ou negociações entre, ou com as partes, de alguma forma relacionada ou associada com a apresentação dos itens 1 a 4, acima mencionados.

Pelo não cumprimento do presente Termo de Confidencialidade e Sigilo, fica o abaixo assinado ciente de todas as sanções judiciais que poderão advir.

Londrina, ___/___/___.

Ass.: _____

Juliane Cristina Leme

Apêndice C – Tabela de dados

Tabela 2. Dados descritivos das variáveis cinemáticas durante as condições a seio nu e com *top* esportivo para cada modelo biomecânico, expressos em média (desvio padrão).

	Mod 1	Mod 2	Mod 3
Seio Nu			
AMP – AP (cm)	4,75 (1,32)	6,01 (1,34)	3,03 (0,85)
AMP – ML (cm)	4,17 (1,69)	4,73 (1,70)	2,59 (0,99)
AMP – V (cm)	6,38 (2,34)	7,02 (2,57)	8,04 (2,84)
Vel – AP (m/s)	0,40 (0,10)	0,46 (0,10)	0,25 (0,07)
Vel – ML (m/s)	0,30 (0,12)	0,32 (0,12)	0,21 (0,09)
Vel – V (m/s)	0,54 (0,18)	0,61 (0,20)	0,67 (0,23)
Acel – AP (m/s ²)	6,00 (1,65)	6,23 (1,65)	4,29 (1,27)
Acel – ML (m/s ²)	3,35 (1,21)	3,42 (1,24)	3,30 (1,32)
Acel – V (m/s ²)	7,80 (2,76)	8,53 (2,95)	9,08 (3,17)
Des – AP (m/s ²)	-5,59 (1,65)	-6,05 (1,36)	-3,71 (1,26)
Des – ML (m/s ²)	-4,08 (1,88)	-3,99 (1,82)	-3,38 (1,74)
Des – V (m/s ²)	-9,11 (3,48)	-10,45 (3,79)	-11,30 (3,94)
Top Esportivo			
AMP – AP (cm)	3,22 (1,04)	3,98 (1,03)	2,57 (0,77)
AMP – ML (cm)	1,64 (0,71)	2,06 (0,73)	2,02 (0,70)
AMP – V (cm)	3,48 (0,84)	3,90 (1,03)	5,18 (1,42)
Vel – AP (m/s)	0,26 (0,10)	0,31 (0,08)	0,19 (0,06)
Vel – ML (m/s)	0,11 (0,04)	0,13 (0,04)	0,10 (0,03)
Vel – V (m/s)	0,32 (0,10)	0,37 (0,11)	0,43 (0,13)
Acel – AP (m/s ²)	3,81 (1,33)	4,29 (1,19)	3,19 (1,07)
Acel – ML (m/s ²)	1,51 (0,48)	1,43 (0,50)	1,10 (0,31)
Acel – V (m/s ²)	4,22 (0,97)	4,74 (1,11)	5,64 (1,39)
Des – AP (m/s ²)	-3,70 (1,23)	-4,32 (1,13)	-2,36 (0,77)
Des – ML (m/s ²)	-1,20 (0,46)	-1,56 (0,69)	-0,74 (0,20)
Des – V (m/s ²)	-4,71 (1,37)	-5,61 (1,61)	-7,10 (1,83)

Apêndice D – *Bland e Altman* Seio Nu e *Top* esportivo - artigo 1

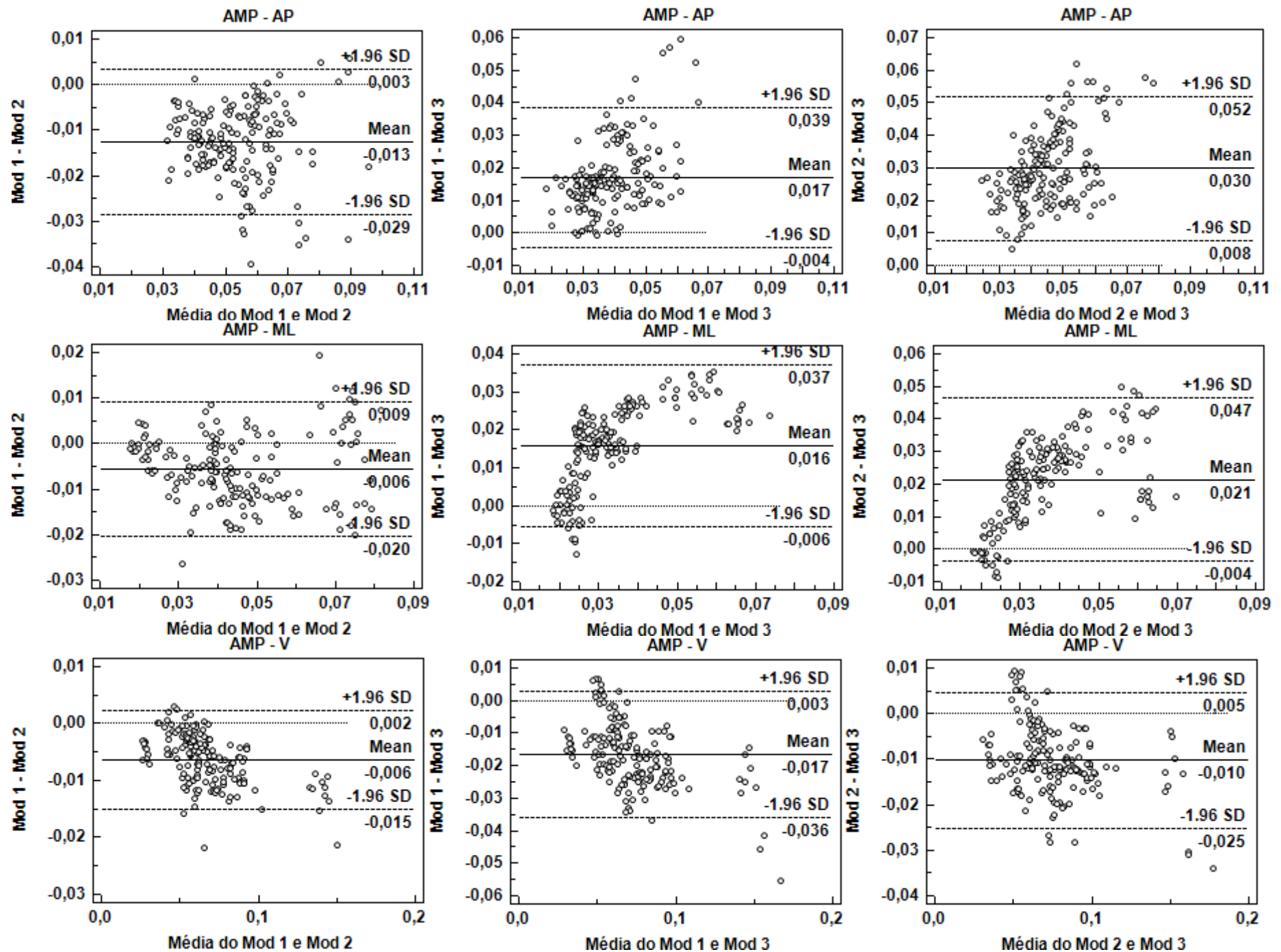


Figura 3. Análise de concordância de Bland e Altman entre os modelos biomecânicos de tronco na condição seio nu.

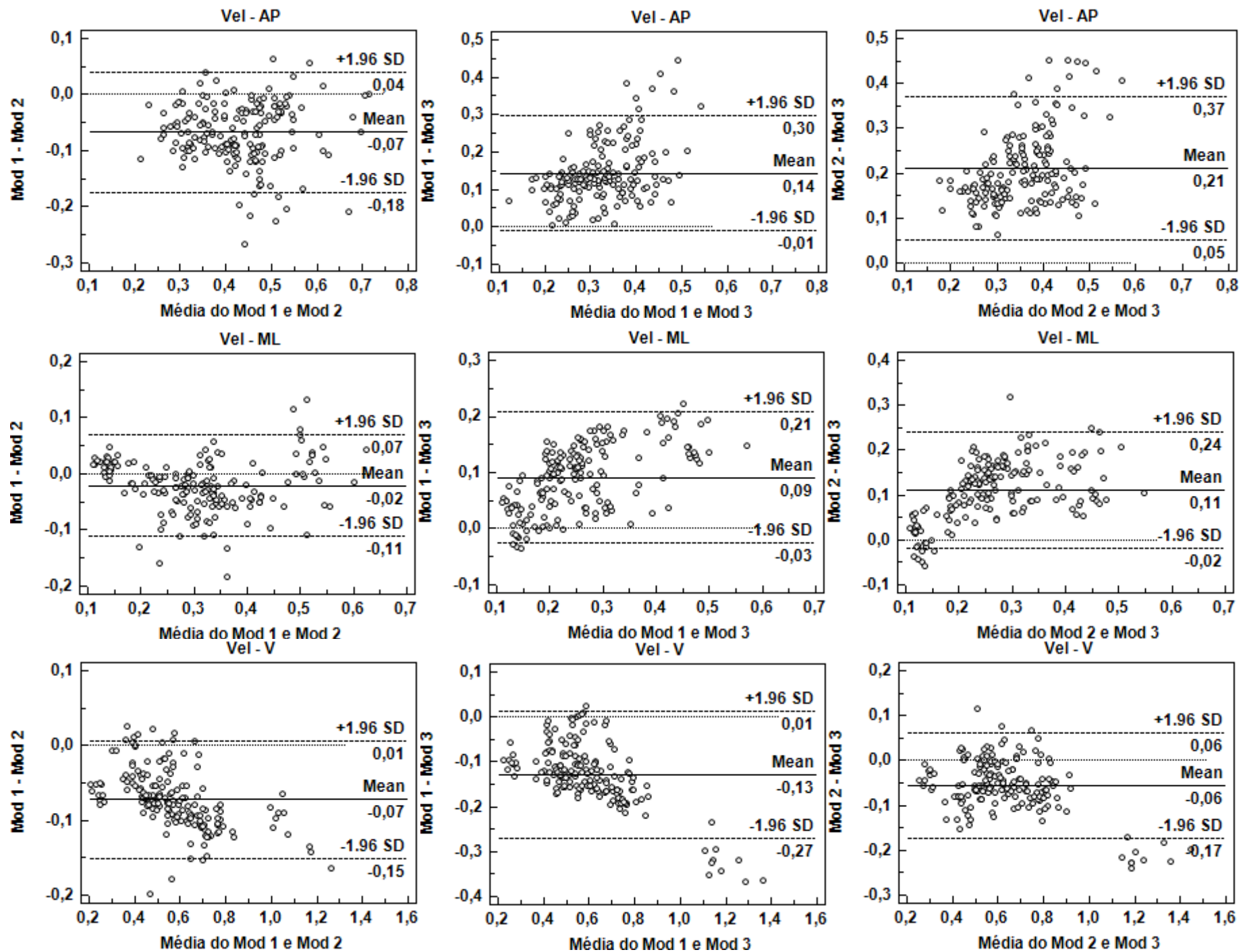


Figura 3. Análise de concordância de Bland e Altman entre os modelos biomecânicos de tronco na condição seio nu. Continuação.

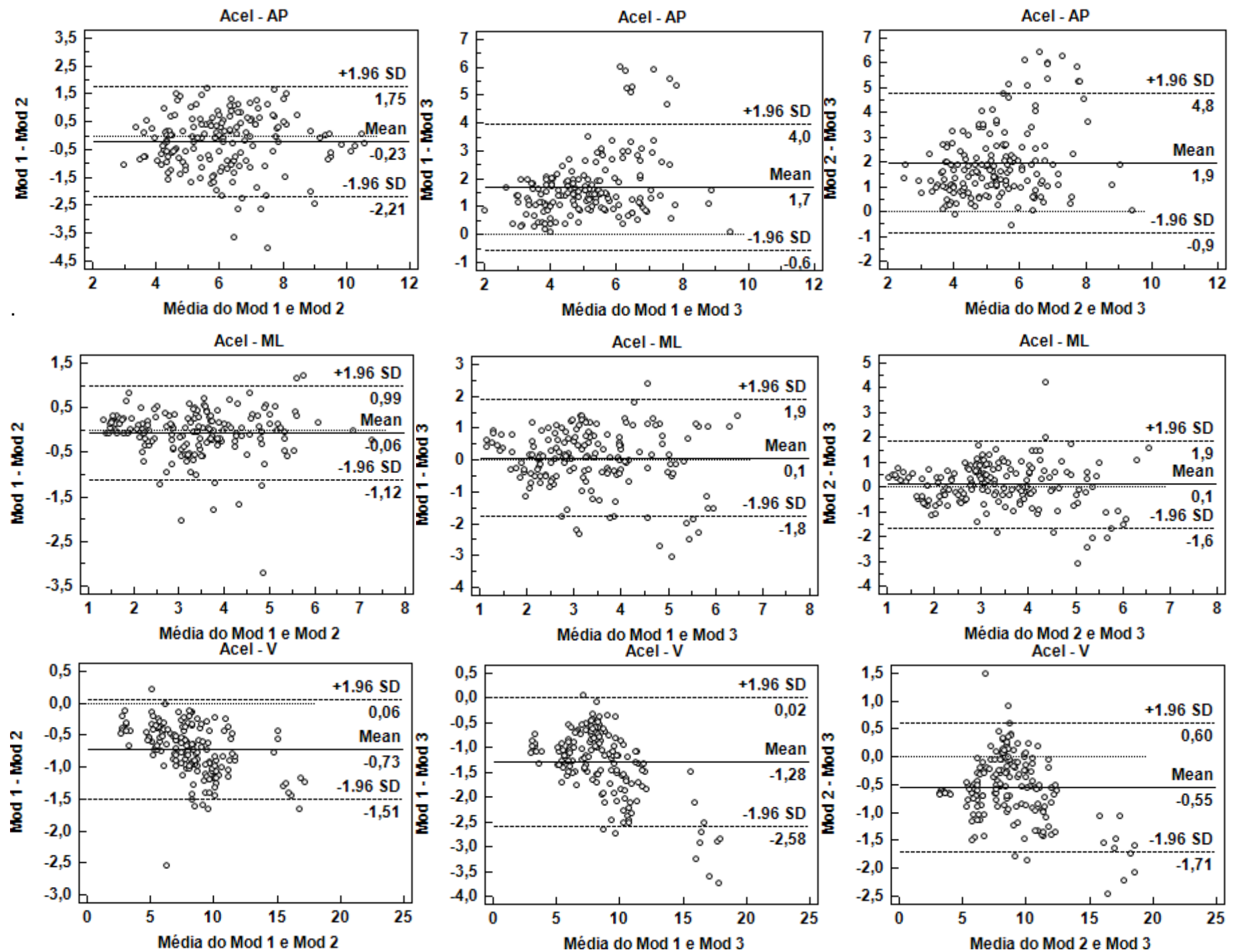


Figura 3. Análise de concordância de Bland e Altman entre os modelos biomecânicos de tronco para cada variável. Continuação.

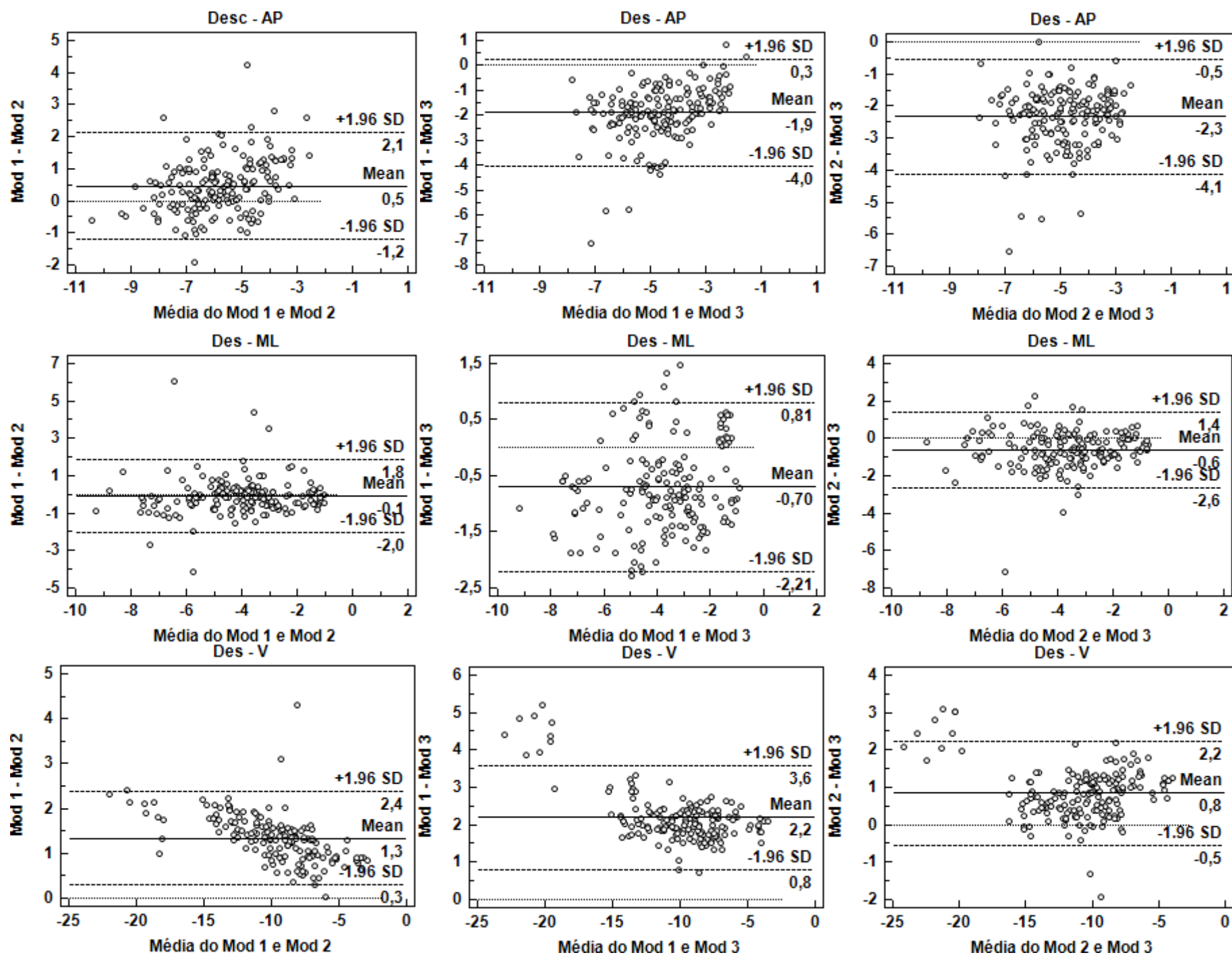


Figura 3. Análise de concordância de Bland e Altman entre os modelos biomecânicos de tronco na condição seio nu. Continuação.

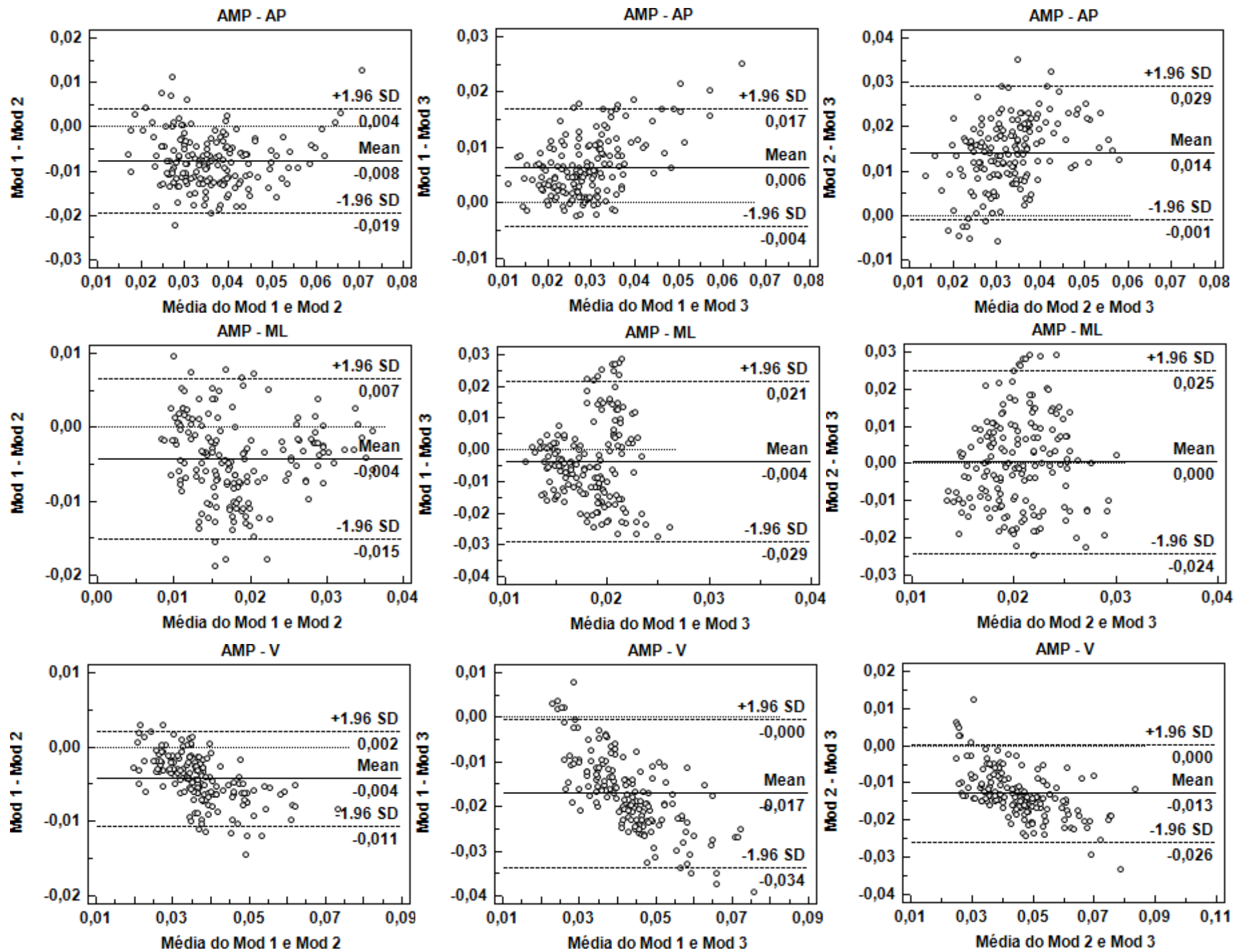


Figura 4. Análise de concordância de Bland e Altman entre os modelos biomecânicos de tronco na condição *top* esportivo.

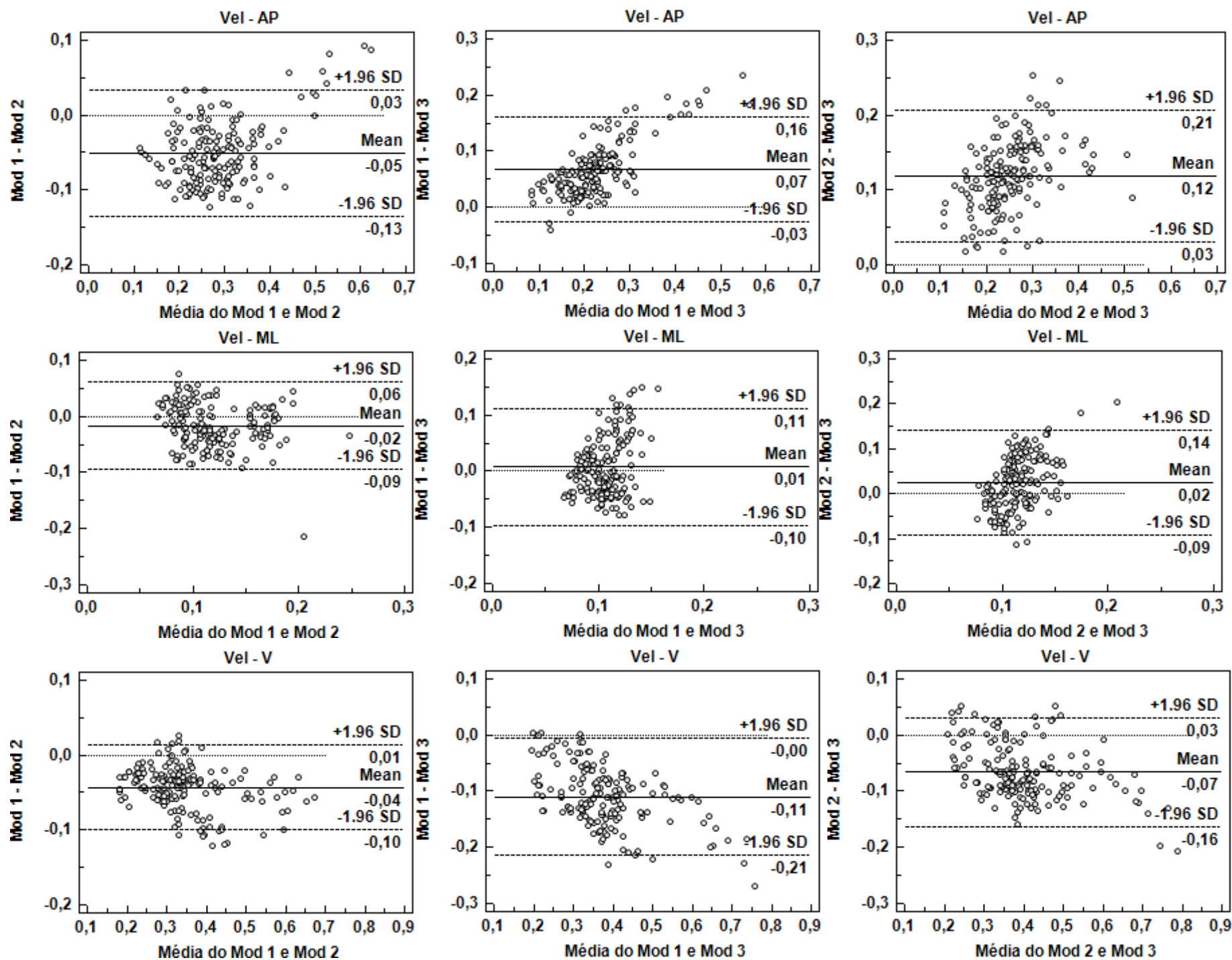


Figura 4. Análise de concordância de Bland e Altman entre os modelos biomecânicos de tronco na condição *top* esportivo. Continuação.

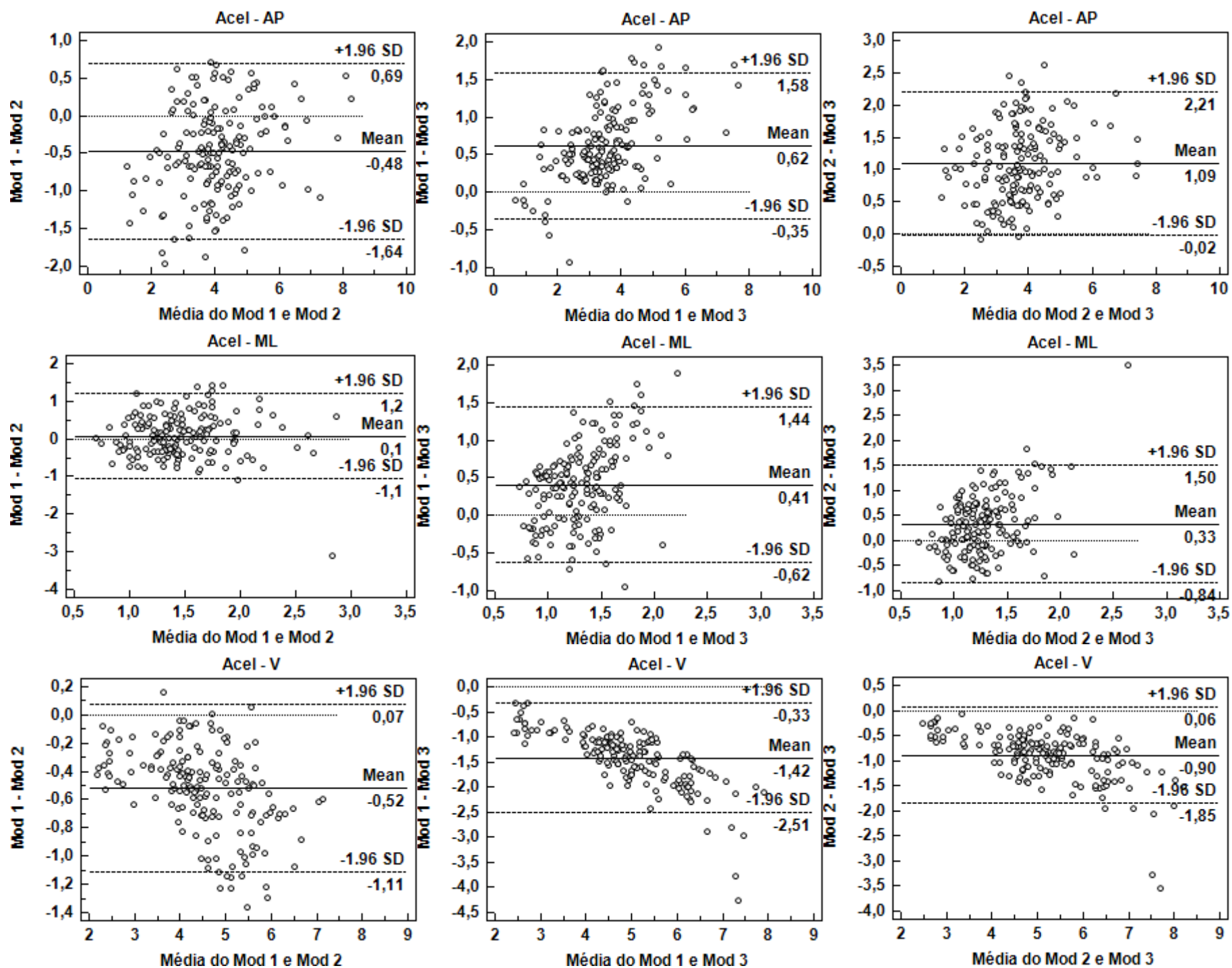


Figura 4. Análise de concordância de Bland e Altman entre os modelos biomecânicos de tronco na condição *top* esportivo. Continuação.

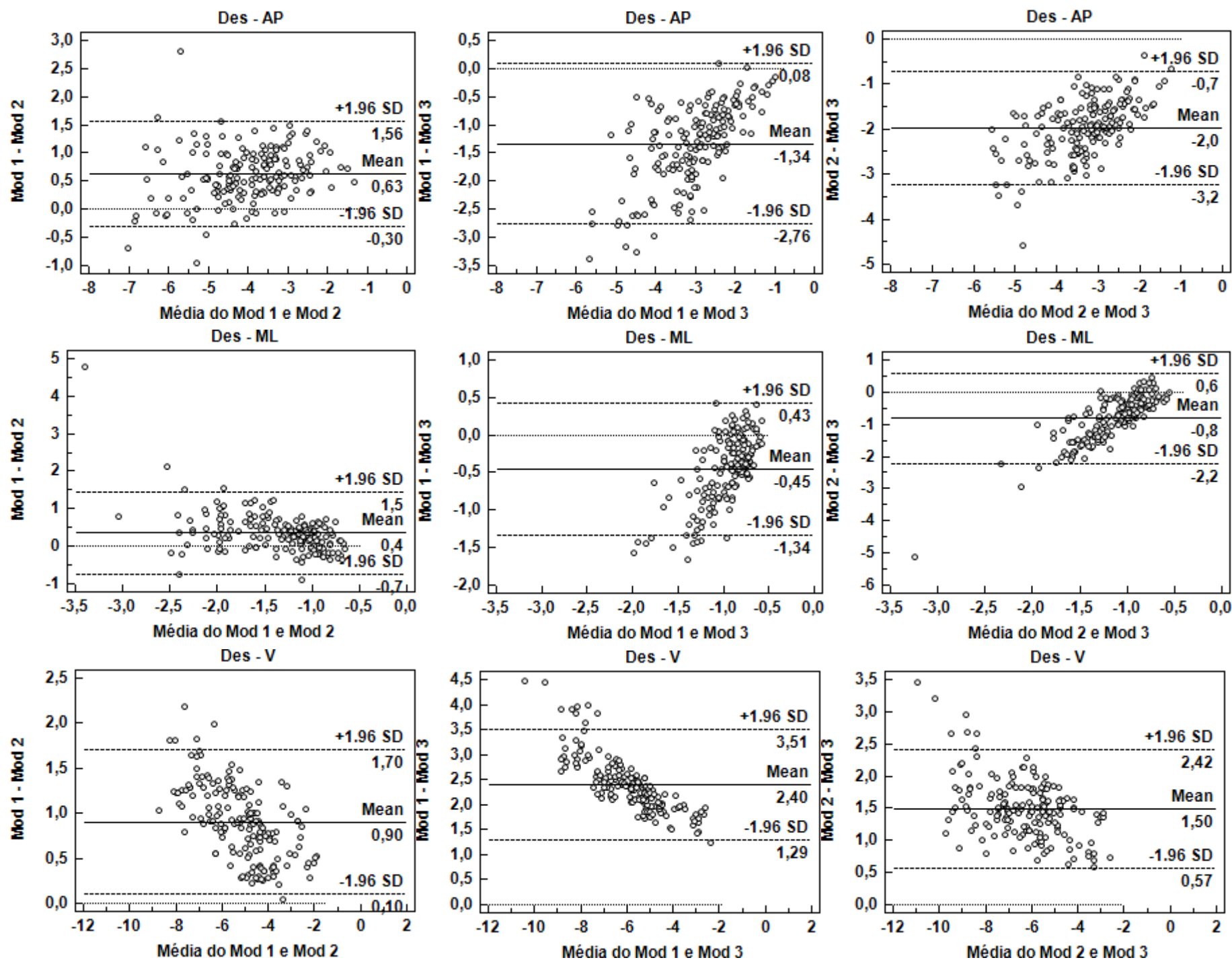
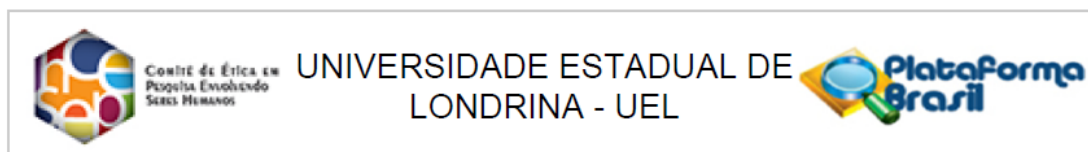


Figura 4. Análise de concordância de Bland e Altman entre os modelos biomecânicos de tronco na condição *top* esportivo. Continuação.

ANEXOS

Anexo A – Parecer Comitê de Ética em Pesquisa UEL



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: RELAÇÃO ENTRE DIFERENTES APOIOS PARA OS SEIOS E AS CURVATURAS GEOMÉTRICAS DA COLUNA VERTEBRAL DURANTE CORRIDA CALÇADA E DESCALÇA EM MULHERES ATIVAS

Pesquisador: Juliane Cristina Leme

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 65911217.9.0000.5231

Instituição Proponente: CEFE - PROGRAMA DE PÓS - GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA UEM/UEL

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.049.786

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um projeto de dissertação que pretende avaliar 25 mulheres fisicamente ativas com idade entre 18 e 30 anos que apresentarem tamanho do bojo (busto) B, C, D ou maior, residentes da cidade de Londrina, alunas da Universidade Estadual de Londrina. Serão medidos a massa, a estatura, e o tamanho dos seios das mulheres. Será aplicado um questionário para avaliar o nível de atividade física das participantes. Em seguida, serão afixados com fita dupla face marcadores refletivos em processos anatômicos da coluna e do peito por meio do processo de palpação. Então, as mulheres deverão realizar uma tarefa de corrida em esteira em diferentes condições de calçados (calçado minimalista, calçado de pisada neutra e descalça) e suportes para os seios (com sutiã usual, top esportivo e seio nu) em uma velocidade pré estabelecida.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Geral

Analisar a relação entre diferentes apoios para os seios e as curvaturas geométricas da coluna vertebral durante corrida calçada e descalça em mulheres ativas.

Objetivos Específicos

- Comparar as influências de diferentes condições de calçado (calçado minimalista, calçado de pisada neutra e descalça) e suportes para os seios (com sutiã usual, top esportivo e seio nu) na

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

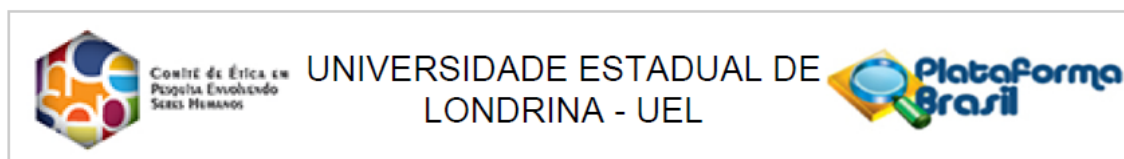
CEP: 86.057-970

UF: PR

Município: LONDRINA

Telefone: (43)3371-5455

E-mail: cep268@uel.br



Continuação do Parecer: 2.049.786

cinemática da coluna e dos seios durante corrida.

- Analisar a associação entre as variáveis de cinemática dos seios e as curvaturas geométricas da coluna.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Com relação aos riscos a pesquisadora relata que: Os riscos são mínimos. Porém, a participante pode sentir desconforto e possível dor para correr a seio nu e descalça e como qualquer prática de exercício físico a participante pode sofrer uma lesão durante a execução. Caso seja necessário atendimento médico, a participante será acompanhada pela pesquisadora principal.

Com relação aos benefícios a pesquisadora descreve: O benefício esperado será proporcionar um melhor entendimento sobre como a coluna vertebral se comporta durante a corrida, principalmente para que mulheres com seios grandes possam ter um desempenho adequado. Benefício para as participantes: será apresentado um relato com resultados individuais e uma orientação em relação ao melhor tipo de calçado e suporte para os seios, específico para cada mecânica de corrida.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto é relevante pois segundo relata a pesquisadora ainda não foram realizados estudos sobre a influência do tamanho dos seios na curvatura da coluna utilizando esse modelo de análise, durante a corrida em diferentes condições suporte dos seios e de calçados.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Apresentou folha de rosto preenchida e assinada adequadamente. Apresentou termo de sigilo e confidencialidade assinada, TCLE em acordo com a resolução. A coleta de dados está prevista para iniciar em 10/05. Apresentou orçamento de R\$1.300,00 com financiamento próprio.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

As pendências foram atendidas, recomenda-se aprovação.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_P	19/04/2017		Aceito

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

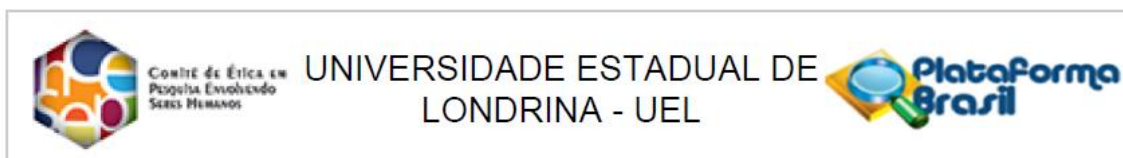
CEP: 86.057-970

UF: PR

Município: LONDRINA

Telefone: (43)3371-5455

E-mail: cep268@uel.br



Continuação do Parecer: 2.049.786

Básicas do Projeto	ETO_878561.pdf	13:51:31		Aceito
Outros	CARTA_RESPOSTA.docx	19/04/2017 13:50:59	Juliane Cristina Leme	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO_CEP_2.docx	19/04/2017 13:50:29	Juliane Cristina Leme	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Termo_consentimento.doc	19/04/2017 13:47:09	Juliane Cristina Leme	Aceito
Folha de Rosto	Folha_rosto.docx	18/03/2017 15:01:56	Juliane Cristina Leme	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

LONDRINA, 07 de Maio de 2017

Assinado por:

Rosana Lopes

(Coordenador)

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

CEP: 86.057-970

UF: PR

Município: LONDRINA

Telefone: (43)3371-5455

E-mail: cep268@uel.br

Anexo B – Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ): Forma Curta

Nome: _____ Data: ___/___/___

Idade : _____ Sexo: F () M ()

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação à pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física na **ÚLTIMA** semana. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são MUITO importantes. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação!

Para responder as questões lembre que:

- Atividades físicas VIGOROSAS são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar MUITO mais forte que o normal.
- Atividades físicas MODERADAS são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar UM POUCO mais forte que o normal.

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza por **pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez.

1a. Em quantos dias da última semana você **CAMINHOU** por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

Dias _____ por SEMANA () Nenhum

1b. Nos dias em que você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou caminhando **por dia**?

Horas: _____ Minutos: _____

2a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)

Dias _____ por SEMANA () Nenhum

2b. Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia?**

Horas: _____ Minutos: _____

3a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

Dias _____ por SEMANA () Nenhum

3b. Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia?**

Horas: _____ Minutos: _____

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentando durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

4a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana**?

_____horas ____minutos

4b. Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um **dia de final de semana**?

_____horas ____minutos

Anexo C – Escala Analógica de Conforto da Mama

Figure 1: Comfort Scale (analogue)

