



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

Faculdade de Educação Física

**LAURA DE MENEZES CANTUSIO**

**ANÁLISE DO EFEITO AGUDO DE UMA RESISTÊNCIA ELÁSTICA EM  
TRONCO DURANTE SALTO VERTICAL UNIPODAL**

Campinas

2025

**LAURA DE MENEZES CANTUSIO**

**ANÁLISE DO EFEITO AGUDO DE UMA RESISTÊNCIA CONTROLADA EM  
TRONCO DURANTE SALTO VERTICAL UNIPODAL**

Dissertação apresentada à Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Mestra em Educação Física, na Área de Biodinâmica do Movimento e Esporte.

**Orientadora:** Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Karine Jacon Sarro

ESTE TRABALHO CORRESPONDE A  
VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO  
DEFENDIDA PELA ALUNA LAURA DE  
MENEZES CANTUSIO, ORIENTADA PELA  
PROFA. DRA. KARINE JACON SARRO.

Campinas

2025

Ficha catalográfica  
Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP)  
Biblioteca da Faculdade de Educação Física  
Dulce Inês Leocadio - CRB 4991

C169a Cantusio, Laura de Menezes, 1989-  
Análise do efeito agudo de uma resistência elástica no tronco durante salto vertical unipodal / Laura de Menezes Cantusio. – Campinas, SP : [s.n.], 2025.

Orientador: Karine Jacon Sarro.  
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Faculdade de Educação Física.

1. Biomecânica. 2. Cinemática. 3. Dinâmica. I. Sarro, Karine Jacon. II. Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP). Faculdade de Educação Física. III. Título.

Informações complementares

**Título em outro idioma:** Analysis of the acute effect of elastic trunk resistance during single leg vertical jump

**Palavras-chave em inglês:**

Biomechanics

Kinematics

Dynamics

**Área de concentração:** Biodinâmica do Movimento e Esporte

**Titulação:** Mestra em Educação Física

**Banca examinadora:**

Karine Jacon Sarro [Orientador]

Ricardo Machado Leite de Barros

Paulo Roberto Garcia Lucarelli

**Data de defesa:** 26-03-2025

**Programa de Pós-Graduação:** Educação Física

**Objetivos de Desenvolvimento Sustentável (ODS)**

Não se aplica

**Identificação e informações acadêmicas do(a) aluno(a)**

- ORCID do autor: <https://orcid.org/0009-0005-3856-4607>

- Currículo Lattes do autor: <https://lattes.cnpq.br/1014515998411023>

## **COMISSÃO EXAMINADORA**

### **Orientadora:**

Profa. Dra. Karine Jacon Sarro  
Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP

### **Banca:**

Prof. Dr. Ricardo Machado Leite de Barros  
Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP

Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia Lucarelli  
Universidade Nove de Julho – UNINOVE

A Ata da Defesa, assinada pelos membros da Comissão Examinadora, consta no SIGA/Sistema de Fluxo de Dissertação/Tese e na Secretaria do Programa da Unidade

## RESUMO

O movimento do tronco tem forte influência na biomecânica do membro inferior especialmente em gestos atléticos que exigem bom controle dinâmico. Intervenções que utilizam resistência aplicada ao tronco têm sido exploradas como estratégia para influenciar o controle postural e a biomecânica dos membros inferiores. O objetivo geral desta dissertação é descrever e analisar as mudanças que uma resistência específica foi capaz de provocar de forma aguda na biomecânica do tronco e membros inferiores de atletas universitárias. Nossa hipótese é que, baseado em uma proposta teórica, essa resistência será capaz de melhorar a qualidade de movimento - conceito clínico - dessas atletas. No total, 27 atletas universitárias com idade de  $20,50 \pm 2,18$  anos participaram deste trabalho. A coleta de dados ocorreu no Laboratório de Biomecânica e Instrumentação (LABIN) da UNICAMP. As participantes realizaram três séries de cinco saltos unipodais em três condições experimentais: Pré-elástico, Com elástico e Pós-elástico. O estímulo resistivo consistiu em uma faixa elástica de tensão moderada presa ao tronco e ao chão à frente da atleta, gerando uma carga inicial correspondente a 6% da massa corporal. Os saltos foram realizados sobre uma plataforma de força Kistler (1000 Hz) e registrados por um sistema de 12 câmeras OptiTrack 17W (200 Hz). Os dados dinâmicos e cinemáticos foram processados nos softwares Visual 3D e MATLAB®. Foram analisadas variáveis do centro de pressão (COP), força de reação do solo e variáveis cinemáticas das articulações do tornozelo, joelho, quadril e tronco. Para a análise estatística, o teste de Wilcoxon e teste t foram usados para comparação entre as condições Pré e Com elástico e os resultados estão apresentados em um primeiro artigo. Já no segundo artigo, usamos ANOVA de medidas repetidas e Friedman para comparação entre as 3 condições citadas. A escolha dos testes se dava conforme a normalidade dos dados e foi considerado  $p < 0,05$ . No primeiro estudo, a resistência elástica reduziu significativamente o deslocamento, a variabilidade e a velocidade do COP na direção anteroposterior, enquanto na direção mediolateral esses parâmetros aumentaram. Não houve diferenças significativas no pico de força de reação do solo. O segundo estudo a resistência levou a maiores ângulos máximos de inclinação e rotação ipsilateral do tronco, além de mudanças na amplitude de movimento do quadril, joelho e tornozelo, entretanto, as mudanças não foram suficientes para considerarmos um efeito positivo na qualidade geral do movimento. Esses achados sugerem que a resistência aplicada ao tronco influencia a dinâmica postural e a biomecânica dos membros inferiores como uma perturbação e não como uma resistência capaz de, dentro do conceito clínico, melhorar o padrão de movimento de atletas com pouco controle.

**Palavras-chave:** Biomecânica, Cinemática, Dinâmica.

## ABSTRACT

The trunk movement has a strong influence on lower limb biomechanics, particularly in athletic tasks that require good dynamic control. Interventions using resistance applied to the trunk have been explored as a strategy to influence postural control and lower limb biomechanics. The overall objective of this dissertation is to describe and analyze the acute changes induced by a specific resistance on the biomechanics of the trunk and lower limbs in university athletes. Our hypothesis, based on a theoretical framework, is that this resistance will be capable of improving movement quality—a clinical concept—in these athletes. A total of 27 university athletes, aged  $20.50 \pm 2.18$  years, participated in this study. Data collection took place at the Biomechanics and Instrumentation Laboratory (LABIN) of UNICAMP. The participants performed three sets of five single-leg jumps under three experimental conditions: Pre-elastic, With-elastic, and Post-elastic. The resistive stimulus consisted of a moderately tensioned elastic band attached to the trunk and anchored to the ground in front of the athlete, generating an initial load equivalent to 6% of body mass. The jumps were performed on a Kistler force platform (1000 Hz) and recorded by a system of 12 OptiTrack 17W cameras (200 Hz). The dynamic and kinematic data were processed using Visual 3D and MATLAB® software. Variables analyzed included center of pressure (COP) parameters, ground reaction force, and kinematic variables of the ankle, knee, hip, and trunk joints. For statistical analysis, Wilcoxon and t-tests were used to compare the Pre-elastic and With-elastic conditions, and the results are presented in the first article. In the second article, repeated measures ANOVA and the Friedman test were used to compare the three conditions. The choice of statistical tests was based on data normality, with a significance level of  $p < 0.05$ . In the first study, elastic resistance significantly reduced displacement, variability, and COP velocity in the anteroposterior direction, while in the mediolateral direction, these parameters increased. No significant differences were observed in peak ground reaction force. The second study found that resistance led to greater maximum angles of ipsilateral trunk inclination and rotation, as well as changes in the range of motion of the hip, knee, and ankle. However, these changes were not sufficient to be considered a positive effect on overall movement quality. These findings suggest that resistance applied to the trunk influences postural dynamics and lower limb biomechanics as a perturbation rather than as a resistance capable of improving movement patterns in athletes with poor control, within the clinical concept of movement quality.

**Keywords:** Biomechanics, kinematics, dynamic.

## Sumário

|                                                                                                                                                                                                          |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1. INTRODUÇÃO.....                                                                                                                                                                                       | 8  |
| 2. METODOLOGIA GERAL .....                                                                                                                                                                               | 12 |
| 2.1. Participantes .....                                                                                                                                                                                 | 12 |
| 2.2. Procedimentos .....                                                                                                                                                                                 | 13 |
| 2.3. Modelo de marcação .....                                                                                                                                                                            | 15 |
| 2.4. Protocolo experimental e instrumentação .....                                                                                                                                                       | 16 |
| 2.5. Orientação e reconstrução dos segmentos .....                                                                                                                                                       | 18 |
| 2.6. Processamento dos dados .....                                                                                                                                                                       | 21 |
| 2.7. Análise Estatística .....                                                                                                                                                                           | 23 |
| 3. RESULTADOS .....                                                                                                                                                                                      | 24 |
| 3.1. ARTIGO 1: Publicado na revista open access: <i>Brazilian Journal of Motor Behavior</i> , 18(1). <a href="https://doi.org/10.20338/bjmb.v18i1.385">https://doi.org/10.20338/bjmb.v18i1.385</a> ..... | 24 |
| 3.2. ARTIGO 2: .....                                                                                                                                                                                     | 35 |
| 4. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO GERAL .....                                                                                                                                                                     | 57 |
| 5. REFERÊNCIAS .....                                                                                                                                                                                     | 60 |
| 6. ANEXOS .....                                                                                                                                                                                          | 67 |
| 6.1. Anexo 1: Parecer Consubstanciado do CEP .....                                                                                                                                                       | 67 |
| 6.2. Anexo 2: Gráficos com dados angulares das 27 sujeitas em cada condição das articulações do Tornozelo, Joelho, Quadril e Tórax. ....                                                                 | 70 |

## 1. INTRODUÇÃO

No meio esportivo, a análise de movimentos dos membros inferiores frequentemente inclui variáveis biomecânicas do tronco, devido à sua relação anatômica e funcional com essas estruturas. Além disso, o tronco desempenha um papel importante em treinamentos voltados para a modificação de padrões biomecânicos dos membros inferiores, uma vez que sua postura e seus movimentos influenciam em como sobrecargas atuam nesses segmentos através de vários mecanismos (Arundale et al., 2018; Critchley et al., 2020; Zazulak et al., 2007).

Lesões nos membros inferiores ocorrem em diferentes condições e são as mais comuns em esportes coletivos. Em jovens do sexo feminino, os mecanismos sem contato e por *overuse* são frequentes, estando associados a desequilíbrios posturais e desalinhamentos dinâmicos excessivos ou descontrolados entre o tronco e os membros inferiores, especialmente em tarefas como aterrissagens de saltos e mudanças de direção (Crossley et al., 2020; T. E. Hewett et al., 2009; T. E. Hewett et al., 2005; Lucarno et al., 2021; McCarthy et al., 2013).

Os termos "alinhado" e "desalinhado" são amplamente utilizados por clínicos e profissionais de treinamento para descrever movimentos nos quais grandes amplitudes nos planos frontal e transversal podem ocorrer em atividades onde esse comportamento não é desejado (Powers, 2003). Movimentos com desalinhamentos acentuados ou descontrolados são considerados de menor qualidade, pois podem resultar em esforços excessivos nos membros inferiores (Jackie L Whittaker; et al., 2017; Ressman et al., 2021). Observações e classificações sobre qualidade de movimento são recomendadas e invariavelmente fazem parte dos processos de avaliação de risco de lesão, especialmente no meio esportivo (Holden et al., 2015; Ressman et al., 2021; Schweizer et al., 2022).

Da perspectiva da biomecânica, a classificação qualitativa de movimentos como "alinhado ou desalinhado", "bom ou ruim" e "seguro ou perigoso" não é bem definida. No entanto, análises biomecânicas auxiliam na compreensão de mecanismos e padrões mesmo sem estabelecer causalidade (Wilczyński et al., 2020). Diante deste cenário, muitos estudos buscam desenvolver estratégias para melhorar o controle do tronco e membros inferiores, alterar padrões biomecânicos e reduzir o risco de lesões.

Existem inúmeras associações entre variáveis biomecânicas de tronco e membros inferiores com risco aumentado de lesões. Por exemplo, um tronco ereto e uma flexão rasa de joelho, durante aterrissagens de saltos, deslocam a resultante da Força de Reação do Solo (FRS) posteriormente ao joelho, aumentando a carga no quadríceps e a tensão no LCA (Krosshaug et

al., 2016; Yu & Garrett, 2007). Aterrissagem com grande inclinação lateral de tronco, desalinhamentos excessivos em valgo, ou ângulos acentuados de adução e rotação interna femoral, abdução e rotações de joelho, também estão associados a lesões do LCA, baseado em análises de jogos por vídeos (T. E. Hewett et al., 2009; Lucarno et al., 2021; Song, Li, Hughes, et al., 2023). Uma revisão feita por Larwa et al. (2021), descreve as variáveis biomecânicas mais relacionadas a lesões do LCA e com maior consenso entre os estudos analisados. São elas: centro de massa mais posterior a base de suporte; maior ângulo de inclinação lateral de tronco; adução femoral acentuada; abdução de joelho; menor flexão plantar no contato inicial com o solo.

Além disso, é conhecido que o treinamento de músculos do tronco pode modificar padrões cinemáticos. Jeong et al. (2021) demonstraram que um protocolo de 10 semanas de treino de *core* resultou em aumento da flexão do tronco e redução da adução femoral e do valgo de joelho em mudanças de direção. De forma semelhante, Sasaki et al. (2019) observaram que um treinamento exclusivo para o tronco alterou a cinemática da aterrissagem de saltos em atletas universitárias, promovendo maiores ângulos de flexão e menores ângulos de inclinação lateral.

Considerando que é na fase inicial da aterrissagem no solo que as lesões mais ocorrem, investigar esse movimento colabora na compreensão de mecanismos e de possíveis intervenções com potencial de alterar padrões de movimentos indesejados. Geralmente, os estudos que se propuseram a isso descrevem os efeitos agudos de perturbações e estímulos em tronco, visando simular mecanismos de lesões, enquanto outros descrevem os efeitos crônicos de exercícios estabilizadores do tronco e dos membros inferiores em programas de treinamento, visando desenvolver intervenções eficientes (Critchley et al., 2020; Davis et al., 2019; Hinshaw et al., 2019; Jeong et al., 2021; Sasaki et al., 2019; Song, Li, Layer, et al., 2023). Os resultados mostram que, de modo geral, as perturbações e estímulos em tronco pioram a qualidade de movimento considerando as seguintes variáveis biomecânicas: redução de flexão de joelho; aumento do ângulo de abdução do joelho nos instantes iniciais de contato com o solo; aumento do pico máximo de abdução de joelho; aumento do pico de FRS vertical; deslocamentos angulares maiores de adução de quadril e abdução de joelho; maiores picos máximos de FRS vertical e medial (Song, et al., 2023; Song et al., 2023; Yom et al., 2014).

Por outro lado, intervenções que alteraram padrões a partir do treinamento encontraram as seguintes alterações biomecânicas: aumento do ângulo de flexão do tronco de 37.7 graus para 47.7 ( $p=.008$ ); redução da inclinação lateral de tronco em 1.5 graus em comparação com

o grupo controle ( $p=.03$ ) (Sasaki et al., 2019); aumento da flexão de quadril de 24.4 graus e joelho de 14.94 graus (Ferri-Caruana et al., 2020).

Baseado nesse contexto e na necessidade de aprimorar as condutas de treinamento e prevenção, uma vez que ainda é expressivo o número de lesões severas nas condições previamente mencionadas (Crossley et al., 2020), Dischiavi et al. (2020) propõe uma intervenção, usando uma resistência elástica no tronco, com o intuito de colaborar com o desenvolvimento de exercícios mais eficientes na melhora de padrões de movimento (Figura 1). Baseado na capacidade de transmissão de forças ao longo de cadeias miofasciais, o autor assume que características específicas da resistência – como sua posição, direção e natureza elástica – podem potencializar o engajamento dos componentes da cadeia Linha Funcional Posterior (Wilke et al., 2016) (Figura 2), como os glúteos, e favorecer a melhora de padrões desalinhados ou de baixa qualidade.



Figura 1 – imagem retirada do artigo de Dishavi et al. (2020) com a proposta de resistência.

Teoricamente, o aumento de tensão promovido pela carga elástica em espiral no tronco, pode otimizar o controle excêntrico de movimentos em desaceleração, como a adução e rotação de quadril durante aterrissagens de saltos, repercutindo positivamente na qualidade geral do movimento (Dischiavi et al., 2020). Embora a teoria sugira que o efeito agudo desta resistência na qualidade de movimento pode ser mais próximo do efeito de treinamentos voltados para a

estabilização de tronco – ou seja, melhora na qualidade de movimento – na prática, não se sabe se ela causará uma repercussão aguda mais semelhante a uma perturbação.



Figura 2 - imagem retirada do artigo de Wilke et al. (2016) ilustrando todas as cadeias miofasciais descritas com destaque ao centro para a Linha Funcional Posterior.

Uma vez que uma intervenção consegue afetar agudamente variáveis biomecânicas, no sentido de alterar padrões que provocam maiores sobrecargas nas estruturas do membro inferior, esta intervenção pode ajudar a reduzir esforços de treinamento, a adaptar atletas com pouco controle de movimento a exercícios complexos, além de otimizar treinamentos de aquisição de padrões de movimentos mais eficientes.

Diante disso, o presente estudo propõe analisar a dinâmica e a cinemática do tronco e membro inferior durante a fase de contato com o solo de saltos unipodais de atletas universitárias com pouca qualidade de movimento – conceito clínico que descreve padrões de movimentos com pouco controle e grandes desalinhamentos (Ressman et al., 2021) – sob a aplicação de resistência externa no tronco e imediatamente após a aplicação. A direção, o sentido e o tipo da resistência foram baseados na proposta de Dischiavi et al. (2020).

Nossa hipótese é que a especificidade dessa resistência será capaz de modificar o padrão de movimento durante o contato com o solo durante seu uso e na série seguinte à sua aplicação, indicando um comportamento de maior qualidade de movimento de tronco e membros inferiores.

O objetivo geral desta dissertação é descrever e analisar as alterações que essa resistência externa no tronco foi capaz de provocar de forma aguda na biomecânica do tronco

e membros inferiores de atletas universitárias. Analisaremos essas mudanças com base em variáveis dinâmicas e cinemáticas, considerando o que a literatura descreve sobre essas variáveis e a qualidade do movimento, determinando, por fim, se a resistência elástica no tronco pode gerar efeitos agudos que melhorem o movimento, como ocorre com alguns feedbacks verbais (Kiminski et al., 2022), ou se, ao contrário, pode prejudicá-lo, como acontece com perturbações aleatórias. Os objetivos específicos incluem descrever as mudanças no controle postural dinâmico – avaliadas por meio das variáveis Centro de Pressão (COP), mudanças no pico da força vertical de reação do solo (FRSv), na taxa média de produção da FRSv e no tempo até o pico. Adicionalmente, descrevemos as modificações nos valores máximos, mínimos e amplitudes de movimento do tronco, quadril, joelho e tornozelo durante e imediatamente após o uso da resistência elástica no tronco.

Este trabalho segue o seguinte formato: após esta introdução, descrevemos a metodologia geral usada, e, em seguida, apresentamos os resultados em formato de artigos. O primeiro artigo já está publicado, enquanto o segundo ainda será submetido. Na sequência, apresentamos uma discussão e conclusão geral da dissertação.

## **2. METODOLOGIA GERAL**

### **2.1. Participantes**

Foi realizado cálculo amostral a priori no software G\*Power versão 3.1.9.4, baseado no teste estatístico Anova para medidas repetidas (one way), aplicada a 1 grupo com 3 medidas. A probabilidade de erro alpha adotada foi de 0,05, poder do teste de 0,80 e tamanho de efeito de 0,25. O cálculo indicou uma amostra de 28 sujeitos, entretanto, devido problemas com a qualidade dos dados cinemáticos de 1 atleta, foram analisados somente dados de 27 participantes. Todas as participantes eram atletas universitárias do sexo feminino, com rotina de treino de pelo menos 2 vezes na semana, sem lesão auto relatada ou queixas em membros inferiores e lombar nos seis meses anteriores à coleta de dados, sem cirurgia prévia no membro inferior e que apresentaram desalinhamento dinâmico do membro inferior durante avaliação qualitativa (descrição adiante).

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP (CAAE: 56427822.7.0000.5404) (Anexo 1), e todas as participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

## 2.2. Procedimentos

Inicialmente, o primeiro contato com as atletas foi em ambiente de treino e visava selecionar a amostra. As atletas voluntárias eram questionadas sobre frequência semanal de treino, histórico de lesões, queixas e sobre participação em competições. Aquelas que cumpriam os primeiros critérios de inclusão passavam por avaliação qualitativa do alinhamento dinâmico do membro inferior com agachamentos unipodais (SLS - Single Leg Squat) obedecendo o protocolo proposto por Ressman et al. (2021) (Figura 3). Os agachamentos eram realizados usando o membro auto relatado como o preferido para realizar a tarefa.



Figura 3 – imagem retirada do artigo de Ressman et al. (2021) do Single Leg Squat para avaliação da qualidade de movimento

Foram realizados três agachamentos unilaterais consecutivos, e observados desvios de movimento em relação ao alinhamento no plano frontal dos segmentos corporais — pé, joelho, pelve e tronco. Quando não houve desvio, a pontuação foi 0, e 1 ponto foi atribuído ao desvio de cada segmento. Assim, a pontuação total para o teste variou de 0 a 4 pontos. Aquelas voluntárias que apresentaram pontuação  $\geq 2$  pontos na escala de controle de movimento do protocolo (Ressman et al., 2021) foram consideradas com pouco controle de movimento e foram incluídas na coleta de dados.

A primeira etapa da coleta ocorreu ainda nas quadras de treino, onde realizamos testes físicos para caracterizar a amostra. Os testes físicos estão apresentados na Figura 4 e foram eles: A – avaliação de força isométrica de musculatura póstero-lateral de quadril (Hip Stability Isometric Test - HipSIT) com dinamômetro manual isométrico (SPTech MedEOR Medtech®)

(Almeida et al., 2017); B – Lunge Test para medição da amplitude de dorsiflexão de tornozelo em cadeia cinética fechada usando um inclinômetro digital ( iOS app Clinometer® - versão 4.9.4) (Bennell et al., 1998); C – resistência da força muscular de tronco medida indiretamente pelo teste de prancha lateral (McGill et al., 1999).

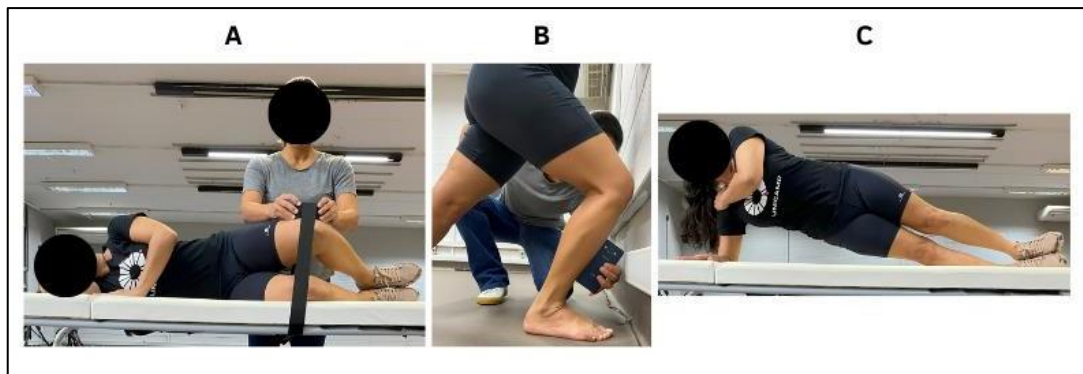


Figura 4 – Caracterização da amostra: A- HIPSit; B- Lunge Test; C- Prancha lateral.

Esses testes permitem verificar se existe homogeneidade entre as atletas em relação à força muscular e à amplitude de dorsiflexão e ainda classificar a amostra em 3 categorias para cada medida: 1 – medidas abaixo de valores de referência , 2 – dentro ou 3 – acima dos valores de referência para uma população semelhante. Essa caracterização é relevante, pois as funções analisadas podem influenciar na execução do protocolo a ser realizado pelas atletas (Dill et al., 2014; Khayambashi et al., 2016; Leetun et al., 2004). Os valores das medidas antropométricas e os resultados dos testes realizados estão apresentados na Tabela 1, assim como a distribuição da amostra nas classificações.

Após uma semana, a segunda etapa da coleta ocorreu no Laboratório de Biomecânica e Instrumentação (LABIN) da Faculdade de Ciências Aplicadas da UNICAMP. Inicialmente dados de massa e altura eram aferidos (Tabela 1), e na sequência, as atletas realizaram uma série de aquecimento (corrida leve por 5 minutos e alogamentos dinâmicos) e por fim, eram orientadas a realizar saltos unipodais para familiarização com o protocolo. Após aquecimento, foi feita a marcação do modelo anatômico escolhido.

**Tabela 1.** Média e Desvio Padrão das variáveis antropométricas, testes clínicos e distribuição da classificação nos testes.

| Variáveis                    | Média (DP)    | Distribuição da classificação |
|------------------------------|---------------|-------------------------------|
| Idade (anos)                 | 20,5 ± 2,18   |                               |
| Massa (kg)                   | 63,40 ± 8,66  |                               |
| Altura (m)                   | 1,62 ± 0,05   |                               |
| Single Leg Squat (Pontuação) | 2,29 ± 0,54   | 74,07% - 2 pts                |
|                              |               | 22,23% - 3 pts                |
|                              |               | 3,70% - 4 pts                 |
| HIPSit (Kgf/Kg)              | 0,41 ± 0,07   | 2 – 25,93%                    |
|                              |               | 3 – 74,07%                    |
| Lunge Test (Graus)           | 47, 29 ± 6,50 | 1 – 7,40%                     |
|                              |               | 2 – 37,05%                    |
|                              |               | 3 – 55,55%                    |
| Prancha Lateral (seg)        | 52,87 ± 10,08 | 1 - 44,44%                    |
|                              |               | 2 – 55,56%                    |

pts: pontos; 1: abaixo de valores normativos; 2: dentro de valores normativos; 3: acima de valores normativos.

### 2.3. Modelo de marcação

Foram utilizados 23 marcadores esféricos com material refletivo nas seguintes referências anatômicas: processo espinhoso da 7ª vertebra cervical (CV7); processo espinhoso da 8ª vertebra torácica (TV8); acrômio direito (RAC) e acrômio esquerdo (LAC); incisura jugular (IJ); processo xifoide (XIF); ponto médio entre IJ e XIF (PTO\_MED\_JX); espinha ilíaca pósterio-superior direita (RPSIS) e esquerda (LPSIS); espinha ilíaca ântero-superior direita

(RASIS) e esquerda (LASIS) ; crista ilíaca direita (RIC) e crista ilíaca esquerda (LIC); trocanter maior do fêmur (TROC) da coxa de apoio; epicôndilo femoral lateral (LFEP) da coxa de apoio; epicôndilo femoral medial (MFEP) da coxa de apoio; cabeça da fíbula (HFIB) da perna de apoio; tuberosidade anterior da tíbia (ATT) da perna de apoio; maléolos lateral (LMAL) e medial (MMAL) da perna de apoio, cabeça do primeiro (1MET) e quinto (5MET) metatarso do pé de apoio; e tuberosidade posterior do calcâneo (CALC) do pé de apoio (Figura 5).



Figura 5 – Modelo de marcação com 23 marcadores.

#### 2.4. Protocolo experimental e instrumentação

Após a marcação, 3 séries de 5 saltos unipodais consecutivos foram realizadas, com intervalo de no mínimo 30 segundos entre elas e usando somente o membro autorelatado como dominante na triagem. As participantes realizaram os saltos descalças, sobre uma plataforma de força, nivelada com o solo, da marca Kistler (modelo 9286B) de dimensão 600 X 400mm, numa frequência de amostragem de 1000Hz. A filmagem dos saltos foi feita por 12 câmeras OptiTrack modelo 17w, configuradas numa frequência de amostragem de 200Hz, sendo 11 delas usadas para captura no formato Object Mode e 1 em MJPEG grey scale Mode (Figura 6).

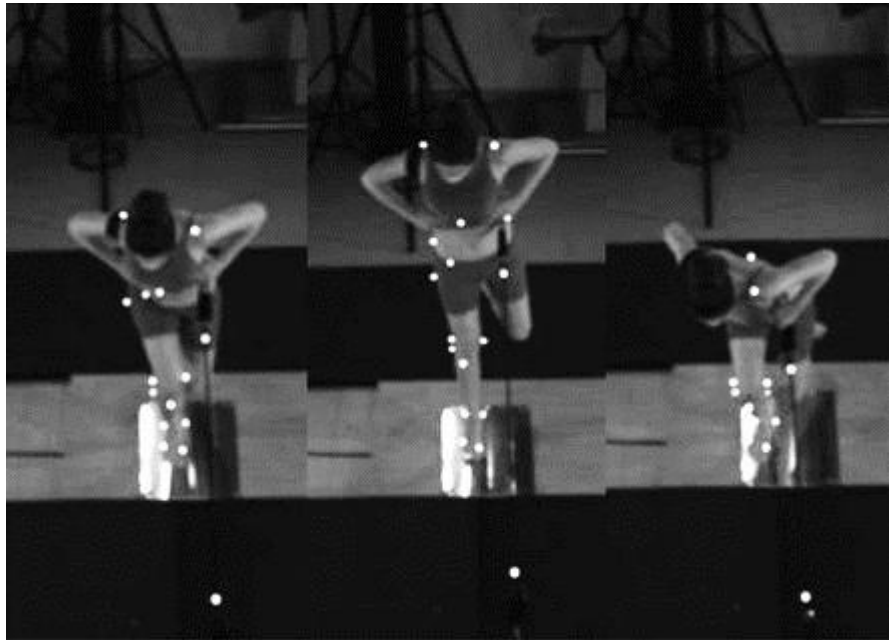


Figura 6 – Fases de um salto “Com elástico” filmado pela câmera em MJPEG grey scale Mode.

Os saltos foram realizados mantendo as mãos na cintura e sem encostar o pé não dominante no chão. Na primeira série (Pré-elástico), os saltos foram realizados sem nenhum tipo de resistência. Na segunda série (Com elástico), os saltos foram realizados com o tronco preso a uma faixa elástica. Por fim, a terceira série foi sem nenhum tipo de resistência novamente (Pós-elástico).

O posicionamento da resistência no tronco, demonstrado na figura 7, foi feito à partir de uma alça presa ao ombro ipsilateral a perna de apoio. Essa faixa cruza posteriormente o tronco e passa pela sua lateral até ser presa a um elástico da marca Elastos de tensão moderada (cor Preta). Este elástico foi preso em outra faixa rígida fixada no chão a frente da voluntária. Esse posicionamento foi baseado no trabalho de Dishavi et al. (2020). A carga elástica era inicialmente calibrada por uma balança manual com 6% da massa corporal das voluntárias. Essa calibração se dava através da distância horizontal que o elástico era preso ao chão (Figura 7). Na média, a carga inicial calibrada foi de  $3,80 \pm 0,51\text{kg}$ .

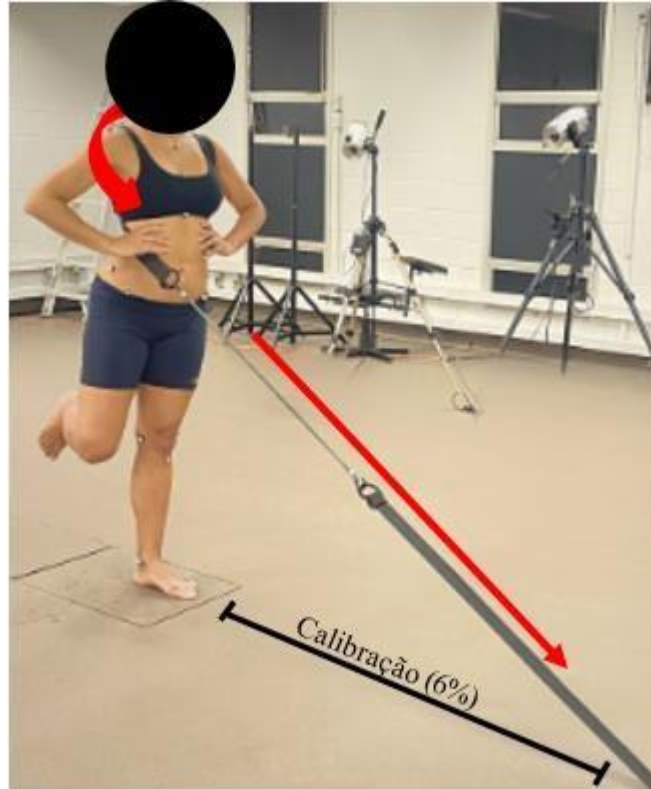


Figura 7 – Representação do posicionamento da resistência e sua calibração.

Marcadores reflexivos, fixados nos pontos anatômicos descritos, foram rastreados automaticamente em cada frame pelo sistema Motive e tiveram suas coordenadas tridimensionais reconstruídas usando como referência o sistema de coordenadas global do laboratório. O processo de rotulagem ou nomeação dos marcadores foi feito manualmente.

Os dados cinemáticos e cinéticos brutos foram armazenados num arquivo C3D e exportados para posterior análise no software Visual 3D e Matlab®.

## 2.5. Orientação e reconstrução dos segmentos

O sistema de coordenadas local de cada segmento foi criado no Software Visual 3D (v2021.02.1). Foi padronizado que o eixo X (vermelho) de todos os segmentos tem direção latero-lateral e sentido positivo para a direita, o eixo Y (verde) é antero-posterior com sentido positivo para frente e o eixo Z (azul) é crânio-caudal com sentido positivo para cima.

### ***Sistema de coordenadas do tórax (figura 8)***

Segmento definido a partir de marcadores virtuais previamente definidos como o ponto médio da distância entre os marcadores IJ e CV7 e ponto médio da distância entre XIF e TV8 com os marcadores RAC e LAC. A origem do seu sistema de coordenada é no marcador virtual localizado no ponto médio entre IJ e CV7 representado internamente ao segmento do toráx.

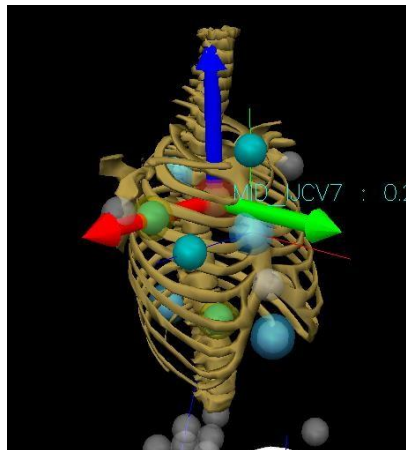


Figura 8 – Sistema de coordenadas do segmento do tronco.

### ***Sistema de coordenadas da pelve (figura 9)***

O modelo de pelve usado foi o CODA. O segmento foi definido pelos marcadores das espinhas ilíacas RASIS, LASIS, RPSIS e LPSIS. A origem do seu sistema de coordenada é no ponto médio entre os marcadores RASIS e LASIS. O segmento foi rastreado a partir dos marcadores das espinhas ilíacas e das cristas ilíacas (RIC e LIC).

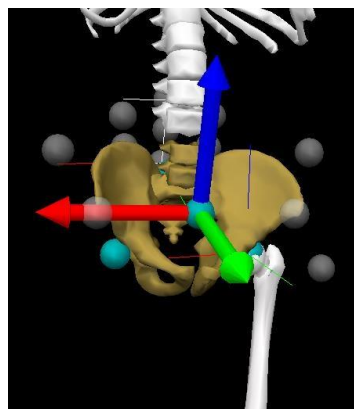


Figura 9 – Sistema de coordenadas da Pelve

### ***Sistema de coordenadas da coxa (Figura 10)***

Segmento definido a partir do marcador virtual do centro articular do quadril – previamente calculado na criação do modelo CODA – e da posição marcadores dos epicôndilos femorais (LFEP e MFEP). A origem do seu sistema de coordenada é no centro articular do quadril. O segmento foi rastreado a partir dos marcadores do trocanter (TROC) e dos epicôndilos femorais.

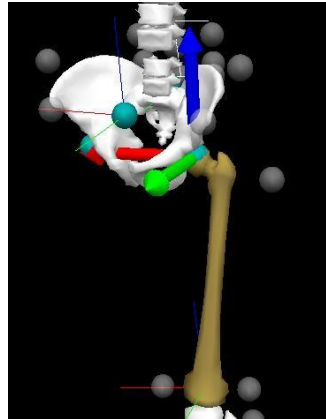


Figura 10 – Sistema de coordenadas da Coxa

### ***Sistema de coordenadas da perna (figura 11)***

Segmento definido a partir do centro articular do joelho, previamente calculado como o ponto médio entre os marcadores dos epicôndilos femorais (LFEP e MFEP), e dos marcadores dos malelos (LMAL e MMAL). A origem do seu sistema de coordenada é no centro articular do joelho. O segmento foi rastreado a partir dos marcadores da cabeça da fibula (HFIB), tuberosidade anterior da tibia (ATT) e maleolos.

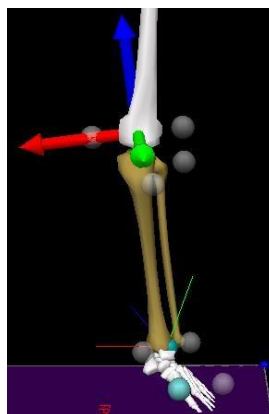


Figura 11 – Sistema de coordenadas da Perna

### ***Sistema de coordenadas do pé (figura 12)***

Segmento considerado como rígido foi definido a partir do centro articular do tornozelo, calculado como o ponto médio entre os marcadores dos maleolos (LMAL e MMAL) e marcadores nos metatarsos (1MET e 5MET). A origem do seu sistema de coordenada é no centro articular do tornozelo e o segmento foi rastreado pelos marcadores da tuberosidade do calcâneo (CALC) e dos metatarsos.

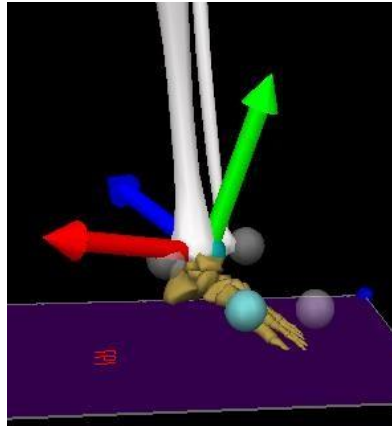


Figura 12 – Sistema de coordenadas do Pé

### **2.6. Processamento dos dados**

No software Visual 3D os dados brutos das coordenadas dos marcadores foram suavizados com filtro passa baixa Butterworth de 4ª ordem, em uma frequência de 10Hz e os dados brutos de força a 20Hz. Esses parâmetros foram adotados baseado em estudos prévios que também analisaram saltos verticais unipodais (Bedo et al., 2022; Blache et al., 2017).

Após filtragem o cálculo dos ângulos de movimento obedeceram a sequência de Cardan X-Y-Z e foram adotadas as seguintes orientações para os movimentos: No plano sagital ou eixo X a Flexão ou Dorsiflexão (+) / Extensão ou Flexão Plantar (-); No plano frontal ou eixo Y a Adução ou Inclinação Ipsilateral (+) / Abdução ou Inclinação Contralateral (-); No plano transversal ou eixo Z a Rotação Interna ou Pronação ou Rotação Ipsilateral (+) / Rotação Externa ou Supinação ou Rotação Contralateral (-). A versão utilizada não permitiu que valores de ângulos fossem normalizados pelos valores nas tomadas estáticas, portanto todos os valores foram normalizados posteriormente em ambiente MatLab®.

Também foram criados eventos nos dados para definir as fases de contato com o solo durante a sequência de saltos. Foi adotado um threshold de 20N como início e final da fase de

contato para a análise dos dados dinâmicos e, para os dados cinemáticos, que foram analisados separadamente, a identificação do início e fim da fase de contato foi a partir do valor estático da posição vertical do marcador localizado na cabeça do 5º metatarso.

Após a separação dos dados dos 5 saltos, apenas aqueles referentes aos 3 saltos intermediários foram considerados, visando garantir que os movimentos analisados fossem mais semelhantes entre si, sofrendo menor influência das adaptações dos movimentos esperadas no início e no fim das séries.

As variáveis cinemáticas escolhidas para análise foram: amplitudes de movimento, máximos e mínimos das curvas angulares ao longo do tempo das articulações do tornozelo, joelho, quadril e do tórax com relação a pelve. Uma média de variável foi calculada a partir dos 3 saltos em cada condição (Pré, Com e Pós-elástico) para posterior análise estatística.

Dos dados obtidos pela plataforma, considerou-se o comportamento da resultante da FRS (Figura 13) para analisar variáveis do Centro de Pressão (COP) como deslocamento antero-posterior (COPap) e medio-lateral (COPml); dispersão do COP no sentido antero-posterior (RMSap) e medio-lateral (RMSml); velocidade média no sentido antero-posterior (Vap) e medio-lateral (Vml).

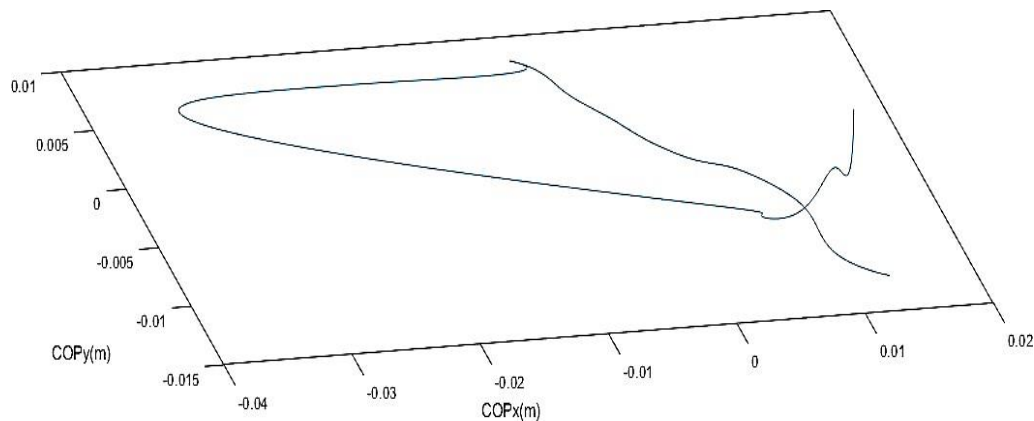


Figura 13 – COP durante contato com o solo.

Usamos também a componente vertical da força de reação do solo para calcular a carga e a taxa média de produção de força até o primeiro pico de força. Todos os valores de FRS foram normalizados pelo peso de cada atleta (massa da atleta x gravidade). Como estão medidos em função do peso do corpo da atleta, a unidade utilizada é Body Weight (BW). O tempo até o primeiro pico ( $\Delta T$ ), foi calculado como o intervalo entre o contato inicial e o primeiro pico. A

taxa média de produção de força (LR) até o pico foi definida como a diferença entre os valores de força observados no primeiro contato e no pico ( $\Delta F$ ), divididos pela tempo até o pico ( $\Delta T$ ) (Figura 14) (Hodgson et al., 2005).

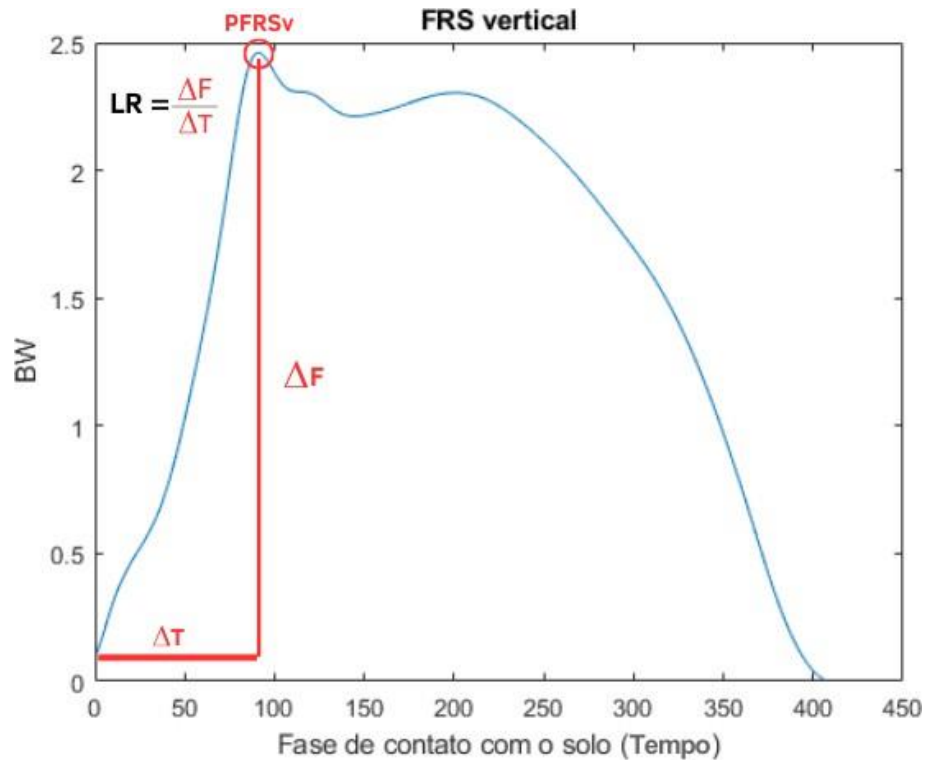


Figura 14 – Representação de como foram obtidas as variáveis da FRSv.

Os valores de COP, o valor de pico, do tempo até o pico, assim como a LR de cada atleta também tiveram suas médias calculadas em cada condição para posterior análise estatística.

## 2.7. Análise Estatística

Inicialmente, foi analisado se havia distribuição normal entre as 27 atletas para cada uma das variáveis a partir do teste Shapiro-Wilk. Para as variáveis que apresentaram distribuição normal, foi realizado o teste ANOVA para medidas repetidas (one way) aplicada a 1 grupo com 3 medidas visando identificar se havia diferença estatística entre as 3 condições realizadas (Pré, Com e Pós-elástico). Quando diferenças significativas eram encontradas a

análise de Post-Hoc de Tukey foi aplicada. Para as variáveis que não apresentavam distribuição normal o teste de Friedman foi usado para analisar se havia diferença entre as 3 condições.

Para o primeiro artigo publicado as variáveis de COP foram analisadas somente entre 2 condições: “Pré-elástico” e “Com elástico” (denominadas no artigo ‘No-Resistance’ e ‘With-Resistance’). Por isso, o teste de Wilcoxon foi utilizado para verificar o efeito agudo do elástico entre essas 2 condições, uma vez que essas variáveis não apresentaram distribuição normal.

Para todas as variáveis foi considerado  $p < 0,05$ . Variáveis com diferença estatística tiveram seu tamanho de efeito calculado no software Matlab® e todos os outros cálculos foram realizados no software Jamovi (v. 2.3.18).

### 3. RESULTADOS

**3.1. ARTIGO 1:** Publicado na revista open access: *Brazilian Journal of Motor Behavior*, 18(1). <https://doi.org/10.20338/bjmb.v18i1.385>

#### **How a multiplanar trunk resistance affects the dynamic postural control during single-leg vertical jumps in college athletes with poor movement quality**

Laura M. Cantusio<sup>1</sup> | Renê Ribeiro<sup>2</sup> | Milton S. Misuta<sup>2</sup> | Karine J. Sarro<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas – SP, Brazil.

<sup>2</sup> Faculdade de Ciências Aplicadas, Universidade Estadual de Campinas, Campinas – SP, Brazil.

#### **ABSTRACT**

**BACKGROUND:** Poor movement quality of the trunk and lower limbs as well as dynamic postural control have a strong relation with non-contact injuries in sport. Aiming to reduce the risk of injury, training approaches using loaded jumps with a trunk resistance have been proposed.

**AIM:** To describe how a multiplanar trunk load affects the dynamic postural control and peak vertical ground reaction force of college athletes with poor movement quality of the trunk and lower limbs.

**METHOD:** Center of Pressure (COP) variables and peak vertical ground reaction force of 24 female college athletes during single-leg jumps with and without a trunk resistance were compared.

**RESULTS:** There was a significant decrease of the COP displacement ( $p=0.006$ ), RMS ( $p=0.009$ ) and velocity ( $p=0.007$ ) in the anteroposterior direction, and an increase of the COP displacement ( $p=0.016$ ), RMS ( $p=0.043$ ) and velocity ( $p=0.043$ ) in the mediolateral direction, with a moderate effect size. No significant difference was found in peak vertical ground reaction force.

**CONCLUSION:** Exercises involving multiplanar trunk resistance may negatively impact dynamic postural control in women with poor movement quality.

**KEYWORDS:** (3-6)

**Center of Pressure, Misalignments, Jump**

**HIGHLIGHTS** (3-5)

Multiplanar predictable trunk resistance during single-leg jumps increase mediolateral displacement of the center of pressure.

Multiplanar trunk resistance affects postural control of female athletes with poor movement quality even at low intensity.

It is recommended to assess movement quality before incorporating training involving multiplanar trunk resistance in jumps in female athletes with poor movement quality.

## INTRODUCTION

Single-leg landings and change of direction are common sports tasks that are related to severe lower limb injuries, such as non-contact ACL injuries <sup>1</sup>. Studies have shown a strong relation between poor movement quality of the trunk and the lower limbs (such as misalignment, excessive movement and imbalances <sup>2,3</sup>) and joint overload <sup>4,5</sup>. Additionally, another essential factor in situations where non-contact injuries mainly occur is the dynamic postural control <sup>6</sup>. Considering that the incidence of non-contact injuries in sport is high, there

is a need for appropriate approaches for training and reducing injury risks.

While the exact knee injury mechanism involving the trunk and the lower limbs during jumps has not been identified, some studies point that certain dynamic postures are strongly associated with acute or overuse injuries. These include pronounced lateral trunk flexions, shallow trunk flexions, and significant trunk rotations during landing <sup>5,7,8</sup>.

Considering that 45% of the total body mass is concentrated in the trunk segment, strength deficits or a lack of adequate neuromuscular control can lead to greater misalignment and excessive range of motion <sup>9</sup>, which can influence the position of the ground reaction force and, consequently, the load in the knee <sup>10</sup>. Therefore, strategies aiming the improvement of segment alignment and dynamic postural control should incorporate trunk resistance training during sports gestures. Additionally, Dischiavi et al. <sup>4</sup> indicate that the trunk resistance should represent a multiplanar load, that is, applied simultaneously in the three movement planes to enhance force transmission between the trunk segment and the lower limbs improving movement quality and approximating the exercise complexity to the athletic demands.

However, it is widely recognized that simply developing neuromuscular capacities of strength and endurance does not guarantee improvements in dynamic postural control or movement quality <sup>10,11</sup>. Therefore, it is essential that exercises include strategies that encourage and stimulate these abilities. Although Dischiavi et al. <sup>4</sup> suggest a multiplanar resistance of the trunk to achieve these goals, to the best of our knowledge, there is no study describing how a multiplanar trunk load affects dynamic postural control, which would be an essential knowledge to understand the potential training applications of this kind of loading during jumps.

Therefore, the objective of this study was to describe the effects of multiplanar trunk resistance on dynamic postural control during single-leg jumps in female college athletes with low-quality movement. We hypothesized that applying an external predictable multiplanar load to the trunk during jumps would improve the dynamic postural control, possibly due to the increased muscular activation.

## METHODS

### Participants

A sample size of 28 subjects was calculated, based on an alpha error of 0.05, a power of 0.80, and an effect size of 0.25. However, due to sample loss of four participants during the course of the study, the final sample consisted of 24 female college athletes (defined as a student

who is enrolled at an institution and is listed as a member of an intercollegiate athletics team at the institution)<sup>12</sup>. They had the following characteristics: mean age of  $20.54 \pm 2.04$  years; mean height of  $1.62 \pm 0.05$ m; mean body mass of  $63.44 \pm 8.47$ Kg; and was enrolled in team sports modalities (volleyball, handball, soccer, and basketball). All the participants signed the informed consent form. The study was approved by the Human Research Ethics Committee (CAAE: 56427822.7.0000.5404).

The inclusion criteria was: sport practice at least twice a week for at least one year; participation in sports competitions; no history of surgery, pain or injury in the lower limbs and the lumbar spine in the last 6 months, low quality movement during a Single Leg Squat Test (SLS) (at least 2 points out of 4 in the validated and reliable score ( $\kappa = 0.82$ ) for qualitative assessment of movement quality proposed by Ressman et al.<sup>2</sup>).

To evaluate the quality of the movement, the participants performed three consecutive single-leg squats while an experienced physical therapist observed and scored movement deviations from the vertical alignment of the body segments — foot, knee, pelvis, and trunk. No deviation was scored as 0 points, and 1 point was attributed to the deviation of each segment. A deviation of one segment could only be scored once (one point), even if it occurred in all three squats. Thus, the total score for the multi-segmental SLS test could range from 0 to a maximum of 4 points.

#### Data Collection

Participants were assessed in two stages. The initial stage aimed to collect information about three physical capacities previously linked to low-quality movement patterns<sup>13–15</sup>, in order to characterize the sample: hip posterolateral strength (Hip Stability Isometric Test - HipSIT) using a hand held dynamometer (SPTech MedEOR Medtech®)<sup>16</sup>; close kinetic dorsiflexion range of motion (ROM) using the iOS app Clinometer® (version 4.9.4)<sup>17</sup>; and side plank endurance time using a chronometer<sup>18</sup>. The normalized values of HIPsit (Kgf) and absolute values of Dorsiflexion range of motion (degrees) was registered and classified as: 1 – below the reference values; 2 – within the reference values; 3 – above the reference values. This classification followed the reference values stipulated for a similar population<sup>16,17</sup>. Finally, the side plank endurance time identified those who have sufficient ( $\geq 60$ sec) or insufficient ( $< 60$ sec) trunk muscular resistance<sup>18</sup>.

The experimental protocol was conducted in a second meeting, at least 7 days apart. Initially, a 5-minute warm-up was performed (running at preferred speed and ballistic

stretching). The experimental protocol consisted of 2 series of 5 consecutive single-leg jumps with the athlete's preferred leg on a force platform (Kistler model 9286B) at a sampling rate of 1000Hz, being the first serie without trunk resistance (No-Resistance) and the second one with trunk resistance (With-Resistance). The jump height was not controlled, the participants were instructed to perform consecutive vertical jumps as high as possible <sup>19</sup>, replicating possible training series. The interval between sets was at least 30 seconds. To create multiplanar resistance of the trunk, a band was attached to the ipsilateral shoulder of the volunteer's supporting leg, crossing the trunk posteriorly (Fig 1), and attached to a moderately tensioned elastic tube (Elastos, color black) fixed to the floor.



Figure 1. Placement of the shoulder band used to generate the multiplanar trunk resistance.

Previously to the With-Resistance jump set, the elastic band was calibrated to impose an initial load equal to 6% of the athlete's body mass. The magnitude of this load was chosen based on studies that showed improvement in muscle performance through post activation potentiation <sup>19</sup>. Calibration was performed using a traction scale (Electronic Portable Scale, model 50Kg) tied to the elastic band.

The analysis focused on the three intermediate jumps, excluding the first and last ones from the series. This approach aimed to reduce the impact of transient factors associated with the beginning and the end of the series, such as initial adaptation and deceleration in the last jump. Additionally, the sequence of jumps was standardized as No-Resistance followed by With-Resistance, as the previously described phenomenon of post-activation potentiation could

influence the execution of jumps without resistance performed after loaded jumps and, consequently, could influence our results.

Force plate data were used to obtain the center of pressure position (COP) and the peak vertical force during the landing phase (determined from a threshold of 20N). Data was smoothed (4th order Butterworth filter at a cut-off rate of 20 Hz), and six COP variables were extracted: COP maximum displacement in the anteroposterior (COPap) and mediolateral directions (COPml); the dispersion of the COP relative to its mean position, represented by the COP Root Mean Square in the anteroposterior (RMSap) and mediolateral directions (RMSml); and COP mean velocity in the anteroposterior (Vap) and mediolateral (Vml) directions. Subsequently, the average peak vertical force and COP variables across the three jumps were calculated for both No-Resistance and With-Resistance series.

### Statistical Analysis

Since not all COP variables showed normal distribution (Shapiro-Wilk test) or variance homogeneity (Levene's test), the Wilcoxon test was used to compare No-Resistance and With-Resistance results. The results are presented as median and interquartile range. To evaluate the trunk resistance effect on the peak vertical ground reaction force, the paired t-test was used. The effect size was also calculated (d-Cohen) and a p value <0.05 was considered significant for all the analyses.

### RESULTS

Considering the characterization of the participants, they presented the following quality movement's scores: seventeen participants (70.85%) scored 2 points, six participants (25%) scored 3 points, and one (4.15%) scored 4 points. Regarding the HipSIT measurements, they showed an average of 0.42 Kgf/Kg ( $\pm 0.09$ ). The reference value for a similar population is 0.27 Kgf/Kg ( $\pm 0.07$ ). Proportionally, participants exhibited the following distribution: eighteen (75%) participants above the reference value and six (25%) within the reference value. As for the Range of Motion (ROM) measurements, participants had an average of 47° ( $\pm 6.64$ ). The reference range for this measurement is 36°- 45°. Participants showed the following distribution: fourteen (58.33%) above the range, eight (33.33%) within the range, and two (8.33%) below the range. Regarding trunk endurance, fifteen (62.5%) participants achieved 60 seconds.

All the COP variables showed a significant difference and a medium effect size (Table

1). There was a significant decrease of the COPap ( $Z=-2.771$ ,  $p=0.006$ ), RMSap ( $Z=-2.600$ ,  $p=0.009$ ) and Vap ( $Z=-2.714$ ,  $p=0.007$ ), and an increase of the COPml ( $Z=-2.400$ ,  $p=0.016$ ), RMSml ( $Z=-2.029$ ,  $p=0.043$ ) and Vml ( $Z=-2.029$ ,  $p=0.043$ ) during the jumps with trunk resistance.

**Table 1.** Median and interquartile range (IQR) of center of pressure (COP) variables considering jumps without (No-Resistance) and with multiplanar trunk resistance (With-Resistance)

| COP Variables    | No-Resistance       | With-Resistance      | d    |
|------------------|---------------------|----------------------|------|
| <b>COPap (m)</b> | 0.063 (0.051-0.090) | 0.055 (0.041-0.068)* | 0.7  |
| <b>COPml (m)</b> | 0.022 (0.015-0.029) | 0.029 (0.019-0.048)* | -0.5 |
| <b>RMSap (m)</b> | 0.019 (0.015-0.024) | 0.016 (0.012-0.019)* | 0.7  |
| <b>RMSml (m)</b> | 0.006 (0.004-0.008) | 0.007 (0.005-0.013)* | -0.5 |
| <b>Vap (m/s)</b> | 0.774 (0.377-1.272) | 0.708 (0.140-1.169)* | 0.6  |
| <b>Vml (m/s)</b> | 0.222 (0.172-0.332) | 0.305 (0.196-0.536)* | -0.5 |

**COPap:** anteroposterior displacement of the center of pressure. **COPml:** mediolateral displacement of the center of pressure. **RMSap:** anteroposterior root mean square. **RMSml:** mediolateral root mean square. **Vap:** anteroposterior mean velocity. **Vml:** mediolateral mean velocity. \* Significantly different from No-Resistance at  $p < 0.05$ . d: effect size.

The mean peak vertical force during No-Resistance jumps was 1437N ( $\pm 210$ ), while during With-Resistance jumps was 1470N ( $\pm 227$ ). No significant difference was found ( $p = 0.457$ ;  $d = -0.1555$ ).

## DISCUSSION

This study aimed to describe the influence of multiplanar trunk resistance on dynamic

postural control during single-leg jumps in female college athletes with poor movement quality. We observed a decrease in COP variables in the anteroposterior direction and an increase in the mediolateral direction.

Our hypothesis suggesting that dynamic postural control would improve with the use of trunk resistance was partially confirmed. A reduction in COP values in the anteroposterior direction was observed, while an increase occurred in the mediolateral measures. Generally, the reduction in COP displacements, dispersion and velocities indicates an improvement in postural control. Therefore, it could be said that dynamic postural control improved in the sagittal plane. However, when contextualizing these measures with jumping tasks and considering that the main damping movements occur in the sagittal plane through trunk and lower limb joint flexion, the reduction in these values may indicate smaller movements in this plane, such as shallow trunk flexion.

Landing with shallower trunk flexion angles tend to exhibit more rigid patterns and consequently higher vertical force values<sup>8</sup>. However, there was no significant difference in the peak vertical force among our participants, which suggests that the decrease in the anterior-posterior COP displacement and velocity is not related to a more rigid landing.

Regarding COP measures in the frontal plane, an increase during the use of the trunk resistance was observed. This result indicates a worse dynamic postural control. Furthermore, an increase in mediolateral measures may indicate an increase in lateral trunk flexion and, possibly, an increased load in the knee due to the medial-lateral displacement of the ground reaction force<sup>8,20</sup>. Hewett T et al.<sup>21</sup> observed that greater lateral inclinations of the trunk and abductor moment of the knee were associated with episodes of ACL injuries in women. It has also been reported that athletes with a deficit in reaction time to sudden external forces on the trunk had a greater number of ACL injuries, compared to those with more efficient trunk control responses<sup>21,22</sup>.

From a training perspective, to develop neuromuscular capacities, it is essential to employ challenging exercises. Nevertheless, our results suggest that college athletes with poor movement quality should use the trunk multiplanar resistance with caution. Considering the increase in the mediolateral displacement of the position of the ground reaction force (COP), the indiscriminate use of this resistance could lead to overloads beyond the physiological limit of adaptation, predisposing to acute or overuse injuries. Since our study did not measure knee forces, this hypothesis of risk of knee overload due to the increased body sway in the

mediolateral direction should be investigated in future studies. Nevertheless, taking into account the potential risks, while this issue is not clarified, less complex exercises involving low speed movements should be used initially, such as single-leg squats. Besides, the influence of the magnitude of the initial load imposed by the elastic tube should also be investigated.

The study has some limitations. We did not include a control group composed by college athletes with good movement quality. Nonetheless, our objective was to describe the acute responses from the multiplanar trunk resistance in the population where this kind of approach was indicated by the literature to better understand its potential training applications, instead of the adaptations induced by training. Additionally, we did not test other load magnitudes, which must be investigated in future studies to better guide the prescription of the multiplanar trunk resistance. The lack of randomization of the jump sequences may also be considered as a possible limitation. However, based on the study of Halteman <sup>19</sup>, which described the post-activation potentiation effect in low-intensity external loaded jumps, we decided not to randomize, keeping the jumps without resistance first, since the pre-loaded jump could alter the execution of subsequent vertical jumps without load. Lastly, due to a sample loss, we did not achieve the calculated sample size by 4 subjects.

## CONCLUSION

Performing single-leg jumps with multiplanar trunk resistance may negatively impact dynamic postural control in female college athletes with poor movement quality. Therefore, strategies for gradually increasing the complexity of training exercises using multiplanar trunk resistance should be carefully considered in the prescription of workouts to improve postural control ability of athletes with poor movement quality.

## REFERENCES

1. Boden BP, Sheehan FT. Mechanism of Non-Contact ACL Injury HHS Public Access. *J Orthop Res.* 2022;40(3):531-540. doi:10.1002/jor.25257
2. Ressaan J, Grooten WJA, Rasmussen-Barr E. Visual assessment of movement quality: a study on intra- and interrater reliability of a multi-segmental single leg squat test. *BMC Sports Sci Med Rehabil.* 2021;13(1):1-11. doi:10.1186/s13102-021-00289-x
3. Whittaker JL, Booysen N, de la Motte S, Dennett L, Lewis CL, Wilson D, et al. Predicting Sport and Occupational Lower Extremity Injury Risk through Movement Quality Screening: A

- Systematic Review. *Br J Sport Med.* 2017;51(7):580-585. doi:10.1136/bjsports-2016-096760
4. Dischiavi SL, Wright AA, Hegedus EJ, Thornton EP, Bleakley CM. Framework for Optimizing Acl Rehabilitation Utilizing a Global Systems Approach. *Int J Sports Phys Ther.* 2020;15(3):478-485. doi:10.26603/ijsp20200478
  5. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *Am J Sports Med.* 2005;33(4):492-501. doi:10.1177/0363546504269591
  6. Heil J, Büsch D. Dynamic postural control and physical stress: an approach to determining injury risk in real sporting conditions. Published online 2023:196-205. doi:10.1007/s12662-022-00833-y
  7. Frank B, Bell DR, Norcross MF, Blackburn JT, Goerger BM, Padua DA. Trunk and hip biomechanics influence anterior cruciate loading mechanisms in physically active participants. *Am J Sports Med.* 2013;41(11):2676-2683. doi:10.1177/0363546513496625
  8. Song Y, Li L, Hughes G, Dai B. Trunk motion and anterior cruciate ligament injuries: a narrative review of injury videos and controlled jump-landing and cutting tasks. *Sport Biomech.* 2023;22(1):46-64. doi:10.1080/14763141.2021.1877337
  9. Leva P de. ADJUSTMENTS TO ZATSIORSKY-SELUYANOV'S PARAMETERS SEGMENT INERTIA PARAMETERS. *J Biomech.* 1996;29(9):1223-1230. doi:10.1002/ima.22019
  10. Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations - update 2010. *N Am J Sports Phys Ther.* 2010;5(4):234-251.
  11. Fukuda TY, Rossetto FM, Magalhães E, Bryk FF, Lucareli PRG, De Almeida Carvalho NA. Short-term effects of hip abductors and lateral rotators strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: A randomized controlled clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(11):736-742. doi:10.2519/jospt.2010.3246
  12. Chair MF. The College Athlete Protection Act. Presented at the: 2023.
  13. Khayambashi K, Ghoddosi N, Straub RK, Powers CM. Hip Muscle Strength Predicts Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury in Male and Female Athletes: A Prospective Study. *Am J Sports Med.* 2016;44(2):355-361. doi:10.1177/0363546515616237
  14. Wilczyński B, Zorena K, Ślęzak D. Dynamic knee valgus in single-leg movement tasks. Potentially modifiable factors and exercise training options. a literature review. *Int J Environ Res Public Health.* 2020;17(21):1-17. doi:10.3390/ijerph17218208

15. Dill KE, Begalle RL, Frank BS, Zinder SM, Padua DA. Altered knee and ankle kinematics during squatting in those with limited weight-bearing-lunge ankle-dorsiflexion range of motion. *J Athl Train*. 2014;49(6):723-732. doi:10.4085/1062-6050-49.3.29
16. Almeida GPL, Rodrigues HLDN, De Freitas BW, De Paula Lima PO. Reliability and validity of the hip stability isometric test (HipSIT): A new method to assess hip posterolateral muscle strength. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2017;47(12):906-913. doi:10.2519/jospt.2017.7274
17. Bennell K, Talbot R, Wajswelner H, Techovanich W, Kelly D. Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. *Aust J Physiother*. 1998;44(3):175-180. doi:10.1016/S0004-9514(14)60377-9
18. McGill SM, Childs A, Liebenson C. Endurance Times for Low Back Stabilization Exercises: Clinical Targets for Testing and Training From a Normal Database. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999;80:941-944. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90224-5](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90224-5)
19. Halteman T, Hoffman A, Hamzabegovic S, Wallace C. The Acute Effects of Loaded Jump on Vertical Jump and Perception of Performance. *ShipEdu*. 2018;5(1):19-25. [https://www.ship.edu/globalassets/keystone-journal/kjur\\_2018\\_01\\_halteman.pdf](https://www.ship.edu/globalassets/keystone-journal/kjur_2018_01_halteman.pdf)
20. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *Am J Sports Med*. 2005;33(4):492-501. doi:10.1177/0363546504269591
21. Hewett TE, Torg JS, Boden BP. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: Lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *Br J Sports Med*. 2009;43(6):417-422. doi:10.1136/bjsm.2009.059162
22. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: A prospective biomechanical-epidemiologic study. *Am J Sports Med*. 2007;35(7):1123-1130. doi:10.1177/0363546507301585

### 3.2. ARTIGO 2:

#### **Análise cinemática dos membros inferiores durante salto unipodal com resistência elástica**

Laura M. Cantusio<sup>1</sup> | Renê Ribeiro<sup>2</sup> | Milton S. Misuta<sup>2</sup> | Karine J. Sarro<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas – SP, Brazil.

<sup>2</sup> Faculdade de Ciências Aplicadas, Universidade Estadual de Campinas, Campinas – SP, Brazil.

#### RESUMO

O segmento do tronco influencia o comportamento e a biomecânica dos membros inferiores através de diferentes mecanismos. Por isso, o treinamento do tronco é crucial para prevenir lesões e melhorar a performance. O objetivo deste estudo foi analisar os efeitos agudos de uma resistência elástica específica aplicada no tronco sobre a cinemática e dinâmica dos membros inferiores de atletas com pouca qualidade de movimento durante saltos unipodais consecutivos. Participaram do estudo 27 atletas universitárias do sexo feminino com idade  $20,50 \pm 2,18$  anos, que realizaram três séries de cinco saltos unilaterais em condição pré-resistência, com-resistência e pós-resistência. A coleta de dados ocorreu no Laboratório de Biomecânica e Instrumentação (LABIN) da UNICAMP. Os saltos foram realizados sobre uma plataforma de força Kistler a 1000Hz de frequência de aquisição e filmados por 12 cameras OptiTrack 17W a 200Hz. O estímulo resistivo consistiu em uma faixa elástica de tensão moderada presa ao tronco e ao chão a frente da atleta, gerando uma carga inicial de 6% da massa corporal. Os dados dinâmicos e cinemáticos foram processados no software Visual 3D e Matlab®. Foi analisado o pico de força vertical, tempo até o pico e taxa de produção de força vertical. Também analisamos dados angulares máximos, mínimos e de amplitude de movimento do tornozelo, joelho, quadril e tronco. Apenas os três saltos intermediários de cada série foram considerados para reduzir efeitos transitórios. Os dados foram filtrados com filtro Butterworth de quarta ordem (20 Hz para força e 10 Hz para coordenadas dos marcadores). Para análise estatística, testes ANOVA de medidas repetidas ou Friedman foram aplicados conforme a normalidade dos dados ( $p < 0,05$ ). Os resultados das tabelas mostram que, no tórax, o uso do elástico levou a maiores valores máximos de inclinação ipsilateral ( $p = 0.041$ ) e rotação ipsilateral ( $p = 0.002$ ), além de menores valores mínimos de inclinação ( $p = 0.006$ ) e uma rotação mínima mais próxima da ipsilateralidade ( $p = 0.009$ ). No quadril, a flexão máxima foi maior com o elástico ( $p = 0.049$ ), e a amplitude de movimento (ADM) de flexão/extensão foi maior em relação à condição Pós ( $p = 0.039$ ). No joelho, a rotação interna máxima foi maior com o elástico ( $p = 0.030$ ), assim como a ADM de rotação ( $p = 0.004$ ). No tornozelo, os valores máximos de dorsiflexão ( $p = 0.003$ ) e pronação ( $p = 0.048$ ) aumentaram, enquanto os valores mínimos de abdução diminuíram ( $p = 0.007$ ), assim como a ADM de abdução/adução ( $p = 0.002$ ). Para as variáveis dinâmicas, o pico da FRSv, tempo até o pico e taxa de produção de força não apresentaram diferenças significativas entre as condições. Os efeitos agudos

observados não foram suficientes para melhorar a qualidade de movimento geral das atletas analisadas. Portanto, a prescrição desta resistência deve seguir os mesmo cuidados que perturbações ou estímulo aleatórios no tronco seguem quando prescritos para uma população com pouca qualidade de movimento.

## INTRODUÇÃO

A biomecânica dos membros inferiores depende da sua relação anatômica e funcional com o tronco. Essas relações são mediadas por estruturas como a pelve e cadeias musculares, que fazem o tronco interferir de maneira positiva ou negativa na estabilidade e no alinhamento dos segmentos dos membros inferiores durante o movimento. Desalinhamentos dinâmicos, definidos como ângulos acentuados especialmente nos planos frontal e transversal durante movimentos (Powers, 2003), é fator de risco para sobrecargas e consequentemente lesões, portanto, investigar mecanismos que melhorem desalinhamentos e padrões de movimentos é essencial para a prescrição de exercícios preventivos e treinamentos mais seguros (Chalmers et al., 2017; Wilke et al., 2016).

Ainda não está totalmente claro como o tronco pode ajudar neste controle dos membros inferiores. Alguns autores sugerem que o tronco pode agir como uma "alavanca", que modula a tensão muscular ao longo das cadeias musculares, favorecendo o controle de movimentos como o valgo dinâmico, por exemplo (Dischiavi et al., 2019), ou a redução da translação anterior da tíbia, pelo aumento de tensão em isquiotibiais a partir de uma flexão acentuada de tronco (Kulas et al., 2012). Embora os efeitos tardios do treinamento dos músculos do tronco sobre a cinemática dos membros inferiores estejam bem documentados como positivos (Jeong et al., 2021; Kiani et al., 2010; Sasaki et al., 2019; Sugimoto et al., 2017), até o nosso conhecimento, o efeito agudo de uma intervenção diretamente no tronco voltada para melhorar a qualidade dos movimentos do membro inferior - como desalinhamentos, desequilíbrios e sobrecargas (Jackie L Whittaker; et al., 2017; Ressman et al., 2021) - ainda não foi investigado.

As lesões associadas com desalinhamento ocorrem frequentemente durante aterrissagens de saltos e mudanças de direção (Boden & Sheehan, 2022). Nessas situações o efeito da movimentação do tronco e pelve sobre o fêmur se intensifica devido ao apoio unipodal. A base de apoio reduzida aumenta a demanda muscular e exige um controle mais apurado do único membro de apoio (Neumann, 2010), o que aumenta os esforços e facilita que grandes desalinhamentos e sobrecargas aconteçam (Boden & Sheehan, 2022).

Paralelo a isso, Dishavi et al. (2020) propõem a utilização de uma resistência elástica

presa ao tronco e ao chão, com direção multiplanar (carga direcionada para mais de plano de movimento) durante saltos unipodais para treinar o controle de alinhamento dinâmico do membro inferior. Em teoria, a posição e o sentido da aplicação da resistência no tronco durante o movimento podem provocar um aumento de tensão estratégico em cadeia, capaz de ajudar no ajudar no controle de movimento do membro inferior (Dischiavi et al., 2020).

Durante aterrissagens de saltos o apoio do membro inferior no chão provoca uma restrição na movimentação femoral, fazendo com que a cinemática do quadril dependa mais da movimentação do tronco e da pelve sobre fêmur, do que do fêmur sobre a pelve. Este comportamento, descrito como “socket over ball” (Neumann, 2010), favorece a ideia que o tronco deve ser o foco da abordagem do treinamento de controle de movimentos que seguem esse padrão (Arundale et al., 2022).

Diante deste contexto, investigar a possibilidade dessa resistência específica no tronco induzir uma melhora na qualidade de movimentos dos membros inferiores de forma aguda, durante atividades como aterrissagens de saltos, é relevante para otimizarmos treinamentos e a compreensão da influência do tronco no comportamento dos membros inferiores em diferentes situações. Dito isso, este trabalho tem como objetivo descrever como uma resistência elástica no tronco afeta, de forma aguda, a cinemática do tronco e dos membros inferiores e a dinâmica de atletas universitárias com pouca qualidade de movimento durante saltos unipodais, para posterior análise dessas mudanças considerando o que a literatura descreve sobre elas e a qualidade de movimento.

Nossa hipótese é que essa resistência será capaz de melhorar a qualidade da cinemática e dinâmica do membro inferior durante e imediatamente após o seu uso, possivelmente em função do fenômeno de potencialização pós-ativação (Haltzman et al., 2018). Serão analisadas as amplitudes de movimento, valores máximos e mínimos do tornozelo, joelho, quadril e tronco com relação a pelve. Assim como pico da força vertical de reação ao solo (FRSv), a taxa média de produção de força e o tempo até o pico.

## MÉTODO

### Participantes

Considerando erro alfa de 0,05, poder de 0,80 e tamanho de efeito de 0,25, tivemos resultado de cálculo amostral de 28 sujeitos. No entanto, perdemos uma participante ao longo do estudo, tendo como amostra final 27 atletas universitárias do sexo feminino (idade média de

20,50  $\pm$  2,18 anos; altura média de 1,62  $\pm$  0,05m; massa corporal média de 63,40  $\pm$  8,66kg) praticantes de modalidades esportivas coletivas (vôlei, handebol, futebol e basquete).

Foram considerados os seguintes critérios de inclusão: treinamento pelo menos 2 vezes na semana por pelo menos um ano; participação em competições esportivas; sem histórico de cirurgia ortopédica; sem dor ou lesão nos membros inferiores e lombar nos últimos 6 meses; baixa qualidade de movimento avaliada pelo teste Single Leg Squat (SLS) seguindo os critérios de pelo menos 2 pontos em 4 na escala de avaliação da qualidade de movimento proposta e validada ( $\kappa = 0,82$ ) por Ressman et al. (2021).

Todas as participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas (CAAE: 56427822.7.0000.5404) (Anexo 1).

#### Procedimento experimental

A coleta de dados aconteceu em 2 etapas. Na etapa inicial as atletas que cumpriam os critérios de inclusão sobre frequência de treinamento e competição, e histórico de lesão, passaram pela avaliação da qualidade de movimento com o teste SLS (Ressman et al. 2021). Para avaliar a qualidade do movimento, as atletas realizavam três agachamentos unilaterais consecutivos, enquanto foi atribuído pontuações para desvios de movimento em relação ao alinhamento vertical dos segmentos corporais — pé, joelho, pelve e tronco. Quando não há desvio a pontuação é 0, e 1 ponto é atribuído ao desvio de cada segmento. Um desvio em um segmento só pode ser pontuado uma vez (um ponto), mesmo que ocorra em todos os três agachamentos. Assim, a pontuação total para o teste do agachamento unipodal pode variar de 0 a, no máximo, 4 pontos (Ressman et al. 2021). As atletas incluídas apresentavam pelo menos 2 pontos. A maioria fez 2 pontos (dezessete participantes - 70,85%), seguida por seis atletas com 3 pontos (25%) e uma atleta fez 4 pontos (4,15%).

Após a avaliação da qualidade de movimento três capacidades físicas previamente relacionadas a padrões de movimento de baixa qualidade (Khayambashi, et al. 2016; Wilczyński, et al. 2020; Dill, et al. 2014), foram coletadas com a finalidade de caracterizar a amostra: força de abdutores e extensores do quadril (Teste Isométrico de Estabilidade do Quadril - HipSIT) usando um dinamômetro manual (SPTech MedEOR Medtech®) (Almeida et al. 2017); amplitude de movimento (ADM) de dorsiflexão (Lunge Test) usando o aplicativo iOS Clinometer® (versão 4.9.4) (Bennel et al, 1998); e resistência muscular de tronco em prancha lateral usando um cronômetro (McGill et al., 1999). Os valores normalizados do HIPsit

(Kgf) e os valores absolutos da amplitude de movimento de dorsiflexão foram registrados e classificados como: 1 - abaixo dos valores de referência; 2 - dentro dos valores de referência; 3 - acima dos valores de referência. Esta classificação seguiu os valores de referência estipulados para população semelhante (Almeida et al., 2017; Malliaras et al., 2006). Por fim, para o tempo de resistência lateral da prancha classificamos aqueles que têm resistência muscular do tronco como suficiente ( $\geq 60$  segundos) ou insuficiente ( $< 60$  segundos) (McGill et al., 1999). A descrição da amostra, com relação a classificação dos resultados destes testes estão apresentadas na tabela abaixo (Tabela 1).

**Tabela 2.** Média e Desvio Padrão dos resultados dos testes clínicos e distribuição da classificação da amostra.

| Testes                       | Média (DP)        | Distribuição da classificação |
|------------------------------|-------------------|-------------------------------|
| Single Leg Squat (Pontuação) | 2,29 $\pm$ 0,54   | 74,07% - 2 pts                |
|                              |                   | 22,23% - 3 pts                |
|                              |                   | 3,70% - 4 pts                 |
| HIPSit (Kgf/Kg)              | 0,41 $\pm$ 0,07   | 2 – 25,93%                    |
|                              |                   | 3 – 74,07%                    |
| Lunge Test (Graus)           | 47, 29 $\pm$ 6,50 | 1 – 7,40%                     |
|                              |                   | 2 – 37,05%                    |
|                              |                   | 3 – 55,55%                    |
| Prancha Lateral (seg)        | 52,87 $\pm$ 10,08 | 1 - 44,44%                    |
|                              |                   | 2 – 55,56%                    |

pts: pontos; 1: abaixo de valores normativos; 2: dentro de valores normativos; 3: acima de valores normativos.

Após uma semana, a segunda etapa da coleta ocorreu no Laboratório de Biomecânica e Instrumentação (LABIN) da Faculdade de Ciências Aplicadas da UNICAMP, onde dados de massa e altura foram mensurados. Após aquecimento e familiarização de saltos, totalizando aproximadamente 10 minutos, a marcação do corpo foi realizada com 23 marcadores tipo esferas cobertas com material refletivo nas seguintes referências: processo espinhoso da 7ª vertebra cervical; processo espinhoso da 8ª vertebra torácica; acrômio direito e acrômio esquerdo; incisura jugular; processo xifoide; ponto médio entre incisura jugular e processo xifoide; espinha ilíaca pósterio-superior direita e esquerda; espinha ilíaca ântero-superior direita e esquerda; crista ilíaca direita e crista ilíaca esquerda; trocanter maior do fêmur da coxa de apoio; epicôndilo femoral lateral da coxa de apoio; epicôndilo femoral medial da coxa de apoio; cabeça da fíbula da perna de apoio; tuberosidade anterior da tíbia da perna de apoio; maléolos lateral e medial da perna de apoio, cabeça do primeiro e quinto metatarso do pé de apoio; e tuberosidade posterior do calcâneo do pé de base.

Após a marcação, 3 séries de 5 saltos foram realizadas. As participantes realizaram as séries de saltos consecutivos com as mãos na cintura e sem encostar o pé não dominante no chão. Na primeira série (Pré-Resistência), os saltos foram realizados sem nenhum tipo de resistência. Na segunda série (Com-Resistência), os saltos foram realizados com o tronco preso a uma faixa elástica. Por fim, a terceira série foi realizada sem nenhum tipo de resistência novamente (Pós- Resistência).

As atletas foram instruídas a realizar saltos verticais consecutivos o mais alto possível (Halteman et al. 2018) e o intervalo entre as séries foi de, no mínimo, 30 segundos e sem controle de tempo máximo. O set-up da resistência foi baseado na proposta de Dishivi (2020): uma faixa rígida é presa ao ombro ipsilateral à perna de apoio, cruza o tronco posteriormente, e é atada a um elástico (Elastos, cor preta) de tensão moderada fixado no chão a frente da participante (Figura 1).



Figura 1. Série Com-elástico em tronco

A faixa elástica foi calibrada com carga inicial igual a 6% da massa corporal de cada atleta. A calibração foi realizada usando uma balança de tração (Balança Eletrônica Portátil, modelo 50Kg) amarrada à faixa elástica. A magnitude dessa carga foi escolhida para melhorar o desempenho muscular por meio da potenciação pós-ativação (Halteman et al. 2018).

#### Instrumentação e análise de dados

A filmagem dos saltos foi feita por 11 câmeras OptiTrack modelo 17w, configuradas numa frequência de amostragem de 200Hz. Os dados cinemáticos brutos de cada salto foram exportados no formato C3D para tratamento e cálculo de variáveis no software Visual 3D e posteriormente para ambiente Matlab ®.

O sistema de coordenadas local de cada segmento foi criado no Software Visual 3D. Foi padronizado que o eixo X de todos os segmentos tem direção latero-lateral e sentido positivo para a direita, o eixo Z é crânio-caudal com sentido positivo para cima, e o eixo Y é antero-posterior com sentido positivo para frente.

Consideramos apenas os três saltos intermediários para a análise, excluindo o primeiro e o último da série, para reduzir a influência de fatores transitórios associados ao início e ao

final da série, como adaptação inicial e desaceleração no último salto. A identificação do início e fim da fase de contato foi definida por um threshold de 20N na plataforma de força para os dados dinâmicos e a partir do valor estático da posição vertical do marcador localizado na cabeça do 5º metatarso durante a tomada estática para os cinemáticos. Além disso, a sequência das séries foi padronizada, visando reduzir o fenômeno previamente descrito de potenciação pós-ativação (Halteman et al. 2018), que poderia influenciar a execução de saltos sem resistência realizados após os saltos com carga e, conseqüentemente, influenciar os resultados.

Os dados da plataforma foram filtrados a 20Hz e as coordenadas dos marcadores foram filtradas a 10Hz, sendo ambos os filtros Butterworth de 4ª ordem. Na sequência os valores de força foram normalizados pelo peso das atletas e as coordenadas foram usadas para modelar os segmentos do tronco, pelve, coxa, perna e pé. Foram calculados os ângulos relativos do Tórax (sendo o tórax em relação a pelve); Quadril; Joelho; e Tornozelo somente da perna de apoio e a partir da seguinte sequência de rotação dos ângulos de Euler: X, Y, Z.

Foram adotados as seguintes orientações de movimento: Flexão ou Dorsiflexão (+)/ Extensão ou Flexão Plantar (-); Adução ou Inclinação Ipsilateral (+)/ Abdução ou Inclinação Contralateral (-); Rotação Interna ou Rotação Contralateral ou Pronação (+)/ Rotação Externa ou Rotação Ipsilateral ou Supinação (-).

Os dados angulares em função do tempo foram normalizados e uma curva média de cada série foi calculada para cada atleta em cada condição para posterior análise. A normalidade de todos os dados foi testada, para os dados que apresentaram distribuição normal aplicamos o teste ANOVA de medidas repetidas (one way) para identificação de diferenças nas variáveis entre as 3 condições e a análise Post-Hoc de Tukey para identificar qual condição. Para os dados que não apresentavam distribuição normal usamos o teste de Friedman na comparação das variáveis. Foi considerado significativo  $p < 0.05$ .

## RESULTADOS

Os gráficos apresentam a média e desvio padrão das curvas em função do tempo para os ângulos nos 3 eixos X, Y e Z.. Cada gráfico na figura representa os dados angulares em função do tempo dos movimentos nos três eixos X, Y e Z. Os ângulos da articulação do tornozelo estão apresentados na Figura 2. É possível observar que há sobreposição das áreas de desvio-padrão em toda a fase de contato para os 3 eixos de movimento. Entretanto, de 20% a 60% do ciclo no eixo Y e de 0% a 20% no eixo Z a série “Com elástico” indica uma tendência do tornozelo ficar menos abduzido e mais pronado respectivamente.

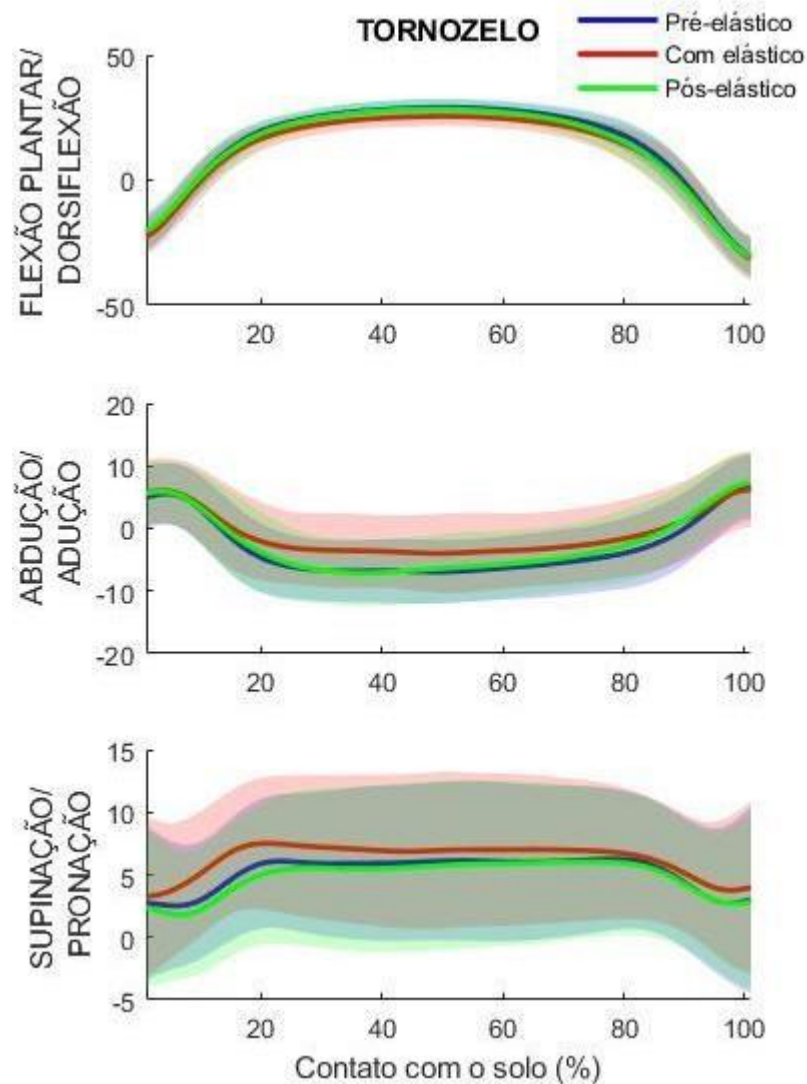


Figura 2. Curva média e DP de cada série de salto (Pré-elástico, Com elástico e Pós-elástico) com valores angulares de cada movimento do Tornozelo: Extensão (-) / Flexão (+); Abdução (-) / Adução (+); Supinação (-) / Pronação (+).

Em relação ao joelho, é possível observar sobreposição das áreas de desvio-padrão especialmente nos eixos X e Y. No eixo Z a série “Com elástico” mantém mais acentuada a rotação interna de joelho entre 20% e 80% da fase de contato com o solo (Figura 3).

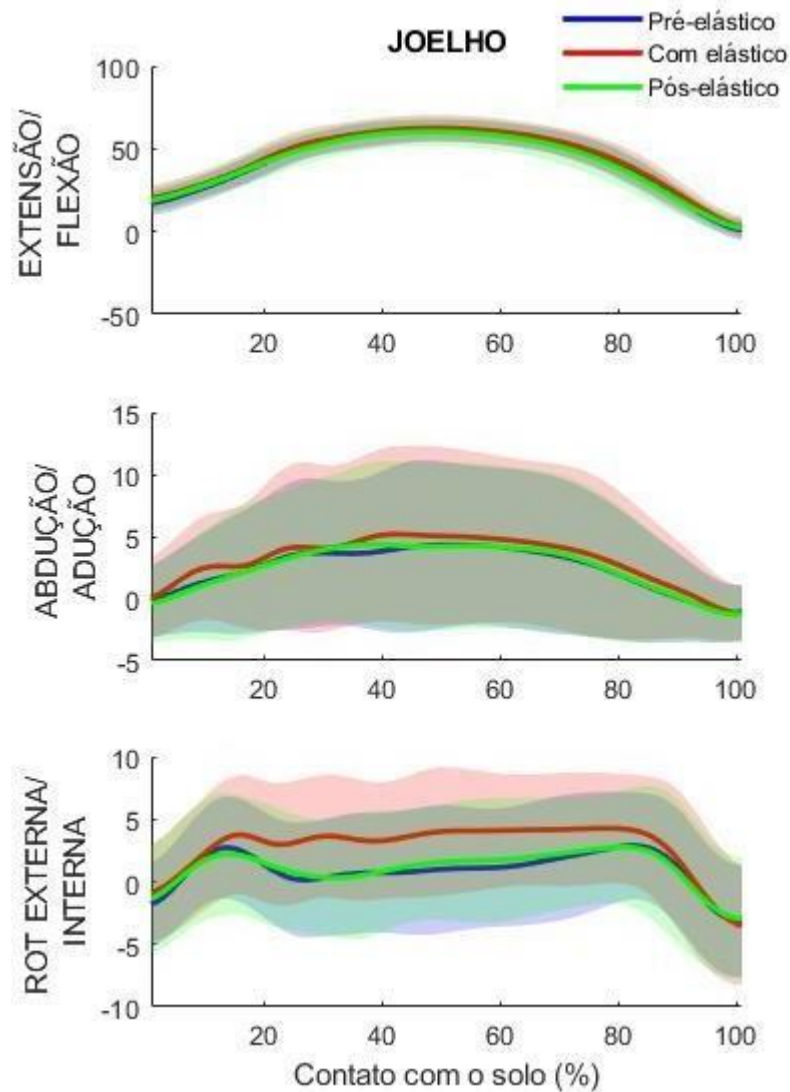


Figura 3. Curva média e DP de cada série de salto (Pré-elástico, Com elástico e Pós-elástico) com valores angulares de cada movimento do Joelho: Extensão (-) / Flexão (+); Abdução (-) / Adução (+); Rotação Externa (-) / Rotação Interna (+).

A figura 4 apresenta os valores relativos ao quadril. Também é possível observar uma sobreposição das áreas de desvio-padrão nos eixos X e Y. No eixo Z, a série “Com elástico” apresenta tendência a rotação interna desde os primeiros instantes, enquanto nas outras séries o quadril está em rotação externa até aproximadamente 20% da fase de contato com o solo.

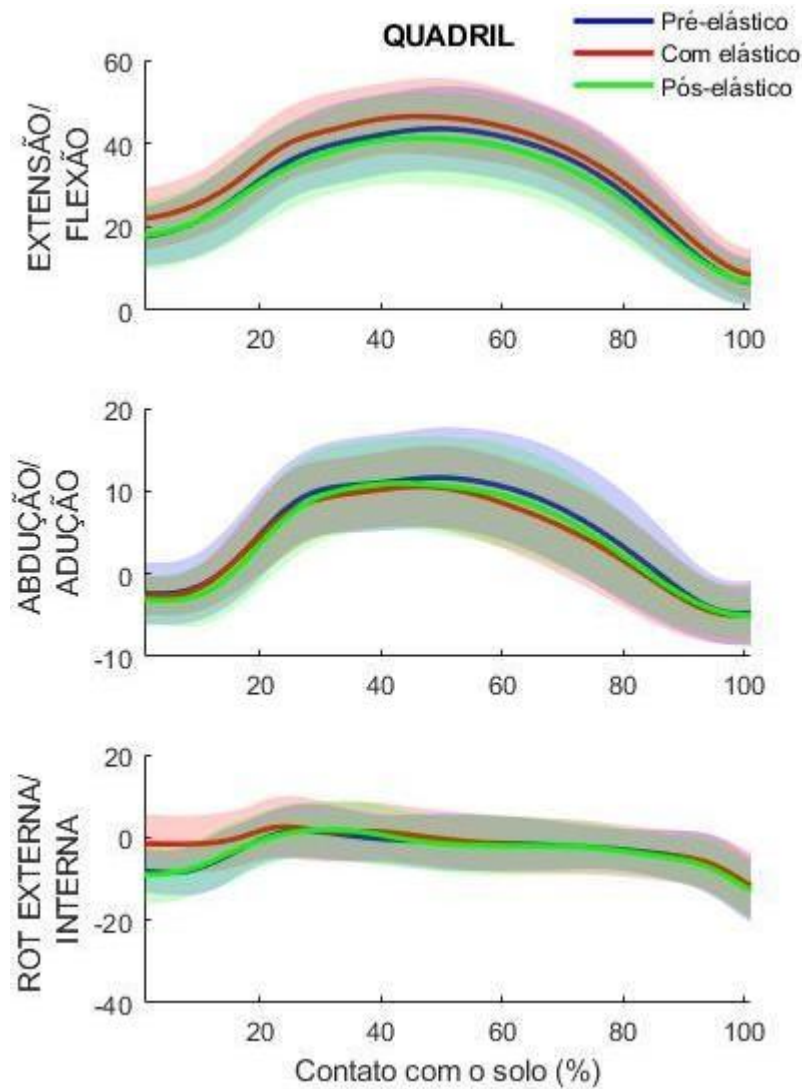


Figura 4. Curva média e DP de cada série de salto (Pré-elástico, Com elástico e Pós-elástico) com valores angulares de cada movimento do Quadril: Extensão (-) / Flexão (+); Abdução (-) / Adução (+); Rotação Externa (-) / Rotação Interna (+).

Por fim, na figura 5 estão apresentados os ângulos de tórax com relação a pelve. No eixo X observamos sobreposição das áreas de desvio-padrão. Já no eixo Y, a sobreposição não é tão presente no início (0% a 20%) e no final do contato (80% a 100%), sendo que a série “Com elástico” apresenta menores ângulos de inclinação contralateral durante esses instantes. No eixo Z, toda a fase de contato da série “Com elástico” apresentou ângulos mais acentuados de rotação ipsilateral a perna de apoio. Especialmente de 0% a 40% da fase de contato essa acentuação é evidente.

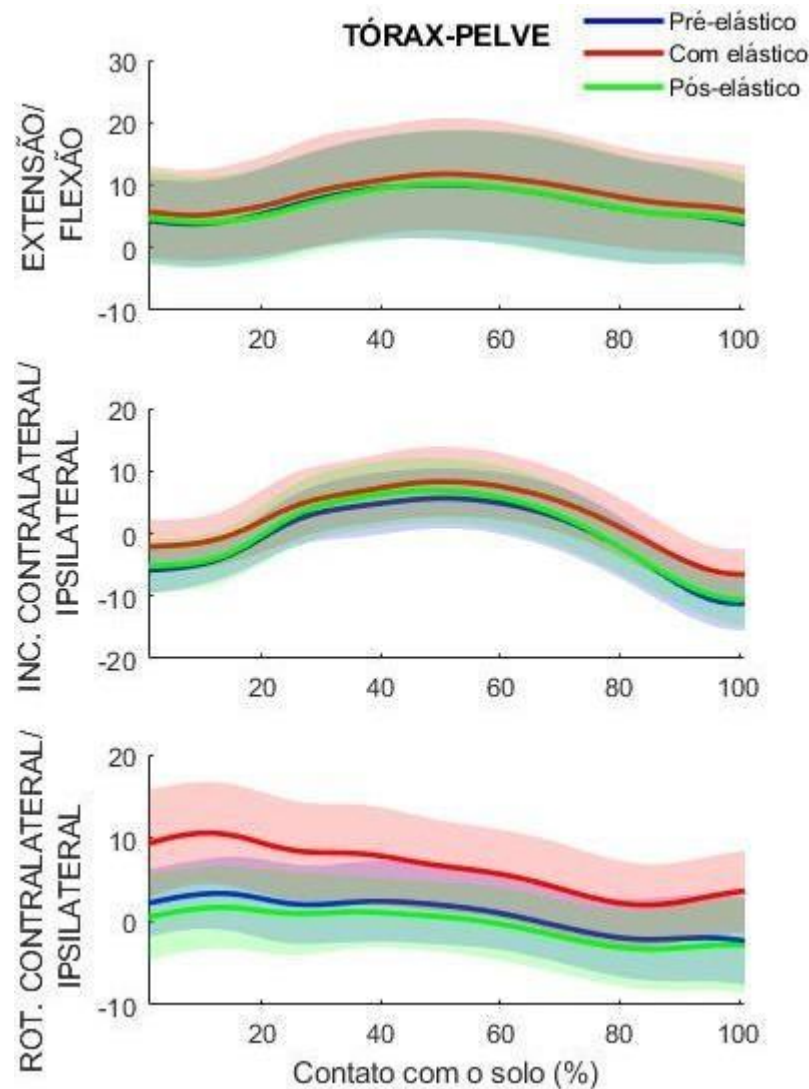


Figura 5. Curva média e DP de cada série de salto (Pré-elástico, Com elástico e Pós-elástico) com valores angulares de cada movimento do Tórax: Extensão (-) / Flexão (+); Inclinação Contralateral (-) / Inclinação Ipsilateral (+); Rotação Ipsilateral (-) / Rotação Contralateral (+).

Os ângulos articulares descritos em valores máximos estão apresentados na Tabela 2, em mínimos na Tabela 3 e, em amplitudes de movimento, na Tabela 4. Para as variáveis com distribuição normal, foram apresentados os valores médios e seus respectivos desvios-padrão. Para aquelas que a distribuição foi não-normal, foram reprotados a mediana e intervalo entre quartis. O valor de p referente aos resultados dos testes estatísticos apropriados também está descrito, juntamente com o tamanho do efeito (d-Cohen) referente a dupla de comparação em que apareceu a diferença. Para identificar qual foi a série em que a diferença significativa

ocorreu, usamos as letras “a” para indicar diferença entre Pré x Com, “b” para diferença entre Pré x Pós e “c” para diferença entre Com x Pós.

Tabela 2 – Médias ( $\pm$ DP) e medianas (IQR) dos valores máximos dos ângulos articulares em cada condição - Pré/ Com/ Pós.

|                 |                                    | Máximos                            |                                    |                                    |                         |
|-----------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|-------------------------|
| Variáveis       |                                    | PRÉ                                | COM                                | PÓS                                | p                       |
| Tórax-<br>pelve | Ext/ Flex                          | 11.3 ( $\pm$ 8.23)                 | 12.5 ( $\pm$ 8.70)                 | 11.3 ( $\pm$ 8.19)                 | 0.221                   |
|                 | <b>Inc contra/<br/>ipsi</b>        | <b>6.35 (<math>\pm</math>4.93)</b> | <b>8.78 (<math>\pm</math>5.42)</b> | <b>7.54 (<math>\pm</math>5.30)</b> | <b>0.002* a;c</b>       |
|                 | <b>Rot contra/<br/>ipsi</b>        | <b>4.42 (<math>\pm</math>4.27)</b> | <b>11.6 (<math>\pm</math>6.28)</b> | <b>3.24 (<math>\pm</math>4.29)</b> | <b>&lt;0.001* a;b;c</b> |
| Quadril         | Ext/ Flex                          | <b>44.3 (<math>\pm</math>9.82)</b> | <b>47.3 (<math>\pm</math>8.75)</b> | <b>42.2 (<math>\pm</math>10.5)</b> | <b>&lt;0.001* a;c</b>   |
|                 | Abd/Adu                            | 12.2 (8.36)                        | 10.8 (7.03)                        | 10.8 (5.95)                        | 0.067                   |
|                 | Rot Ext/ Int                       | 3.25 (11.4)                        | 4.78 (9.95)                        | 4.11 (7.26)                        | 0.495                   |
| Joelho          | Ext/ Flex                          | <b>61.7 (<math>\pm</math>6.55)</b> | <b>63.1 (<math>\pm</math>7.52)</b> | <b>60.9 (<math>\pm</math>8.52)</b> | <b>0.041* c</b>         |
|                 | Abd/ Adu                           | 5.77 ( $\pm$ 6.02)                 | 6.49 ( $\pm$ 6.79)                 | 5.83 ( $\pm$ 5.83)                 | 0.141                   |
|                 | <b>Rot Ext/ Int</b>                | <b>4.62 (<math>\pm</math>4.21)</b> | <b>6.49 (<math>\pm</math>4.37)</b> | <b>4.79 (<math>\pm</math>4.52)</b> | <b>&lt;0.001* a;c</b>   |
| Tornozelo       | <b>Flex<br/>plantar/<br/>Dorsi</b> | <b>29.2 (<math>\pm</math>3.38)</b> | <b>25.9 (<math>\pm</math>3.74)</b> | <b>28.5 (<math>\pm</math>3.86)</b> | <b>&lt;0.001* a;c</b>   |
|                 | Abd/ Adu                           | 8.04 (4.95)                        | 8.56 (4.75)                        | 8.88 (3.41)                        | 0.772                   |
|                 | <b>Sup/ Pron</b>                   | <b>9.21 (<math>\pm</math>5.57)</b> | <b>10.1 (<math>\pm</math>5.42)</b> | <b>8.86 (<math>\pm</math>5.66)</b> | <b>0.004* a;c</b>       |

\*diferença significativa quando  $p < 0,05$ . **a**: diferença entre Pré x Com; **b**: diferença entre Pré x Pós; **c**: diferença entre Com x Pós.

Com relação aos valores angulares máximos de tórax, a inclinação no sentido ipsilateral apresentou um valor máximo significativamente maior com o uso do elástico comparado às séries Pré ( $d = -0.46$ ) e Pós ( $d = -0.23$ ). Já o valor máximo de rotação foi significativamente diferente entre as 3 séries ((a)  $d = -1.33$ ; (b)  $d = 0.27$ ; (c)  $d = -1.55$ ), sendo a série “Com elástico” o valor mais acentuado dessa rotação no sentido ipsilateral a perna de apoio.

No quadril, o valor máximo de flexão foi o único que apresentou diferença significativa

entre as séries, com o maior valor registrado na série “Com elástico” comparado às séries Pré ( $d = -0.32$ ) e Pós ( $d = -0.52$ ).

No joelho, o valor máximo de flexão foi diferente entre as séries Com e Pós ( $d = 0.27$ ), sendo “Com elástico” o maior valor registrado. Para a rotação, o valor máximo de rotação interna também foi significativamente maior na série “Com elástico” comparado as séries Pré ( $d = -0.43$ ) e Pós ( $d = -0.38$ ).

Por fim, no tornozelo, as diferenças encontradas foram nos movimentos de dorsiflexão e pronação. Na dorsiflexão o maior valor máximo ocorreu com o uso do elástico comparado as séries Pré ( $d = 0.92$ ) e Pós ( $d = 0.68$ ). Igualmente na pronação, o maior valor máximo foi na série “Com elástico” comparada as série Pré ( $d = -0.16$ ) e Pós ( $d = -0.22$ ).

Tabela 3 – Médias ( $\pm DP$ ) e medianas (IQR) dos valores mínimos dos ângulos articulares em cada condição – Pré/ Com/ Pós.

|                 |                        | Mínimos                              |                                      |                                      |                       |
|-----------------|------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|-----------------------|
| Variáveis       |                        | PRÉ                                  | COM                                  | PÓS                                  | p                     |
| Tórax-<br>pelve | Ext/ Flex              | <b>1.33 (<math>\pm 6.89</math>)</b>  | <b>3.42 (<math>\pm 6.98</math>)</b>  | <b>1.91 (<math>\pm 7.45</math>)</b>  | <b>0.003* a;c</b>     |
|                 | Inc contra/<br>ipsi    | <b>-11.4 (<math>\pm 4.31</math>)</b> | <b>-6.84 (<math>\pm 4</math>)</b>    | <b>-10.8 (<math>\pm 4.12</math>)</b> | <b>&lt;0.001* a;c</b> |
|                 | Rot contra/<br>ipsi    | <b>-2.69 (7.44)</b>                  | <b>1.81 (7.50)</b>                   | <b>-4.21 (7.64)</b>                  | <b>&lt;0.001* a;c</b> |
| Quadril         | Ext/ Flex              | <b>6.37 (<math>\pm 5.83</math>)</b>  | <b>8.28 (<math>\pm 6.10</math>)</b>  | <b>6.41 (<math>\pm 5.19</math>)</b>  | <b>0.007* c</b>       |
|                 | Abd/Adu                | -5.30 ( $\pm 4.03$ )                 | -5.67 ( $\pm 3.64$ )                 | -5.44 ( $\pm 2.97$ )                 | 0.788                 |
|                 | Rot Ext/ Int           | -13.9 ( $\pm 6.87$ )                 | -12.1 ( $\pm 7.70$ )                 | -14.2 ( $\pm 6.46$ )                 | 0.117                 |
| Joelho          | Ext/ Flex              | <b>0.677 (<math>\pm 6.31</math>)</b> | <b>2.68 (<math>\pm 6.16</math>)</b>  | <b>2 (<math>\pm 6.36</math>)</b>     | <b>0.038*</b>         |
|                 | Abd/ Adu               | -1.70 (2.98)                         | -1.41 (3.36)                         | 2.05 (3.02)                          | 0.254                 |
|                 | Rot Ext/ Int           | -4.46 (5.43)                         | -4.17 (4.41)                         | -4.14 (4.80)                         | 0.641                 |
| Tornozelo       | Flex plantar/<br>Dorsi | -30.7 ( $\pm 7.55$ )                 | -31.8 ( $\pm 8.55$ )                 | -31.1 ( $\pm 8.44$ )                 | 0.467                 |
|                 | Abd/ Adu               | <b>-7.83 (<math>\pm 4.97</math>)</b> | <b>-5.11 (<math>\pm 5.89</math>)</b> | <b>-7.92 (<math>\pm 5.30</math>)</b> | <b>&lt;0.001* a;c</b> |
|                 | Sup/ Pron              | -1 (4.49)                            | 1.11 (4.57)                          | -2.04 (4.87)                         | 0.121                 |

\*diferença significativa quando  $p < 0,05$ . **a**: diferença entre Pré x Com; **b**: diferença entre Pré x Pós; **c**: diferença entre Com x Pós.

Com relação aos valores angulares mínimos, o tórax apresentou diferença em todos os movimentos. Os valores mínimos de flexão foram significativamente maiores na série “Com elástico” comparado às séries Pré ( $d = -0.30$ ) e Pós ( $d = -0.20$ ). Os valores mínimos de inclinação ipsilateral foram menores na série “Com elástico” comparada às séries Pré ( $d = -1.09$ ) e Pós ( $d = -0.97$ ).

Quanto aos movimentos de rotação, enquanto as séries Pré e Pós mostravam valores mínimos indicando rotação contralateral de tronco, a série “Com elástico” manteve o tronco em rotação ipsilateral. Assim, a série “Com elástico” foi significativamente diferente das séries Pré ( $d = -0.60$ ) e Pós ( $d = -0.79$ ).

No quadril, os valores mínimos foram diferentes somente no movimento de flexão, no qual a série “Com Elástico” apresentou os valores mínimos de flexão maiores em relação a série Pós ( $d = -0.33$ ). No joelho, apenas o valor mínimos de flexão apresentou diferença significativa, entretanto, no teste de Tukey usado na análise Post-Hoc, nenhuma diferença foi encontrada. Por fim, no tornozelo, os valores mínimos de abdução foram significativamente menores com o uso do elástico comparado com as séries Pré ( $d = -0.49$ ) e Pós ( $d = -0.50$ ). Não houve diferença entre as séries Pré e Pós.

Tabela 4 – Médias ( $\pm$ DP) e medianas (IQR) dos valores de amplitude de movimento em cada condição - Pré/ Com/ Pós.

| Amplitude de Movimento |                         |                                    |                                    |                                    |                       |
|------------------------|-------------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|-----------------------|
| Variáveis              |                         | PRÉ                                | COM                                | PÓS                                | p                     |
| Tórax-pelve            | Ext/ Flex               | 9.14 (3.84)                        | 8.83 (5.35)                        | 8.74 (5.65)                        | 0.163                 |
|                        | <b>Inc contra/ ipsi</b> | <b>17.8 (<math>\pm</math>5.95)</b> | <b>15.6 (<math>\pm</math>4.87)</b> | <b>18.3 (<math>\pm</math>5.40)</b> | <b>&lt;0.001* a;c</b> |
|                        | <b>Rot contra/ ipsi</b> | <b>8.10 (4.25)</b>                 | <b>9.56 (5.99)</b>                 | <b>6.76 (4.71)</b>                 | <b>0.009* a;c</b>     |
| Quadril                | <b>Ext/ Flex</b>        | <b>37.9 (<math>\pm</math>7.74)</b> | <b>39.1 (<math>\pm</math>7.94)</b> | <b>35.8 (<math>\pm</math>9.55)</b> | <b>0.007* c</b>       |
|                        | Abd/Adu                 | 17.1 (4.83)                        | 17.3 (4.10)                        | 16.4 (3.41)                        | 0.772                 |
|                        | Rot Ext/ Int            | 17.1 (7.03)                        | 16.1 (7.96)                        | 17.2 (9.12)                        | 0.121                 |
| Joelho                 | Ext/ Flex               | 61 ( $\pm$ 6.96)                   | 60.4 ( $\pm$ 8.38)                 | 58.9 ( $\pm$ 9.46)                 | 0.242                 |
|                        | Abd/ Adu                | 6.41 (4.68)                        | 7.38 (7.77)                        | 6.90 (6.59)                        | 0.495                 |
|                        | <b>Rot Ext/ Int</b>     | <b>8.48 (2.84)</b>                 | <b>10.4 (3.61)</b>                 | <b>8.25 (3.55)</b>                 | <b>&lt;0.001* a;c</b> |
| Tornozelo              | Flex plantar/ Dorsi     | 59.9 ( $\pm$ 6.96)                 | 57.7 ( $\pm$ 8.01)                 | 59.6 ( $\pm$ 7.70)                 | 0.088                 |
|                        | <b>Abd/ Adu</b>         | <b>16.4 (<math>\pm</math>3.58)</b> | <b>13.5 (<math>\pm</math>2.74)</b> | <b>16.7 (<math>\pm</math>2.82)</b> | <b>&lt;0.001* a;c</b> |
|                        | Sup/ Pron               | 10 (5.55)                          | 8.16 (6.22)                        | 8.35 (6.18)                        | 0.895                 |

\*diferença significativa quando  $p < 0,05$ . **a**: diferença entre Pré x Com; **b**: diferença entre Pré x Pós; **c**: diferença entre Com x Pós.

Com relação as amplitudes de movimento, o tórax apresentou menor ADM de inclinação durante o uso do elástico comparado às séries Pré ( $d = 0.40$ ) e Pós ( $d = 0.52$ ). A ADM de rotação também foi maior durante o uso do elástico comparada às séries Pré ( $d = -0.28$ ) e Pós ( $d = -0.51$ ).

No quadril, apenas a ADM de flexão/extensão foi significativamente diferente. Uma maior ADM foi observada com o uso do elástico quando comparada com a série Pós ( $d = 0.37$ ).

No joelho, a ADM de rotação foi maior durante o uso do elástico quando comparada com as séries Pré ( $d = -0.59$ ) e Pós ( $d = -0.60$ ), enquanto no tornozelo uma redução na ADM de abdução/adução também foi observada durante o uso do elástico quando comparada às séries Pré ( $d = 0.90$ ) e Pós ( $d = 1.15$ ).

Em relação a análise dinâmica, a figura 6 apresenta a curva média da FRSv das 3 tentativas de cada atleta em cada condição (Pré, Com e Pós). Enquanto a tabela 5 apresenta os resultados das variáveis dinâmicas que são o pico da FRSv, tempo até o pico e taxa média de produção de força vertical, comparadas entre as três condições. Os valores de FRSv estão normalizados pelo peso de cada atleta, portanto a unidade usada é o Body Weight (BW).

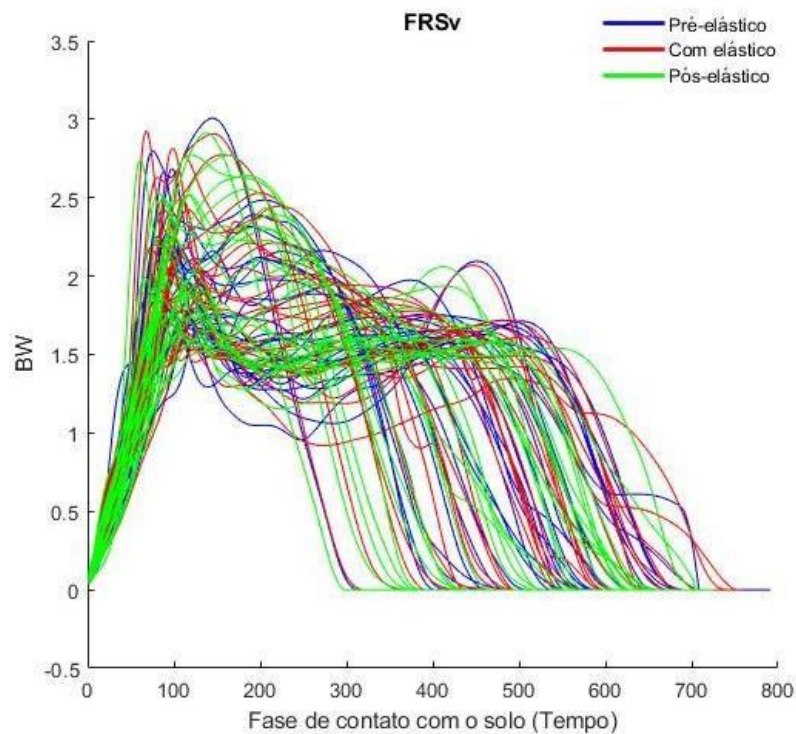


Figura 6 – Forças verticais de reação do solo

É possível observar que as curvas em cada condição se sobrepõem nos primeiros instantes de contato com o solo (até 200ms), o que ajuda a justificar os resultados da tabela abaixo. As variáveis descritas são observadas e calculadas a partir dos dados desses primeiros instantes e, conforme descrito abaixo, não foram encontradas diferenças significativas nessas variáveis entre as 3 condições comparadas.

Tabela 5 – Médias ( $\pm$ DP) e medianas (IQR) dos valores de pico da FRSv, das taxas médias de produção de FRSv e dos tempos até os picos em cada condição - Pré/ Com/ Pós.

| Variáveis Dinâmicas   |                     |                     |                     |       |
|-----------------------|---------------------|---------------------|---------------------|-------|
| Variáveis             | PRÉ                 | COM                 | PÓS                 | p     |
| Pico da FRSv (BW)     | 2.18 ( $\pm$ 0.355) | 2.27 ( $\pm$ 0.363) | 2.26 ( $\pm$ 0.339) | 0.186 |
| Taxa média (BW/seg)   | 19.6 (11)           | 20.2 (7.06)         | 21.2 (5.86)         | 0.553 |
| Tempo até o pico (ms) | 108 ( $\pm$ 23.9)   | 111 ( $\pm$ 23.5)   | 119 ( $\pm$ 28.9)   | 0.127 |

\*diferença significativa quando  $p < 0,05$ .

## DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo descrever o efeito agudo da resistência elástica no tronco sobre a cinemática do tronco e dos membros inferiores, bem como a dinâmica de atletas universitárias com baixa qualidade de movimento durante saltos unipodais. Pode-se observar que o uso de resistência elástica teve impactos diferentes nos picos angulares e nas amplitudes de movimento do tórax e articulações analisadas. No total foram 17 variáveis cinemáticas com diferenças significativas entre as séries comparadas, sendo 7 delas do tórax, 3 do quadril, 3 do joelho e 4 do tornozelo. Considerando que resistência é aplicada diretamente no tórax é coerente este segmento apresentar o maior número de mudanças. Apesar de diferenças no padrão de movimento, as variáveis dinâmicas dos saltos apresentaram valores similares.

Análises de qualidade de movimento normalmente são organizadas por eixos/ planos de movimentos, logo, as discussões a seguir seguirão este mesmo padrão.

Em relação a flexão podemos observar que no tórax o **valor mínimo** aumentou na série “Com-elástico” diferentemente das outras duas, indicando um efeito do elástico neste aumento. O aumento do valor mínimo indica uma manutenção do tórax em ângulos mais acentuados de flexão durante a fase de contato com o solo da série com a resistência. De acordo com Song, Li et al. (2023) e Hughes (2014), esse padrão é considerado mais seguro, pois induz a maiores graus de flexão das articulações distais, colaborando na atenuação de sobrecargas, e, também, colabora para a ativação dos músculos isquiotibiais, que são importantes estabilizadores do

joelho e sinergistas do LCA.

No quadril, a série “Com elástico” apresentou os maiores **valores máximos de flexão** comparado as outras duas séries, indicando um efeito do elástico nesta variável. Também observamos elevações nos **valores mínimos** e na **ADM** do quadril, sendo essa diferença significativa somente entre as séries Com e Pós. Contudo, em ambas as variáveis, não houve diferença entre as séries Pré e Com e Pré e Pós, ou seja, a diferença observada não teve relação com o elástico.

Segundo Boden & Sheehan (2022) maiores valores de pico de flexão de quadril em aterrissagens se relacionam com lesões de LCA em mulheres, entretanto, Wilczyński et al. (2020) dizem que o amplitude de movimento no plano sagital permitem dissipação de sobrecargas, principalmente em função da amplitude percorrida no sentido flexor. Neste mesmo sentido, Song et al. (2023) defendem que ângulos de flexão acentuados permitem mais tempo e mais deslocamento angular para reduzir o momento descendente e a ativação do quadriceps. Portanto, consideramos que o aumento nos **valores máximo de flexão de quadril**, aliado principalmente a tendência de aumento na **ADM**, sugere uma adaptação cinemática positiva durante o uso da resistência.

No joelho, observamos um aumento significativo do **valor máximo de flexão** durante o uso da resistência comparado somente a série Pós. Ou seja, assim como algumas variáveis do quadril, o elástico não pode ser relacionado com a diferença no joelho entre as séries “Com elástico” e “Pós-elástico”. Segundo Larwa et al. (2021), menores valores de pico de flexão de joelhos são observados em lesões de LCA, além disso, Kotsifaki et al. (2021) descreve que 34.3% do trabalho articular é absorvido pelo joelho durante aterrissagens de saltos verticais o que exalta a importância de maiores flexões de joelho nestes movimentos. Sendo assim, a tendência ao aumento de flexão de joelho com o uso do elástico é positiva.

Por fim, no tornozelo, houve uma redução significativa do **valor máximo de dorsiflexão** na série “Com elástico” com relação as outras duas, indicando um efeito do elástico nesta redução. Malliaras et al. (2006) relata associação da amplitude de movimento de dorsiflexão do tornozelo com tendinopatias patelares, contudo, mesmo com o valor máximo de dorsiflexão reduzido, a **ADM** não foi afetada, portanto não consideramos que esse efeito do elástico foi negativo.

Resumidamente, as adaptações relacionadas diretamente com o elástico no eixo X foram: manutenção do tórax em postura flexora, quadril mais flexionado e menos dorsiflexão

de tornozelo durante a fase de contato com o solo. Do ponto de vista da qualidade de movimento, as adaptações observadas tendem a serem positivas.

No eixo Y, o tórax foi o segmento mais afetado. Seus valores de **inclinação máxima** aumentaram significativamente na série “Com elástico” comparada a série Pré, e se mantiveram altos na série Pós, indicando manutenção da postura mais inclinada mesmo após a retirada do elástico. Parte da nossa hipótese sugeria que mudanças na biomecânica seriam observadas durante o uso do elástico e ainda observadas após sua retirada – série Pós. Portanto essa variável vai a favor da nossa hipótese, uma vez que os valores durante o uso do elástico aumentaram e se mantiveram após sua retirada.

Ainda no tórax, observamos uma redução do **valor mínimo de inclinação**, mostrando menor inclinação contralateral e também uma redução significativa da **ADM** de inclinação. Ambas as diferenças aconteceram durante a série “Com elástico” comparada as outras duas (Pré e Pós). Ou seja, o elástico foi capaz de alterar o comportamento do tórax.

Segundo Song et al. (2021) inclinações laterais de tronco lateralizam o centro de massa e o vetor da FRSv relativo ao quadril e joelho, aumentando os momentos externos abdutores e os ângulos de abdução de joelho, o que pode ser considerado um risco. Entretanto, Zazulak et al. (2007) mostrou que a variável ADM do tronco no plano frontal foi capaz de prever risco de lesão de LCA em mulheres com 83% de sensibilidade e 76% de especificidade. Sendo assim, reduzir de forma significativamente a **ADM** de inclinação durante a fase de contato com o solo, mesmo que a variável **inclinação máxima** mostre o tórax mais inclinado, parece ser uma adaptação positiva na qualidade de movimento.

No tornozelo, a série “Com elástico” apresentou menores **valores mínimos de abdução e ADM** comparado as outras duas séries, indicando um efeito do elástico nessas variáveis. Até o nosso conhecimento, não há na literatura relação significativa entre essas variáveis e lesões severas de membros inferiores. Do ponto de vista do alinhamento, um pé menos abduzido indica menor desalinhamento no plano frontal, portanto, seria uma adaptação positiva (Ressman et al. 2021).

Nas articulações do quadril e joelho, que são intermediárias da cadeia cinética envolvida neste estudo, não foram encontradas diferenças significativas e podemos observar que houve uma grande variabilidade com altos desvios-padrão, especialmente nas variáveis de joelho, nos levando a entender que o elástico não conseguiu induzir nenhum tipo de padrão nos movimentos de abdução e adução destas articulações durante ou logo após seu uso.

Resumidamente, as adaptações relacionadas diretamente com o elástico no eixo Y foram: manutenção do tórax em postura inclinada para o lado da perna de apoio e o tornozelo menos abduzido durante a fase de contato com o solo. Do ponto de vista da qualidade de movimento, as adaptações observadas parecem ser positivas.

Por fim, no eixo Z, o tórax apresentou o maior **valor máximo de rotação** na série “Com elástico”, confirmando o efeito de torção esperado devido a sua posição de aplicação. Esses valores foram significativamente diferentes entre todas as séries, evidenciando rotações distintas do tronco nas três condições. Ao observarmos os valores da série “Pós-elástico” notamos que são os menores valores dessa variável, sugerindo um possível efeito do elástico. Com relação aos **valores mínimos de rotação**, a série “Com elástico” se diferenciou das demais indicando que manteve o tronco rodado no sentido ipsilateral a perna de apoio durante toda a fase de contato com o solo. Mesmo assim, a variável **ADM** de rotação foi significativamente maior na série “Com elástico” que as demais, indicando efeito do elástico durante o seu uso. Segundo Song et al. (2023) e Critchley et al. (2020) rotações de tronco excessivas aumentam a valor de FRSv, a rotação interna e abdução de joelho. Lucarno et al. (2021) também observaram rotações de tronco em lesões de LCA, porém, elas não eram na maioria no sentido da perna de apoio. Logo, essa variável indicaria uma adaptação negativa.

No joelho, a série “Com elástico” se diferenciou das outras duas séries (Pré e Pós) e apresentou os maiores **valores máximos de rotação** no sentido interno. Desta mesma maneira, também observamos um aumento na **ADM** de rotação durante o uso do elástico comparada as demais séries. Segundo Bates et al. (2019), o aumento da rotação do joelho aumenta a sobrecarga em estruturas estabilizadoras, já que essa articulação tem pouca liberdade de movimento no eixo de rotação, portanto essa variável indicaria uma adaptação negativa.

Por fim, no tornozelo, a série “Com elástico” se diferenciou das outras duas séries (Pré e Pós) e apresentou os maiores **valores máximos de pronação**. Um tornozelo pronado costuma compor o comportamento do membro inferior sob um momento externo em valgo (Hewett et al. 2005) e considerando que esse padrão está amplamente associado a lesões essa variável indicaria uma adaptação também negativa.

Resumidamente, as adaptações relacionadas diretamente com o elástico no eixo Z foram: aumento da rotação de tórax ipsilateral a perna de apoio, aumento da rotação interna de joelho e aumento da pronação do tornozelo. Do ponto de vista da qualidade de movimento, as adaptações observadas parecem ser negativas.

Considerando que nossas variáveis dinâmicas não se diferenciaram entre as séries, as mudanças cinemáticas destacadas em todos os eixos não foram acompanhadas por mudanças nas sobrecargas. Parte desse resultado é explicado pelo fato de que as variáveis cinemáticas escolhidas não necessariamente são observadas nos primeiros instantes do contato com o solo assim como são as variáveis dinâmicas.

Sobre as especificidades desta resistência usada - posição, sentido e intensidade inicial da carga bem definidos – também é importante destacar que das 17 variáveis com diferenças significativas 14 parecem estar relacionadas diretamente ao uso do elástico, sendo que 3 foram no eixo X, 5 no eixo Y, e 6 no Z, indicando que a proposta de Dishavi et al. (2020) em aplicar uma resistência com características multiplanar parece acontecer.

## LIMITAÇÕES

Este estudo apresenta algumas limitações. O número de participantes foi 1 abaixo do indicado no cálculo amostral, devido a uma perda amostral. Além disso, as séries de saltos não foram randomizadas, no entanto, isso foi definido pensando em evitar o efeito de potencialização pós-ativação descrito por Halteman et al. (2018) durante saltos verticais, como um fator de confusão. Por fim, não analisamos um grupo controle de atletas com boa qualidade de movimento para compararmos os efeitos do protocolo, porém, as análises entre as condições nos permite compreender os efeitos da intervenção dentro do próprio grupo, fornecendo informações relevantes sobre seu impacto numa população semelhante.

## CONCLUSÃO

A maioria das variáveis discutidas indicaram alterações no sentido de padrões considerados mais seguros e de maior qualidade. Entretanto, é necessário destacar que algumas variáveis de grande relevância nestes padrões desalinhados não apresentaram diferenças entre as séries e, para além disso, demonstraram manutenção de posturas consideradas desalinhadas ou de maior risco (Boden & Sheehan, 2022; Timothy E. Hewett et al., 2005b), como por exemplo: a adução femoral acentuada, a rotação femoral mais acentuada logo nos primeiros instantes de contato com o solo, e, um aparente aumento do desvio padrão nos movimentos de abdução e adução de joelho (conforme é possível observar nos graficos das figuras 3 e 4).

Sendo assim, concluímos que, embora suas especificações de aplicação pareçam colaborar com a melhora do padrão de movimentos, os efeitos agudos do uso dessa resistência elástica não foram suficientes para melhorar a qualidade de movimento geral das atletas

analisadas. Portanto, sua prescrição deve seguir os mesmos cuidados que perturbações ou estímulo aleatórios no tronco seguem, como por exemplo: boa qualidade de movimento observada na tarefa de saltar sem intervenções.

#### **4. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO GERAL**

O objetivo geral desta dissertação foi descrever as mudanças na biomecânica do tronco e membros inferiores de atletas universitárias com o uso de uma resistência elástica com determinadas especificações já descritas anteriormente a fim de compreender se essas especificações seriam capazes de provocar adaptações positivas, do ponto de vista clínico, na qualidade de movimento dessas atletas.

No primeiro artigo, somente variáveis dinâmicas foram analisadas. Dentro das interpretações feitas sobre os resultados significativos, as variáveis de COP indicaram uma piora da qualidade de movimento durante o uso do elástico baseado principalmente na piora do controle postural no sentido medio-lateral. No segundo artigo, algumas variáveis influenciadas pelo elástico podem ajudar a explicar esses achados. Com o elástico, o tronco apresentou uma maior inclinação lateral no sentido da perna de apoio (eixo Y), entretanto sua ADM no sentido medio-lateral reduziu. Já o tornozelo apresentou menores valores de abdução e ADM de adução/abdução menor (eixo Y). Considerando que a base do pé é menor neste sentido e que a maior parte da massa corporal está no tronco (Leva, 1996), um pé menos abduzido em relação à perna reduz a atuação das estruturas flexoras e extensoras no controle do equilíbrio médio-lateral, fazendo com que as diferenças observadas nos movimentos do eixo Y ajudem a explicar o aumento das variáveis de COP nessa direção.

Analisando ainda a relação desses resultados, notamos que no sistema de coordenadas do pé, a posição do eixo Z fica mais semelhante a dos eixos Y dos outros segmentos, ou seja, os movimentos observados ali com relação a perna são projetados na plataforma de força de maneira mais semelhante aos movimentos de adução e abdução. Portanto os valores máximos de pronação aumentados durante o uso da resistência também ajudam a explicar o aumento das variáveis de COP no sentido medio-lateral.

Com relação as mudanças das variáveis do COP no sentido antero-posterior os resultados encontrados no segundo artigo também ajudam a interpretar. A tendência de manutenção da postura flexora de tórax e das demais articulações durante toda a fase de contato

com o solo favorece que as medidas de deslocamento, velocidade e dispersão do COP sejam menores. Além disso, devemos considerar que essa resistência, de certa forma, prende o tronco principalmente nos movimentos de flexão e extensão.

Entretanto, embora os resultados se relacionem e ajudem a explicar um ao outro, a interpretação de cada estudo foi diferente. No primeiro, as mudanças no sentido medio-lateral foram interpretadas como ruins do ponto de vista da qualidade de movimento, enquanto no segundo a maioria das alterações do eixo Y foi considerada positiva. Assim como as mudanças observadas no sentido antero-posterior do primeiro artigo foram consideradas ruins, e, no segundo, as mudanças no eixo X foram consideradas positivas.

Embora a análise de variáveis cinéticas e cinemáticas ofereça informações importantes, uma variável isoladamente não classifica a qualidade de movimento. Olhando pro conjunto de resultados, a nossa hipótese de que as características específicas da resistência usada seriam capazes de melhorar a qualidade de movimento de atletas durante saltos unipodais, não se confirmou. No geral, os artigos fizeram considerações sobre piora de algumas variáveis e também manutenção de outras em padrões considerados ruins, concluindo ambos os artigos que essa resistência deve ser usada com cautela nesta população com pouco controle de movimento.

Por fim, os testes físicos para caracterização da amostra indicaram que quase metade das atletas (44,44%) não atingiu o valor de referência para o teste de prancha lateral inferindo uma baixa capacidade neuromuscular do tronco. Alguns autores descrevem que essa baixa capacidade está associada a piores padrões de movimentos e sobrecargas no membro inferior, o que pode ajudar a justificar a manutenção de uma qualidade ruim do movimento das atletas (Timothy E Hewett et al., 2010; Larwa et al., 2021; Zazulak et al., 2007).

Essa dissertação apresenta algumas limitações. A quantidade de atletas em cada estudo não foi semelhante entre eles (24 atletas no primeiro e 27 no segundo) e, em ambos, não foi atingido a quantidade indicada no cálculo amostral inicial. Além disso, a carga utilizada no nosso protocolo só foi medida inicialmente e outras magnitudes de cargas não foram testadas, o que limita a nossa compreensão dos possíveis efeitos dessa resistência.

Para concluir, intervenções que visam melhorar a qualidade de movimentos são importantes para mitigar o risco de lesões e devem continuar a serem exploradas de diversas maneiras. A aplicação de resistência elástica multiplanar no tronco é uma proposta promissora que pode criar um ambiente de sobrecarga controlada, induzindo adaptações imediatas na postura e na dinâmica dos membros inferiores. Entretanto, as adaptações vistas no presente

estudo não favorecem o controle de movimento de forma aguda conforme esperado, classificando essa resistência como um tipo de perturbação.

Embora perturbações sejam desejáveis para estimular adaptações motoras e neuromusculares, sua intensidade e indicação de aplicação deve ser sempre analisada. Perturbações excessivas pode resultar em compensações indesejadas e perda de eficiência mecânica expondo por vezes o atleta a sobrecargas desnecessárias, principalmente em ambiente de treinamento. Sendo assim, concluimos que mais estudos devem ser feitos com esse tipo de resistência e que, até então, seu uso não é indicado para atletas com pouca qualidade de movimento.

## 5. REFERÊNCIAS

- Almeida, G. P. L., Rodrigues, H. L. D. N., De Freitas, B. W., & De Paula Lima, P. O. (2017). Reliability and validity of the hip stability isometric test (HipSIT): A new method to assess hip posterolateral muscle strength. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 47(12), 906–913. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.7274>
- Arundale, A. J. H., Bizzini, M., Giordano, A., Hewett, T. E., Logerstedt, D. S., Mandelbaum, B., Scalzitti, D. A., Silvers-Granelli, H., Snyder-Mackler, L., & Johnson, B. (2018). Exercise-based knee and anterior cruciate ligament injury prevention. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 48(9), A1–A25. <https://doi.org/10.2519/jospt.2018.0303>
- Arundale, A. J. H., Silvers-Granelli, H. J., & Myklebust, G. (2022). ACL injury prevention: Where have we come from and where are we going? *Journal of Orthopaedic Research*, 40(1), 43–54. <https://doi.org/10.1002/jor.25058>
- Bates, N. A., Schilaty, N. D., Nagelli, C. V., Krych, A. J., & Hewett, T. E. (2019). Multiplanar Loading of the Knee and Its Influence on Anterior Cruciate Ligament and Medial Collateral Ligament Strain During Simulated Landings and Noncontact Tears. *American Journal of Sports Medicine*, 47(8), 1844–1853. <https://doi.org/10.1177/0363546519850165>
- Bedo, B. L. S., Catelli, D. S., Lamontagne, M., Moraes, R., Pereira, D. R., Graça, J. B., & Santiago, P. R. P. (2022). Fatigue modifies hip and knee kinematics during single- and double-leg dynamic tasks: An investigation with female handball players. *Journal of*

- Sports Sciences*, 40(17), 1964–1972. <https://doi.org/10.1080/02640414.2022.2123506>
- Bennell, K., Talbot, R., Wajswelner, H., Techovanich, W., & Kelly, D. (1998). Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. *Australian Journal of Physiotherapy*, 44(3), 175–180. [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60377-9](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60377-9)
- Blache, Y., Pairot de Fontenay, B., Argaud, S., & Monteil, K. (2017). Asymmetry of Inter-joint Coordination during Single Leg Jump after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *International Journal of Sports Medicine*, 38(2), 159–167. <https://doi.org/10.1055/s-0042-109976>
- Boden, B. P., & Sheehan, F. T. (2022). Mechanism of Non-Contact ACL Injury HHS Public Access. *J Orthop Res*, 40(3), 531–540. <https://doi.org/10.1002/jor.25257>. Mechanism
- Chalmers, P. N., Wimmer, M. A., Verma, N. N., Cole, B. J., Romeo, A. A., Cvetanovich, G. L., & Pearl, M. L. (2017). The Relationship Between Pitching Mechanics and Injury: A Review of Current Concepts. *Sports Health*, 9(3), 216–221. <https://doi.org/10.1177/1941738116686545>
- Critchley, M. L., Davis, D. J., Keener, M. M., Layer, J. S., Wilson, M. A., Zhu, Q., & Dai, B. (2020). The effects of mid-flight whole-body and trunk rotation on landing mechanics: implications for anterior cruciate ligament injuries. *Sports Biomechanics*, 19(4), 421–437. <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1595704>
- Crossley, K. M., Patterson, B. E., Culvenor, A. G., Bruder, A. M., Mosler, A. B., & Mentiplay, B. F. (2020). Making football safer for women: A systematic review and meta-Analysis of injury prevention programmes in 11 773 female football (soccer) players. *British Journal of Sports Medicine*, 54(18), 1089–1098. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-101587>
- Davis, D. J., Hinshaw, T. J., Critchley, M. L., & Dai, B. (2019). Mid-flight trunk flexion and extension altered segment and lower extremity joint movements and subsequent landing mechanics. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 22(8), 955–961. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2019.03.001>
- Dill, K. E., Begalle, R. L., Frank, B. S., Zinder, S. M., & Padua, D. A. (2014). Altered knee and ankle kinematics during squatting in those with limited weight-bearing-lunge ankle-dorsiflexion range of motion. *Journal of Athletic Training*, 49(6), 723–732.

<https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.29>

- Dischiavi, S. L., Wright, A. A., Hegedus, E. J., & Bleakley, C. M. (2019). Rethinking dynamic knee valgus and its relation to knee injury: Normal movement requiring control, not avoidance. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 49(4), 216–218. <https://doi.org/10.2519/jospt.2019.0606>
- Dischiavi, S. L., Wright, A. A., Hegedus, E. J., Thornton, E. P., & Bleakley, C. M. (2020). Framework for Optimizing Acl Rehabilitation Utilizing a Global Systems Approach. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 15(3), 478–485. <https://doi.org/10.26603/ijsp20200478>
- Ferri-Caruana, A., Prades-Insa, B., & Serra-AÑÓ, P. (2020). Effects of pelvic and core strength training on biomechanical risk factors for anterior cruciate ligament injuries. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 60(8), 1128–1136. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.20.10552-8>
- Haltzman, T., Hoffman, A., Hamzabegovic, S., & Wallace, C. (2018). The Acute Effects of Loaded Jump on Vertical Jump and Perception of Performance. *Ship.Edu*, 5(1), 19–25. [https://www.ship.edu/globalassets/keystone-journal/kjur\\_2018\\_01\\_haltzman.pdf](https://www.ship.edu/globalassets/keystone-journal/kjur_2018_01_haltzman.pdf)
- Hewett, T. E., Torg, J. S., & Boden, B. P. (2009). Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: Lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *British Journal of Sports Medicine*, 43(6), 417–422. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.059162>
- Hewett, Timothy E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., Van Den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & Succop, P. (2005a). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492–501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
- Hewett, Timothy E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., Van Den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & Succop, P. (2005b). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492–501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
- Hewett, Timothy E, Ford, K. R., Hoogenboom, B. J., & Myer, G. D. (2010). Understanding

and preventing acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations - update 2010. *North American Journal of Sports Physical Therapy : NAJSPT*, 5(4), 234–51.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21655382><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC3096145>

Hinshaw, T. J., Davis, D. J., Layer, J. S., Wilson, M. A., Zhu, Q., & Dai, B. (2019). Mid-flight lateral trunk bending increased ipsilateral leg loading during landing: a center of mass analysis. *Journal of Sports Sciences*, 37(4), 414–423.  
<https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1504616>

Hodgson, B., Tis, L., Cobb, S., & Higbie, E. (2005). The effect of external ankle support on vertical ground-reaction force and lower body kinematics. *Journal of Sport Rehabilitation*, 14(4), 301–312. <https://doi.org/10.1123/jsr.14.4.301>

Holden, S., Boreham, C., Doherty, C., Wang, D., & Delahunt, E. (2015). Clinical assessment of countermovement jump landing kinematics in early adolescence: Sex differences and normative values. *Clinical Biomechanics*, 30(5), 469–474.  
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.03.008>

Hughes, G. (2014). A review of recent perspectives on biomechanical risk factors associated with anterior cruciate ligament injury. *Research in Sports Medicine*, 22(2), 193–212.  
<https://doi.org/10.1080/15438627.2014.881821>

Jackie L Whittaker;, Nadine Booysen;, Sarah de la Motte;, Liz Dennett;, Cara L. Lewis;, Dave Wilson;, Carly McKay;, Martin Warner;, Darin Padua;, Carolyn A Emery;, & Maria Stokes. (2017). Predicting Sport and Occupational Lower Extremity Injury Risk through Movement Quality Screening: A Systematic Review. *Br J Sports Med.*, 51(7), 580–585.  
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096760>.Predicting

Jeong, J., Choi, D. H., & Shin, C. S. (2021). Core Strength Training Can Alter Neuromuscular and Biomechanical Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury. *American Journal of Sports Medicine*, 49(1), 183–192. <https://doi.org/10.1177/0363546520972990>

Khayambashi, K., Ghoddosi, N., Straub, R. K., & Powers, C. M. (2016). Hip Muscle Strength Predicts Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury in Male and Female Athletes: A Prospective Study. *American Journal of Sports Medicine*, 44(2), 355–361.  
<https://doi.org/10.1177/0363546515616237>

- Kiani, A., Hellquist, E., Ahlqvist, K., Gedeberg, R., Michaëlsson, K., & Byberg, L. (2010). Prevention of soccer-related knee injuries in teenaged girls. *Archives of Internal Medicine*, 170(1), 43–49. <https://doi.org/10.1001/archinternmed.2009.289>
- Kiminski, R., Williams, C., Heinert, B., Mills, O., Cluppert, K., Rutherford, D., & Kernozek, T. (2022). Transfer of post-trial feedback on impacts during drop landings in female athletes. *Sports Biomechanics*, 00(00), 1–15. <https://doi.org/10.1080/14763141.2022.2114931>
- Kotsifaki, A., Korakakis, V., Graham-Smith, P., Sideris, V., & Whiteley, R. (2021). Vertical and Horizontal Hop Performance: Contributions of the Hip, Knee, and Ankle. *Sports Health*, 13(2), 128–135. <https://doi.org/10.1177/1941738120976363>
- Krosshaug, T., Steffen, K., Kristianslund, E., Nilstad, A., Mok, K. M., Myklebust, G., Andersen, T. E., Holme, I., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2016). The Vertical Drop Jump Is a Poor Screening Test for ACL Injuries in Female Elite Soccer and Handball Players. *American Journal of Sports Medicine*, 44(4), 874–883. <https://doi.org/10.1177/0363546515625048>
- Kulas, A. S., Hortobágyi, T., & Devita, P. (2012). Trunk position modulates anterior cruciate ligament forces and strains during a single-leg squat. *Clinical Biomechanics*, 27(1), 16–21. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.07.009>
- Larwa, J., Stoy, C., Chafetz, R. S., Boniello, M., & Franklin, C. (2021). Stiff landings, core stability, and dynamic knee valgus: A systematic review on documented anterior cruciate ligament ruptures in male and female athletes. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(7). <https://doi.org/10.3390/ijerph18073826>
- Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & Davis, I. M. C. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(6), 926–934. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000128145.75199.C3>
- Leva, P. de. (1996). ADJUSTMENTS TO ZATSIORSKY-SELUYANOV'S PARAMETERS SEGMENT INERTIA PARAMETERS. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223–1230. <https://doi.org/10.1002/ima.22019>
- Lucarno, S., Zago, M., Buckthorpe, M., Grassi, A., Tosarelli, F., Smith, R., & Della Villa, F. (2021). Systematic Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Injuries in

- Professional Female Soccer Players. *American Journal of Sports Medicine*, 49(7), 1794–1802. <https://doi.org/10.1177/03635465211008169>
- Malliaras, P., Cook, J. L., & Kent, P. (2006). Reduced ankle dorsiflexion range may increase the risk of patellar tendon injury among volleyball players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 9(4), 304–309. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.03.015>
- McCarthy, M. M., Voos, J. E., Nguyen, J. T., Callahan, L., & Hannafin, J. A. (2013). Injury profile in elite female basketball athletes at the women’s national basketball association combine. *American Journal of Sports Medicine*, 41(3), 645–651. <https://doi.org/10.1177/0363546512474223>
- McGill, S. M., Childs, A., & Liebenson, C. (1999). Endurance Times for Low Back Stabilization Exercises: Clinical Targets for Testing and Training From a Normal Database. *Arch Phys Med Rehabil*, 80, 941–944. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90224-5](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90224-5)
- Neumann, D. A. (2010). Kinesiology of the hip: A focus on muscular actions. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(2), 82–94. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3025>
- Powers, C. M. (2003). The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction: A Theoretical Perspective. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33(11), 639–646. <https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.11.639>
- Ressman, J., Grooten, W. J. A., & Rasmussen-Barr, E. (2021). Visual assessment of movement quality: a study on intra- and interrater reliability of a multi-segmental single leg squat test. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 13(1), 1–11. <https://doi.org/10.1186/s13102-021-00289-x>
- Sasaki, S., Tsuda, E., Yamamoto, Y., Maeda, S., Kimura, Y., Fujita, Y., & Ishibashi, Y. (2019). Core-muscle training and neuromuscular control of the lower limb and trunk. *Journal of Athletic Training*, 54(9), 959–969. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-113-17>
- Schweizer, N., Strutzenberger, G., Franchi, M. V., Farshad, M., Scherr, J., & Spörri, J. (2022). Screening Tests for Assessing Athletes at Risk of ACL Injury or Reinjury—A Scoping Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(5). <https://doi.org/10.3390/ijerph19052864>

- Song, Y., Li, L., Hughes, G., & Dai, B. (2023). Trunk motion and anterior cruciate ligament injuries: a narrative review of injury videos and controlled jump-landing and cutting tasks. *Sports Biomechanics*, 22(1), 46–64.  
<https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1877337>
- Song, Y., Li, L., Layer, J., Fairbanks, R., Jenkins, M., Hughes, G., Smith, D., Wilson, M., Zhu, Q., & Dai, B. (2023). Indirect contact matters: Mid-flight external trunk perturbation increased unilateral anterior cruciate ligament loading variables during jump-landings. *Journal of Sport and Health Science*, 12(4), 534–543.  
<https://doi.org/10.1016/j.jshs.2022.12.005>
- Sugimoto, D., Mattacola, C. G., Bush, H. M., Thomas, S. M., Barber Foss, K. D., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2017). Preventive neuromuscular training for young female athletes: Comparison of coach and athlete compliance rates. *Journal of Athletic Training*, 52(1), 58–64. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.12.20>
- Wilczyński, B., Zorena, K., & Ślęzak, D. (2020). Dynamic knee valgus in single-leg movement tasks. Potentially modifiable factors and exercise training options. a literature review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(21), 1–17. <https://doi.org/10.3390/ijerph17218208>
- Wilke, J., Krause, F., Vogt, L., & Banzer, W. (2016). What is evidence-based about myofascial chains: A systematic review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(3), 454–461. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.07.023>
- Yom, J. P., Simpson, K. J., Arnett, S. W., & Brown, C. N. (2014). The effects of a lateral in-flight perturbation on lower extremity biomechanics during drop landings. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(5), 655–662. <https://doi.org/10.1123/JAB.2013-0331>
- Yu, B., & Garrett, W. E. (2007). Mechanisms of non-contact ACL injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 41(SUPPL. 1), 47–51. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2007.037192>
- Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: A prospective biomechanical-epidemiologic study. *American Journal of Sports Medicine*, 35(7), 1123–1130. <https://doi.org/10.1177/0363546507301585>

## 6. ANEXOS

### 6.1. Anexo 1: Parecer Consubstanciado do CEP



**UNICAMP - CAMPUS CAMPINAS**



---

**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

---

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** ANÁLISE DO EFEITO AGUDO DE UM ESTÍMULO CONTROLADO EM TRONCO NO SALTO VERTICAL UNIPODAL

**Pesquisador:** Laura de Moraes Cantuário

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 56427822.7.0000.5404

**Instituição Proponente:** Faculdade de Educação Física

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 5.331.005

**Apresentação do Projeto:**

As informações contidas nos campos "Apresentação do Projeto", "Objetivo da Pesquisa" e "Avaliação dos Riscos e Benefícios" foram obtidos dos documentos apresentados para apreciação ética e das informações inseridas pelo Pesquisador Responsável do estudo na Plataforma Brasil.

"Lesões em membros inferiores, em especial a lesão do LCA, são muito comuns no meio esportivo. Um fator de risco muito associado a essas lesões é o desalinhamento dos membros inferiores em situações dinâmicas em cadeia cinética fechada, como o valgo dinâmico de joelho. Esse desalinhamento consiste em movimentos em conjunto entre os segmentos da pelve, coxa, perna e pé e posterior análise de dados funcionais: b) cinéticos, para obtenção do pico da componente vertical da força de reação ao solo (FRS) e taxa de desenvolvimento de força. Os resultados serão comparados através do teste estatístico Anova one

**Endereço:** Rua Tessália Vieira de Camargo, 126, 1º andar do Prédio I da Faculdade de Ciências Médicas

**Bairro:** Butantã

**UF:** SP

**Município:** CAMPINAS

**CEP:** 13.083-887

**Telefone:** (19)3521-6906

**Fax:** (19)3521-7187

**E-mail:** cep@unicamp.br

Página 01 de 12



**UNICAMP - CAMPUS CAMPINAS**



---

**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

---

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** ANÁLISE DO EFEITO AGUDO DE UM ESTÍMULO CONTROLADO EM TRONCO NO SALTO VERTICAL UNIPODAL

**Pesquisador:** Laura de Moraes Cantuário

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 56427822.7.0000.5404

**Instituição Proponente:** Faculdade de Educação Física

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 5.331.005

**Apresentação do Projeto:**

As informações contidas nos campos "Apresentação do Projeto", "Objetivo da Pesquisa" e "Avaliação dos Riscos e Benefícios" foram obtidos dos documentos apresentados para apreciação ética e das informações inseridas pelo Pesquisador Responsável do estudo na Plataforma Brasil.

"Lesões em membros inferiores, em especial a lesão do LCA, são muito comuns no meio esportivo. Um fator de risco muito associado a essas lesões é o desalinhamento dos membros inferiores em situações dinâmicas em cadeia cinética fechada, como o valgo dinâmico de joelho. Esse desalinhamento consiste em movimentos em conjunto entre os segmentos da pelve, coxa, perna e pé e posterior análise de dados funcionais: b) cinéticos, para obtenção do pico da componente vertical da força de reação ao solo (FRS) e taxa de desenvolvimento de força. Os resultados serão comparados através do teste estatístico Anova one

**Endereço:** Rua Tessália Vieira de Camargo, 126, 1º andar do Prédio I da Faculdade de Ciências Médicas

**Bairro:** Butantã

**UF:** SP

**Município:** CAMPINAS

**CEP:** 13.083-887

**Telefone:** (19)3521-6906

**Fax:** (19)3521-7187

**E-mail:** cep@unicamp.br

Página 02 de 12



**UNICAMP - CAMPUS CAMPINAS**



---

**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

---

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** ANÁLISE DO EFEITO AGUDO DE UM ESTÍMULO CONTROLADO EM TRONCO NO SALTO VERTICAL UNIPODAL

**Pesquisador:** Laura de Moraes Cantuário

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 56427822.7.0000.5404

**Instituição Proponente:** Faculdade de Educação Física

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 5.331.005

**Apresentação do Projeto:**

As informações contidas nos campos "Apresentação do Projeto", "Objetivo da Pesquisa" e "Avaliação dos Riscos e Benefícios" foram obtidos dos documentos apresentados para apreciação ética e das informações inseridas pelo Pesquisador Responsável do estudo na Plataforma Brasil.

"Lesões em membros inferiores, em especial a lesão do LCA, são muito comuns no meio esportivo. Um fator de risco muito associado a essas lesões é o desalinhamento dos membros inferiores em situações dinâmicas em cadeia cinética fechada, como o valgo dinâmico de joelho. Esse desalinhamento consiste em movimentos em conjunto entre os segmentos da pelve, coxa, perna e pé e posterior análise de dados funcionais: b) cinéticos, para obtenção do pico da componente vertical da força de reação ao solo (FRS) e taxa de desenvolvimento de força. Os resultados serão comparados através do teste estatístico Anova one

**Endereço:** Rua Tessália Vieira de Camargo, 126, 1º andar do Prédio I da Faculdade de Ciências Médicas

**Bairro:** Butantã

**UF:** SP

**Município:** CAMPINAS

**CEP:** 13.083-887

**Telefone:** (19)3521-6906

**Fax:** (19)3521-7187

**E-mail:** cep@unicamp.br

Página 03 de 12



**UNICAMP - CAMPUS CAMPINAS**



---

**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

---

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** ANÁLISE DO EFEITO AGUDO DE UM ESTÍMULO CONTROLADO EM TRONCO NO SALTO VERTICAL UNIPODAL

**Pesquisador:** Laura de Moraes Cantuário

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 56427822.7.0000.5404

**Instituição Proponente:** Faculdade de Educação Física

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 5.331.005

**Apresentação do Projeto:**

As informações contidas nos campos "Apresentação do Projeto", "Objetivo da Pesquisa" e "Avaliação dos Riscos e Benefícios" foram obtidos dos documentos apresentados para apreciação ética e das informações inseridas pelo Pesquisador Responsável do estudo na Plataforma Brasil.

"Lesões em membros inferiores, em especial a lesão do LCA, são muito comuns no meio esportivo. Um fator de risco muito associado a essas lesões é o desalinhamento dos membros inferiores em situações dinâmicas em cadeia cinética fechada, como o valgo dinâmico de joelho. Esse desalinhamento consiste em movimentos em conjunto entre os segmentos da pelve, coxa, perna e pé e posterior análise de dados funcionais: b) cinéticos, para obtenção do pico da componente vertical da força de reação ao solo (FRS) e taxa de desenvolvimento de força. Os resultados serão comparados através do teste estatístico Anova one

**Endereço:** Rua Tessália Vieira de Camargo, 126, 1º andar do Prédio I da Faculdade de Ciências Médicas

**Bairro:** Butantã

**UF:** SP

**Município:** CAMPINAS

**CEP:** 13.083-887

**Telefone:** (19)3521-6906

**Fax:** (19)3521-7187

**E-mail:** cep@unicamp.br

Página 04 de 12

|                                                                                   |                                  |                                                                                   |
|-----------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|
|  | <b>UNICAMP - CAMPUS CAMPINAS</b> |  |
| Continuação do Parecer: 5.310.315                                                 |                                  |                                                                                   |

\*Orçamento Financeiro  
 Faixa rígida com regulagem para fixação do elástico Capital R\$ 38,00  
 HD externo 2TB Capital R\$ 436,00  
 Elástico tubular com mosquetão nas pontas para fixação Capital R\$ 63,00  
 Cotele de tração para treinamento Capital R\$ 162,00  
 Total em R\$ R\$ 722,00".  
**"EQUIPE DE PESQUISA:**  
 389.287.918-02 Laura de Monizes Cantusio (pesquisadora responsável, moradora)  
 272.356.218-26 Karine Jacson Sarno (orientadora da dissertação)".  
 Trata-se de uma pesquisa que busca provar uma hipótese de que um certo "estímulo em tronco será capaz de reorganizar o padrão de movimento do membro inferior das voluntárias, melhorando o alinhamento do membro inferior e reduzindo a taxa de desenvolvimento da FRS durante a aterrissagem dos saltos". No entanto, há somente medidas rápidas dos casos. Faltam ao planejamento controles, tanto como as ativas sem o desalinhamento inicial do membro inferior como as ativas com o desalinhamento inicial do membro inferior a quem não se aplica o estímulo proposto. Ademais, foi usado um programa automático de cálculo de tamanho amostral com  $\alpha=0,05$ , poder igual a 0,80 e efeito de 0,25, sem quaisquer justificativas.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**  
 Vide campo abaixo "Condições ou Pendências e Lista de Inadequações".

#### Recomendações:

A Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (Conep), do Conselho Nacional de Saúde (CNS) orienta a adoção das diretrizes do Ministério da Saúde (MS) decorrentes da pandemia causada pelo Coronavírus SARS-CoV-2 (Covid-19), com o objetivo de minimizar os potenciais riscos à saúde e a integridade dos participantes de pesquisas e pesquisadores.  
 De acordo com o site oficial da CONEP intitulada "ORIENTAÇÕES PARA CONDUÇÃO DE PESQUISAS E ATIVIDADE DOS CEP DURANTE A PANDEMIA PROVOCADA PELO CORONAVÍRUS SARS-COV-2 (COVID-19)" publicada em 09/05/2020, referente ao item II, "Orientações para Pesquisadores":  
 - Aconselha-se a adoção de medidas para a prevenção e gerenciamento de todas as atividades da pesquisa, garantindo-se as ações primordiais à saúde, minimizando prejuízos e potenciais riscos, além de prover cuidado e preservar a integridade e assistência dos participantes e da equipe de pesquisa.

|                                                                                                      |                                           |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------|
| Endereço: Rua Tessália Vieira de Camargo, 126, 1º andar do Prédio I da Faculdade de Ciências Médicas |                                           |
| Bairro: Barão Geraldo                                                                                | CEP: 13.063-887                           |
| UF: SP                                                                                               | Município: CAMPINAS                       |
| Telefone: (19)3521-8936                                                                              | Fax: (19)3521-7187 E-mail: cep@unicamp.br |

Página 10 de 13

|                                                                                   |                                  |                                                                                     |
|-----------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|
|  | <b>UNICAMP - CAMPUS CAMPINAS</b> |  |
| Continuação do Parecer: 5.310.005                                                 |                                  |                                                                                     |

- Em observância às dificuldades operacionais decorrentes de todas as medidas impostas pela pandemia do SARS-CoV-2 (COVID-19), é necessário zelar pelo melhor interesse do participante da pesquisa, mantendo-o informado sobre as modificações do protocolo de pesquisa que possam afetá-lo, principalmente se houver ajuste na condução do estudo, cronograma ou plano de trabalho.  
 - Caso sejam necessários a suspensão, interrupção ou o cancelamento da pesquisa, em decorrência dos riscos imprevisíveis aos participantes da pesquisa, por causas diretas ou indiretas, caberá aos investigadores a submissão de notificação para apreciação do Sistema CEP/Conep.  
 - Nos casos de ensaios clínicos, é permitida, excepcionalmente, a tramitação de emendas concomitantes à implementação de modificações/alterações no protocolo de pesquisa, visando à segurança do participante da pesquisa, assim como dos demais envolvidos no contexto da pesquisa, evitando-se, ainda, quando aplicável, a interrupção no tratamento dos participantes da pesquisa. Eventualmente, na necessidade de modificar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), o pesquisador deverá proceder com o novo consentimento, o mais breve possível.

#### Condições ou Pendências e Lista de Inadequações:

Lista de pendências e inadequações emitidas no parecer CEP número 5.310.315.

(1) Quanto ao apoio financeiro, lê-se "Financiamento próprio". Por a equipe de pesquisa ter mais de uma pessoa, favor especificar quem financiará a pesquisa.  
 Resposta: A pesquisa foi financiada pela pesquisadora principal Laura de Menezes Cantusio (todos os itens já foram adquiridos). Texto corrigido  
 Análise: PENDÊNCIA ATENDIDA

(2) Favor ajustar o cronograma para que o recrutamento e a coleta de dados comecem depois da aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP, como manda a legislação em vigor.  
 Resposta: Texto corrigido  
 Análise: PENDÊNCIA ATENDIDA

(3) Na "Metodologia de pesquisa", lê-se "Ao se candidatar (a participar da pesquisa)" em relação a

|                                                                                                      |                                           |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------|
| Endereço: Rua Tessália Vieira de Camargo, 126, 1º andar do Prédio I da Faculdade de Ciências Médicas |                                           |
| Bairro: Barão Geraldo                                                                                | CEP: 13.063-887                           |
| UF: SP                                                                                               | Município: CAMPINAS                       |
| Telefone: (19)3521-8936                                                                              | Fax: (19)3521-7187 E-mail: cep@unicamp.br |

Página 10 de 12

|                                                                                     |                                  |                                                                                     |
|-------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|
|  | <b>UNICAMP - CAMPUS CAMPINAS</b> |  |
| Continuação do Parecer: 5.321.005                                                   |                                  |                                                                                     |

uma potencial participante, isso constitui um erro conceitual grave, que coloca a participante que aceita participar de uma pesquisa, cuja maior interessada é a pesquisadora, como uma pessoa que tem sua candidatura julgada pela pesquisadora. Favor modificar os textos para evitar que esses erros conceituais permaneçam.

Resposta: Texto corrigido e destacado em amarelo no projeto. "Ao se candidatar" foi substituído por "Ao manifestar seu interesse em participar da pesquisa".  
 Análise: PENDÊNCIA ATENDIDA

(4) Segundo o critério de inclusão, "(s)erão incluídas mulheres adultas jovens", ou seja, está bem definido que haverá apenas participantes mulheres adultas jovens. No entanto, em vários documentos, inclusive no TCLE item-se expressões como "Você está sendo convidado", "pelo participante", entre outros. Por favor, corrija os textos, especialmente o TCLE, para que as informações sejam consistentes.  
 Resposta: Textos corrigidos no TCLE e no projeto.  
 Análise: PENDÊNCIA ATENDIDA

(5) No TCLE, lê-se "responsável legal", enquanto o critério de inclusão se lê "Serão incluídas mulheres adultas jovens (acima de 18 anos) atletas universitárias...". Portanto, não haverá participantes menores de idade na pesquisa. Nesse caso, favor retirar dos textos, especialmente do TCLE, todas as menções a "responsável legal".  
 Resposta: Textos corrigidos.  
 Análise: PENDÊNCIA ATENDIDA

(6) Lê-se como critério de inclusão: "Serão incluídas mulheres adultas jovens (acima de 18 anos) atletas universitárias com treinamento mínimo de 2 vezes na semana, sem lesão auto relatada ou queixa de dor em membros inferiores e lombas nos últimos 06 meses e que, durante triagem, apresentem desalinhamento de membros inferiores em um teste funcional e que tenham familiaridade auto relatada com a tarefa de saltar". Mas lê-se na análise de benefícios no TCLE: "No caso de ser detectado desalinhamento do membro inferior durante movimentos você receberá orientações práticas de exercícios para melhorar o controle desse padrão de movimento". Esses dois textos são inconsistentes. Favor ajustar a análise de benefícios no TCLE, retirando-lhe o caráter subjetivo.  
 Resposta: Textos corrigidos

|                                                                                                      |                                           |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------|
| Endereço: Rua Tessália Vieira de Camargo, 126, 1º andar do Prédio I da Faculdade de Ciências Médicas |                                           |
| Bairro: Barão Geraldo                                                                                | CEP: 13.063-887                           |
| UF: SP                                                                                               | Município: CAMPINAS                       |
| Telefone: (19)3521-8936                                                                              | Fax: (19)3521-7187 E-mail: cep@unicamp.br |

Página 11 de 13

|                                                                                     |                                  |                                                                                       |
|-------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
|  | <b>UNICAMP - CAMPUS CAMPINAS</b> |  |
| Continuação do Parecer: 5.321.005                                                   |                                  |                                                                                       |

Análise: PENDÊNCIA ATENDIDA

(7) Lê-se no TCLE: "Ressarcimento e indenização: Você terá a garantia de direito ao ressarcimento diante de eventuais gastos que porventura venham a ocorrer para sua participação na pesquisa. Você terá a garantia ao direito à indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa". A garantia de indenização está conforme, mas, tendo em vista que as participantes terão que deslocar-se para o Laboratório de Instrumentação para Biomedicina da Faculdade de Educação Física da UNICAMP e realizar testes físicos por uma hora o mês, alguns dos "eventuais gastos" são gastos certos e concretos. A pesquisadora tem que ressarcir os gastos de transporte e de alimentação (tendo em vista a duração e caráter dos testes físicos previstos) e esse ressarcimento tem que estar explicitamente garantido no TCLE. Favor rescrever a garantia de ressarcimento, acrescentando aos gastos eventuais os gastos certos e concretos citados.  
 Resposta: TCLE corrigido  
 Análise: PENDÊNCIA ATENDIDA

(8) Favor explicitar no TCLE os horários em que os contatos podem ser encontrados em cada meio de comunicação.  
 Resposta: TCLE corrigido  
 Análise: PENDÊNCIA ATENDIDA

(9) Entre os procedimentos, lê-se a filmagem dos testes físicos por seis câmeras. Toda aquisição de imagem e voz incorre em questões éticas e legais, intensificadas pela LGPD. No TCLE, garante-se que as imagens não serão divulgadas. Haverá gravação de sons? Caso positivo, a mesma garantia deve ser explicitada. Caso não haja, favor escrever no TCLE que não haverá gravações de sons durante os testes.  
 Resposta: TCLE corrigido  
 Análise: PENDÊNCIA ATENDIDA

(10) Deve haver, de forma destacada no TCLE, uma autorização explícita da participante em ter sua imagem e sons, se for o caso, gravados durante a sessão de testes físicos. Essa autorização deve descrever o que será feito com as gravações, quem terá acesso a elas, onde e por quanto tempo serão armazenadas. O tempo de armazenamento não pode ultrapassar o vínculo da pesquisadora com a Unicamp. Deve estar explícito no TCLE que os dados serão usados tão somente nesse

|                                                                                                      |                                           |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------|
| Endereço: Rua Tessália Vieira de Camargo, 126, 1º andar do Prédio I da Faculdade de Ciências Médicas |                                           |
| Bairro: Barão Geraldo                                                                                | CEP: 13.063-887                           |
| UF: SP                                                                                               | Município: CAMPINAS                       |
| Telefone: (19)3521-8936                                                                              | Fax: (19)3521-7187 E-mail: cep@unicamp.br |

Página 12 de 13

 **UNICAMP - CAMPUS CAMPINAS** 

Continuação do Parecer: 5.321.005

projeto e serão destruídos ao final do prazo estipulado.

Resposta: TCLE corrigido

Análise: PENDÊNCIA ATENDIDA

(11) Favor acrescentar ao TCLE (Responsabilidade da Pesquisadora) que a LGPD será integralmente cumprida pela equipe.

Resposta: TCLE corrigido

Análise: PENDÊNCIA ATENDIDA

(12) Convites virtuais, como os pretendidos nesta pesquisa, têm que evitar o constrangimento indevido das potenciais participantes. Em particular, favor garantir na carta-resposta, no projeto e no TCLE que não serão feitos reiterados convites para participação na pesquisa.

Resposta: Garanto que não haverá insistência ou qualquer tipo de perturbação às pessoas que não queiram participar da pesquisa. Todos corrigidos.

Análise: PENDÊNCIA ATENDIDA

(13) Favor explicitar no segundo parágrafo do TCLE as seguintes informações: a (potencial) participante pode abandonar a pesquisa a qualquer momento, antes ou depois de ter assinado o TCLE, antes ou depois de ter iniciado a séries de saltos, até mesmo depois de ter terminado as séries de saltos. Em qualquer situação de desistência, que não precisa de justificativa, todos os dados da participante devem ser destruídos pela equipe de pesquisa e a participante não deve receber convites para voltar à pesquisa.

Resposta: TCLE corrigido

Análise: PENDÊNCIA ATENDIDA

(14) Quaisquer atletas jovens que façam os testes iniciais e tenham desalinhamento do membro inferior mas que não aceitem participar da pesquisa e quaisquer participantes que desistam no meio da pesquisa devem receber as "orientações sobre exercícios preventivos e sobre a importância de participar de programas regulares de prevenção de lesões", para evitar potenciais constrangimentos à participação na pesquisa. Isso deve estar explícito no segundo parágrafo do TCLE.

Resposta: TCLE corrigido

Análise: PENDÊNCIA ATENDIDA

Endereço: Rua Tessália Vieira de Camargo, 126, 1º andar do Prédio I da Faculdade de Ciências Médicas  
Bairro: Barão Geraldo CEP: 13.083-887  
UF: SP Município: CAMPINAS  
Telefone: (19)3521-8936 Fax: (19)3521-7187 E-mail: cep@unicamp.br

Página 09 de 12

 **UNICAMP - CAMPUS CAMPINAS** 

Continuação do Parecer: 5.321.005

(15) No documento anexoado " " consta como instituição proponente a Unicamp e assinatura do diretor da FEF. O correto é que a Faculdade de Educação Física da Unicamp seja a instituição proponente. Solicitamos adequações.

Resposta: Instituição proponente corrigida

Análise: PENDÊNCIA ATENDIDA

**Considerações Finais a critério do CEP:**

- O participante da pesquisa deve receber uma via do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (quando aplicável).

- O participante da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (quando aplicável).

- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado. Se o pesquisador considerar a descontinuação do estudo, esta deve ser justificada e somente ser realizada após análise das razões da descontinuação pelo CEP que o aprovou. O pesquisador deve aguardar o parecer do CEP quanto à descontinuação, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao participante ou quando constatar a superioridade de uma estratégia diagnóstica ou terapêutica oferecida a um dos grupos da pesquisa, isto é, somente em caso de necessidade de ação imediata com intuito de proteger os participantes.

- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo. É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.

- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas e aguardando a aprovação do CEP para continuidade da pesquisa. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial.

Endereço: Rua Tessália Vieira de Camargo, 126, 1º andar do Prédio I da Faculdade de Ciências Médicas  
Bairro: Barão Geraldo CEP: 13.083-887  
UF: SP Município: CAMPINAS  
Telefone: (19)3521-8936 Fax: (19)3521-7187 E-mail: cep@unicamp.br

Página 10 de 12

 **UNICAMP - CAMPUS CAMPINAS** 

Continuação do Parecer: 5.321.005

- Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, inicialmente seis meses após a data deste parecer de aprovação e ao término do estudo.

Lembramos que segundo a Resolução 466/2012, item XI.2 letra e, "cabe ao pesquisador apresentar dados solicitados pelo CEP ou pela CONEP a qualquer momento".

-O pesquisador deve manter os dados da pesquisa em arquivo, físico ou digital, sob sua guarda e responsabilidade, por um período de 5 anos após o término da pesquisa.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

| Tipo Documento                                            | Arquivo                     | Postagem            | Autor                     | Situação |
|-----------------------------------------------------------|-----------------------------|---------------------|---------------------------|----------|
| Informações Básicas do Projeto                            | PB_INFORMACOES_BASICAS_DO_P | 01/04/2022 15:28:30 |                           | Aceito   |
| Outros                                                    | ROJETO_1864173.pdf          | 01/04/2022 18:27:46 | Laura de Menezes Cantusio | Aceito   |
| Projeto Detalhado / Brochura Investigador                 | Projeto_corrigido.docx      | 01/04/2022 15:19:07 | Laura de Menezes Cantusio | Aceito   |
| TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência | Tcle_corrigido.docx         | 01/04/2022 15:17:41 | Laura de Menezes Cantusio | Aceito   |
| Folha de Rosto                                            | FolhaRosto_corrigida.pdf    | 01/04/2022 15:19:17 | Laura de Menezes Cantusio | Aceito   |
| Outros                                                    | Alocado/Metricours.pdf      | 03/03/2022 18:44:39 | Laura de Menezes Cantusio | Aceito   |

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: Rua Tessália Vieira de Camargo, 126, 1º andar do Prédio I da Faculdade de Ciências Médicas  
Bairro: Barão Geraldo CEP: 13.083-887  
UF: SP Município: CAMPINAS  
Telefone: (19)3521-8936 Fax: (19)3521-7187 E-mail: cep@unicamp.br

Página 11 de 12

 **UNICAMP - CAMPUS CAMPINAS** 

Continuação do Parecer: 5.321.005

CAMPINAS, 05 de Abril de 2022

Assinado por:  
Renata Maria dos Santos Celeghini  
(Coordenador(a))

Endereço: Rua Tessália Vieira de Camargo, 126, 1º andar do Prédio I da Faculdade de Ciências Médicas  
Bairro: Barão Geraldo CEP: 13.083-887  
UF: SP Município: CAMPINAS  
Telefone: (19)3521-8936 Fax: (19)3521-7187 E-mail: cep@unicamp.br

Página 12 de 12

**6.2. Anexo 2: Gráficos com dados angulares das 27 sujeitas em cada condição das articulações do Tornozelo, Joelho, Quadril e Tórax.**

