



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
SISTEMA DE BIBLIOTECAS DA UNICAMP
REPOSITÓRIO DA PRODUÇÃO CIENTÍFICA E INTELLECTUAL DA UNICAMP

Versão do arquivo anexado / Version of attached file:

Versão do Editor / Published Version

Mais informações no site da editora / Further information on publisher's website:

<https://www.scielo.br/j/rbme/>

DOI: 10.1590/1517-869220212702198345

Direitos autorais / Publisher's copyright statement:

©2021 by Sociedade Brasileira de Medicina do Exercício e do Esporte. All rights reserved.

DIRETORIA DE TRATAMENTO DA INFORMAÇÃO

Cidade Universitária Zeferino Vaz Barão Geraldo

CEP 13083-970 – Campinas SP

Fone: (19) 3521-6493

<http://www.repositorio.unicamp.br>

EFEITOS DO USO DE ÓRTESE DE TORNOZELO SOBRE AS FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO DURANTE SALTOS EM SIMULAÇÃO DO JOGO DE BASQUETEBOL

EFFECTS OF WEARING AN ANKLE BRACE ON GROUND REACTION FORCES DURING JUMPS IN BASKETBALL GAME SIMULATION

EFFECTOS DEL USO DE ÓRTESIS DE TOBILLO SOBRE LAS FUERZAS DE REACCIÓN DEL SUELO DURANTE LOS SALTOS EN SIMULACIÓN DE JUEGO DE BALONCESTO

Alex Castro^{1,2} (Profissional de Educação Física)
Márcio Fagundes Goethel² (Profissional de Educação Física)
Edgar Ramos Vieira³ (Fisioterapeuta)
Pedro Vieira Sarmet Moreira² (Profissional de Educação Física)
Antônio Francisco de Almeida Neto² (Fisioterapeuta)
Adalgiso Coscrato Cardozo² (Profissional de Educação Física)
Denis Brunt³ (Fisioterapeuta)
Mauro Gonçalves² (Profissional de Educação Física)

1. Universidade de Campinas, Faculdade de Educação Física, Laboratório de Fisiologia do Exercício, Campinas, SP, Brasil.
2. Universidade Estadual Paulista, Departamento de Educação Física, Laboratório de Biomecânica, Rio Claro, SP, Brasil.
3. Florida International University, Department of Physical Therapy, Miami, Florida, USA.

Correspondência:

Alex Castro
Laboratório de Fisiologia do Exercício, Faculdade de Educação Física, Universidade de Campinas, Avenida Érico Veríssimo, 701, Cidade Universitária Zeferino Vaz, Barão Geraldo, Campinas, SP, Brasil.
ax.castro@yahoo.com.br

RESUMO

Introdução: O uso de órtese de tornozelo reduz o risco de lesões no tornozelo em jogadores de basquetebol. No entanto, os mecanismos de proteção de lesão fornecidos pelas órteses durante o jogo de basquetebol ainda são desconhecidos. **Objetivos:** Analisar o efeito do uso de órtese de tornozelo lace-up (com cordão) e de um protocolo de exercício que simulou a intensidade do jogo de basquetebol sobre a força de reação do solo (FRS) durante saltos verticais específicos do basquetebol. **Métodos:** Onze jogadores de basquetebol do sexo masculino com menos de 18 anos realizaram 48 saltos verticais, com e sem órtese de tornozelo, durante um protocolo de exercícios composto por quatro períodos de 10 minutos, que simularam o perfil de atividade e intensidade do jogo de basquetebol, assim como os intervalos típicos entre os períodos. As FRSs mediolaterais (variáveis: maiores picos medial e lateral) e verticais (variáveis: pico vertical, pico de impulso, impulso em 50 ms da aterrissagem, taxa de sobrecarga e altura do salto) foram medidas durante as fases de decolagem e aterrissagem de todos os saltos realizados no protocolo de exercício. **Resultados:** O uso de órtese reduziu a FRS mediolateral em todos os períodos analisados, durante as fases de decolagem e aterrissagem ($P < 0,05$), sem afetar a FRS vertical ($P > 0,05$). A FRS mediolateral e vertical (picos mediolateral e vertical de decolagem, picos mediolaterais de aterrissagem, pico de impulso de aterrissagem, taxa de sobrecarga na decolagem e aterrissagem) aumentaram significativamente durante quatro períodos subsequentes de 10 minutos ($P < 0,05$). No entanto, para a FRS mediolateral, o aumento ao longo do tempo foi maior sem o uso de órtese. **Conclusões:** O uso de órtese de tornozelo reduziu a FRS mediolateral no membro inferior, enquanto houve um aumento progressivo da carga externa aplicada ao corpo durante os saltos nos períodos subsequentes do protocolo de exercícios com mesma intensidade do jogo de basquetebol. **Nível de evidência I; Estudo clínico randomizado.**

Descritores: Entorses e distensões; Ferimentos e lesões; Basquetebol.

ABSTRACT

Introduction: The use of ankle braces reduces the risk of ankle injuries in basketball players. However, the mechanisms of injury protection provided by the ankle braces in the basketball game are still unknown. **Objectives:** To analyze the effects of wearing a lace-up ankle brace, and to conduct an exercise protocol that simulated the intensity of the basketball game on ground reaction force (GRF) during basketball-specific vertical jumps. **Methods:** Eleven male younger basketball players aged under 18 completed 48 vertical jumps, with and without ankle braces, during an exercise protocol composed of four 10-minute periods, simulating the activity profile and intensity of the basketball game as well as the typical intervals between periods. **Mediolateral (variables: the greatest medial and lateral peaks) and vertical (variables: vertical peak, impulse peak, impulse at 50 ms of landing, loading rate and jump height) GRF were measured during takeoff and landing for all the jumps performed in the exercise protocol. Results:** The use of the ankle brace reduced mediolateral GRF in all periods of the exercise protocol during takeoff and landing ($P < 0.05$), without affecting the vertical GRF ($P > 0.05$). Mediolateral and vertical GRF (takeoff mediolateral vertical peaks, landing mediolateral peaks, landing impulse peak, takeoff and landing loading rate) increased significantly during four subsequent 10-minute periods ($P < 0.05$). However, for mediolateral GRF, the increase overtime was higher without braces. **Conclusions:** The use of the ankle brace reduced the mediolateral GRF on the lower limb, while there was a progressive increase in the external load applied to the body during the vertical jumps in the subsequent periods of the exercise protocol performed at the same intensity of the basketball game. **Level of evidence I; Randomized clinical trial.**

Keywords: Sprains and strains; Wounds and injuries; Basketball.

RESUMEN

Introducción: El uso de órtesis de tobillo reduce el riesgo de lesiones en el tobillo en jugadores de baloncesto. Sin embargo, los mecanismos de protección de lesión proporcionados por las órtesis durante el juego de baloncesto aún son desconocidos. **Objetivos:** Analizar el efecto del uso de órtesis de tobillo lace-up (con cordón) y de un protocolo de ejercicio que



simuló la intensidad del juego de baloncesto sobre la fuerza de reacción del suelo (FRS) durante saltos verticales específicos del baloncesto. Métodos: Once jugadores de baloncesto del sexo masculino con menos de 18 años realizaron 48 saltos verticales, con y sin órtesis de tobillo, durante un protocolo de ejercicios compuesto por cuatro períodos de 10 minutos, que simularon el perfil de actividad e intensidad del juego de baloncesto, así como los intervalos típicos entre los períodos. Las FRS mediolaterales (variables: mayores picos medial y lateral) y verticales (variables: pico vertical, pico de impulso, impulso en 50 ms de aterrizaje, tasa de sobrecarga y altura del salto) fueron medidas durante las fases de despegue y aterrizaje de todos saltos realizados en el protocolo de ejercicio. Resultados: El uso de órtesis redujo la FRS mediolateral en todos los períodos analizados, durante las fases de despegue y aterrizaje ($P < 0,05$), sin afectar la FRS vertical ($P > 0,05$). La FRS mediolateral y vertical (picos mediolateral y vertical de despegue, picos mediolaterales de aterrizaje, pico de impulso de aterrizaje, tasa de sobrecarga en el despegue y aterrizaje) aumentaron significativamente durante cuatro períodos subsiguientes de 10 minutos ($P < 0,05$). Sin embargo, para la FRS mediolateral, el aumento a lo largo del tiempo fue mayor sin el uso de órtesis. Conclusiones: El uso de órtesis de tobillo redujo la FRS mediolateral en el miembro inferior, mientras que hubo un aumento progresivo de la carga externa aplicada al cuerpo durante los saltos en los períodos subsiguientes del protocolo de ejercicios con la misma intensidad del juego de baloncesto. **Nivel de evidencia I; Ensayo clínico aleatorizado.**

Descriptor: Esguinces y distensiones; Heridas y traumatismos; Baloncesto.

DOI: <http://dx.doi.org/10.1590/1517-869220212702198345>

Artigo recebido em 16/05/2018 aprovado em 20/07/2020

INTRODUÇÃO

As lesões de tornozelo são as mais comuns no basquetebol, contabilizando cerca de 16-24 % do total de lesões^{1,2}. Um dos métodos comumente usados para prevenir estas ocorrências é o uso de órteses de tornozelo *lace-up*³.

O uso de órtese de tornozelo pode aumentar a estabilidade mecânica articular e minimizar o risco de lesão por reduzir a velocidade e amplitude de movimento do tornozelo durante saltos verticais⁴⁻⁶. No entanto, evidências relacionadas a outras variáveis biomecânicas envolvidas no salto, tais como as forças de reação do solo (FRS) são conflitantes⁴⁻¹¹. Por exemplo, Sacco et al.⁹ e Castro et al.⁸ demonstraram menor FRS mediolateral durante a decolagem e aterrissagem do salto, respectivamente, em atletas de basquetebol usando órtese de tornozelo. Riemann et al.¹², Cordova et al.¹¹ e Simpson et al.¹⁰ mostraram maior taxa de sobrecarga da FRS vertical e menor tempo para atingir o pico da FRS vertical, enquanto DiStefano et al.⁴ não verificaram quaisquer mudanças na FRS vertical durante *drop landing* usando órtese de tornozelo. Mais recentemente, Dewar et al.^{5,6} demonstraram menor inversão do pé e tornozelo, e maior momento de inversão durante o salto de rebote do basquetebol. Vale destacar, que estes estudos avaliaram apenas os efeitos imediatos do uso da órtese de tornozelo sobre variáveis biomecânicas do salto vertical^{4,6,9-11}, o que implica em limitada inferência sobre os mecanismos relacionados à prevenção de lesões durante o jogo real de basquetebol.

Além disso, estudos têm identificado que a utilidade da órtese de tornozelo é limitada se o objetivo é restringir a amplitude de movimento e melhorar a capacidade proprioceptiva do tornozelo durante exercício intermitente específico do futebol¹³; ou para prevenir a queda da força dos músculos estabilizadores do tornozelo durante exercício intermitente específico do basquetebol¹⁴. Para nosso conhecimento, nenhum estudo prévio investigou os efeitos do uso de órtese de tornozelo sobre as forças externas aplicadas ao corpo do atleta durante o jogo de basquetebol. Desta forma, assumindo que os efeitos mecânicos restritivos do uso de órtese são esperados para afetar as FRS¹⁰⁻¹², é possível questionar se o uso de órteses é efetivo para reduzir as cargas aplicadas sobre o corpo do atleta durante todo o jogo de basquetebol, apesar da fadiga acumulada.

Investigar as cargas mecânicas durante o salto vertical em condições representativas do jogo de basquetebol é importante para compreender as lesões relacionadas ao salto vertical em atletas^{8,9} e fornecer uma avaliação mais prática dos efeitos do uso de órtese de tornozelo no jogo real de basquetebol. O objetivo deste estudo foi analisar os efeitos do uso de órtese de tornozelo sobre as FRS durante saltos verticais em um protocolo

de exercícios que simulou a intensidade e a fadiga do jogo de basquetebol. A principal hipótese testada foi que: com a simulação do jogo de basquetebol as forças externas aplicadas ao corpo durante os saltos verticais aumentariam e que o uso da órtese reduziria a magnitude da FRS. Porém, estes efeitos diminuiriam significativamente devido ao exercício prolongado.

MATERIAL E MÉTODOS

Participantes

Os participantes deste estudo são os mesmos de nossa publicação anterior (11 jovens atletas homens de basquetebol sub-18; idade: $17,1 \pm 0,1$ anos; massa corporal: $75,6 \pm 9,0$ kg; estatura: $183,3 \pm 8,7$ cm)⁸, incluindo três armadores, três pivôs e cinco alas. As características da amostra foram descritas em detalhes previamente⁸. Todos os participantes leram e assinaram um termo de consentimento esclarecido, aprovado pelo comitê de ética institucional (#014/2011) e conduzido em conformidade com a declaração de Helsinki, revisada em 2008. O tamanho da amostra foi calculado usando o software G*Power 3.2.1 (Franz Faul, Universität Kiel, Germany), assumindo uma taxa de erro do Tipo I (α) de 5%, tamanho de efeito esperado moderado (Cohen's $f = 0,3$) para a interação condição*período, correlação entre medidas repetidas (r) de 0,75 e correção da não-esfericidade (ϵ) como 1, para promover um poder estatístico de pelo menos 80%.

Procedimentos

No primeiro dia, os participantes realizaram cinco minutos de aquecimento em ciclo ergômetro (Cefise®, Nova Odessa, BRA). Então, eles completaram 3 saltos verticais máximos, com intervalos de 30 s de recuperação, para determinar a máxima projeção vertical atingida pelo atleta a ser utilizada no teste seguinte⁸. Após, os participantes foram familiarizados com o protocolo de exercícios.

No dia do teste, os participantes realizaram aquecimento em ciclo ergômetro por cinco minutos. Então, completaram saltos verticais com e sem órteses nos tornozelos, vestidas bilateralmente, durante quatro períodos de dez minutos de um protocolo de fadiga específico do basquetebol realizado no solo e esteira em intensidades variadas, simulando as características do jogo de basquetebol^{14,15}. A órtese de tornozelo testada foi do tipo *lace-up* (Horse Jump®, Franca, Brazil) (Figura 1) e foi selecionada por ser confortável, de fácil aplicação¹⁶, reduzir a incidência de lesões de tornozelo e sua popularidade entre atletas de basquetebol³. As órteses foram posicionadas nos tornozelos dos participantes por um mesmo avaliador em todos os testes e reajustada previamente ao início de cada período do protocolo para evitar frouxidão excessiva. As órteses foram

usadas continuamente durante todo o protocolo de exercício e saltos verticais. A ordem das condições testadas (com e sem órtese) foi randomizada através de números binários aleatórios gerados por computador. Um intervalo de pelo menos 48 h foi realizado entre as tentativas, as quais foram conduzidas no mesmo horário do dia e condições do ambiente (temperatura: sem órtese = $22,6 \pm 1,0$ °C; com órtese = $22,4 \pm 0,7$ °C). Os participantes foram instruídos a não realizar treinamento pesado no dia anterior aos testes, somente treinamento técnico ou tático leves.

Cada sessão de teste foi dividida em quatro períodos de dez minutos idênticos de exercícios intermitentes^{14,15}, simulando as demandas típicas

do jogo de basquetebol¹⁷, incluindo: velocidades de corrida ($1-6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$)¹⁸, tempo gasto para mudança do padrão de movimento ($\approx 3 \text{ s}$), distância total percorrida ($\approx 6000 \text{ m}$)¹⁷, percurso em moderada e alta intensidade ($\approx 56\%$ ocorrem em distâncias de $1-5 \text{ m}$)¹⁹, tempo gasto com a bola em jogo (72% ocorrem em $1-40 \text{ s}$) e pausas (80% ocorrem em $1-40 \text{ s}$)¹⁹, tempo entre períodos²⁰, número de saltos (cerca de 12 por período), mudanças de direção (a maioria ocorre em um ângulo de 45°), frequência cardíaca ($151-171 \text{ beats}\cdot\text{min}^{-1}$)¹⁷ e percepção de esforço ($12-14$ on Borg scale)¹⁸ comparáveis às condições do jogo de basquetebol. O protocolo de exercícios detalhado está descrito na Figura 2.



Figura 1. Órtese lace-up.

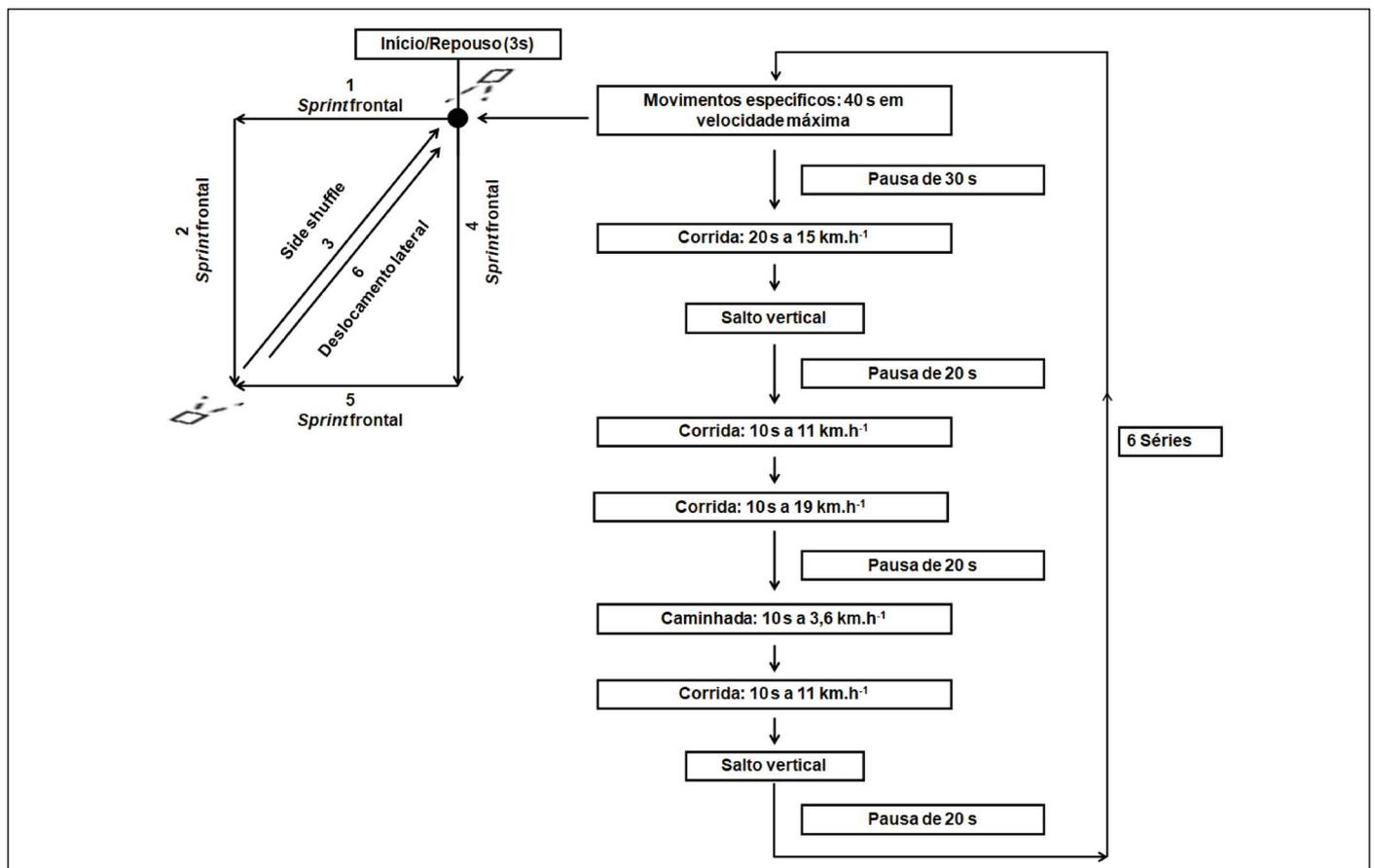


Figura 2. Protocolo de exercício da simulação do jogo de basquetebol, baseado em estudos prévios 14, 15. O teste teve início em um retângulo marcado no solo (largura: 3 m; comprimento: 4 m), onde os participantes realizaram corridas, mudanças de direção e deslocamentos laterais. Um sinal sonoro foi emitido por um sistema de células fotoelétricas (Cefise®, Nova Odessa, BRA) para iniciar o teste. Então, os participantes correram na seguinte sequência, o mais rápido possível: sprint frontal (3 m), mudança de direção (90°), sprint frontal (4 m) e deslocamento lateral (5 m em 45°). Após três segundos de pausa, a sequência foi repetida em uma direção diferente, determinada aleatoriamente, continuamente por 40 s, e seguida por 30 s de intervalo. Em seguida, os participantes correram em esteira (Inbramed®, Gravataí, BRA), com inclinação mantida fixa em 1%, em velocidades variadas e distâncias típicas do jogo de basquetebol¹⁸, assim como completaram saltos verticais sobre a plataforma de força, simulando um rebote. A seguinte sequência foi realizada: corrida a $15 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ por 20 s, salto vertical, pausa de 20 s, corrida a $11 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ por 10 s, corrida a $19 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ por 10 s, pausa de 20 s, caminhada a $3,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ por 10 s, corrida a $11 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ por 10 s, salto vertical, e pausa de 20 s. Os participantes receberam encorajamento verbal durante todo o teste. Todas estas tarefas foram repetidas 6 vezes, totalizando dez minutos de exercício (um quarto do jogo de basquetebol). Para simular as demandas reais do jogo de basquetebol foram realizados quatro períodos de 10 minutos (40 min de exercícios). Houve 2 min de intervalo entre o primeiro e o segundo período, quinze minutos de intervalo entre o segundo e terceiro período, e dois minutos de intervalo entre o terceiro e quarto período²⁰.

Todos os saltos verticais foram realizados simulando rebotes no basquetebol sobre uma Plataforma de força (AMTI®, Watertown, EUA) operando a 2000 Hz, com ganho de 4000 vezes e um conversor A/D 12-bit. Os participantes iniciaram o salto na posição em pé, com os braços ao longo do corpo, e foram instruídos a saltar para cima e a tocar com ambas as mãos uma bola posicionada a 95% da máxima amplitude vertical atingida pelo participante, conforme previamente mensurado. O balanço dos braços foi permitido e o ângulo do joelho durante a fase de decolagem do salto não foi controlado para assegurar uma simulação mais realística do salto de rebote do basquetebol. A bola foi posicionada 5 cm anteriormente ao centro da plataforma de força para que o participante pudesse visualizá-la a sua frente durante a decolagem. Cada participante vestiu os próprios calçados e o mesmo par foi utilizado em cada condição testada.

Medidas da intensidade de exercício

A intensidade de exercício foi mensurada baseada no monitoramento da frequência cardíaca (Polar®, Kempele, FIN) e percepção de esforço ao completar cada velocidade de corrida em esteira, atividade de solo e saltos. A frequência cardíaca e percepção de esforço²¹ (6 = mínimo; 20 = máximo) foram registradas ao final e nos últimos 5 s, respectivamente, de cada ação realizada em solo e esteira. A média para a frequência cardíaca e percepção de esforço foram calculadas para cada período e condição testada.

Análise de dados

A FRS foi normalizada pelo peso corporal (PC) e os valores finais foram considerados como a média aritmética de 12 saltos verticais para cada período de dez minutos e condição testada. Os dados foram filtrados usando um filtro digital Butterworth passa-baixa de 4ª ordem a 95 Hz, baseado em análise residual²². Antes de cada sessão de teste, a plataforma de força foi calibrada de acordo com as diretrizes do fabricante.

Para os dados de FRS vertical, foram analisados (Figura 3A): pico vertical na decolagem (ICC = 0,91), pico vertical na aterrissagem (ICC = 0,99), pico de impulsão na decolagem (ICC = 0,97), pico de impulsão na aterrissagem (ICC = 0,81), impulso nos 50 ms da aterrissagem (ICC = 0,81)⁸, altura do salto baseado no método do tempo de voo (ICC = 0,99)²³, taxa de sobrecarga na decolagem (ICC = 0,90) e taxa de sobrecarga na aterrissagem (ICC = 0,99)²⁴.

Para os dados da FRS mediolateral, foram analisados (Figura 3B): os maiores picos mediais na decolagem e aterrissagem (ICC = 0,92 e ICC = 0,98, respectivamente), e os maiores picos laterais na decolagem e aterrissagem (ICC = 0,98 and ICC = 0,95, respectivamente)^{8,9}. Considerando que a FRS anteroposterior não tem sido associada ao risco de lesões de tornozelo durante o salto vertical^{4-6,9,11}, os dados não foram apresentados.

Análise estatística

A normalidade de distribuição dos dados foi checada pelo teste de Shapiro Wilk. As diferenças entre e intra-condições, para cada variável dependente (variáveis da FRS), foram testadas com análise de variância para medidas repetidas *two-way* (ANOVA), assumindo como variáveis independentes condição (com e sem órtese) e período (períodos 1, 2, 3 e 4). O pressupostos da esfericidade foram avaliados usando o teste de Mauchly. Onde a esfericidade foi violada ($P < 0,05$), o fator de correção Greenhouse-Geisser foi aplicado. Quando um efeito principal (período e condição) ou interação período*condição significativos da ANOVA foram obtidos, análises *post hoc* foram conduzidas usando o teste de Bonferroni para verificar onde as diferenças ocorreram. Todos os testes

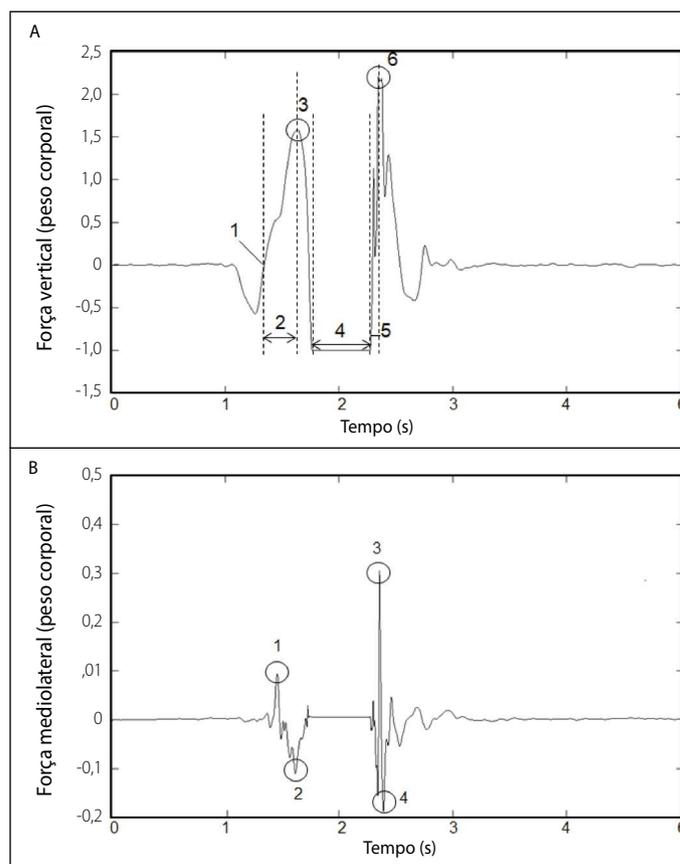


Figura 3. Representação gráfica das forças de reação do solo vertical e mediolateral durante o salto na simulação do jogo de basquetebol. A: Força de reação do solo vertical. 1 = início da decolagem; 2 = taxa de sobrecarga na decolagem; 3 = pico vertical na decolagem; 4 = tempo de voo; 5 = taxa de sobrecarga na aterrissagem; 6 = pico vertical na aterrissagem. B: Força de reação do solo mediolateral. 1 = pico medial na decolagem (lado direito do corpo); 2 = pico lateral na decolagem (lado esquerdo do corpo); 3 = pico medial na aterrissagem; 4 = pico lateral na aterrissagem.

foram realizados usando o software PASW statistics 18.0 (SPSS Inc., Chicago, USA). O nível de significância foi definido em $P \leq 0,05$. A confiabilidade dos dados foi examinada pelo ICC (teste-reteste para o período 1, $n = 5$), usando a planilha de Hopkins²⁵.

RESULTADOS

Para a FRS mediolateral, a ANOVA mostrou significativa interação período*condição para o pico medial na aterrissagem ($P < 0,001$) e pico lateral na decolagem ($P < 0,001$), assim como efeitos principais de período e condição para o pico medial na decolagem ($P < 0,001$, $P < 0,001$, respectivamente) e pico lateral na aterrissagem ($P = 0,001$, $P = 0,001$, respectivamente). Os picos mediais foram significativamente menores com órtese comparados a sem órtese para todos os períodos durante a decolagem ($P < 0,001$, diferença média = -16%), e para os períodos 2 ($P = 0,04$, -11%), 3 ($P = 0,015$, -13%) e 4 ($P = 0,018$, -17%) durante a aterrissagem. Similarmente, os picos laterais foram significativamente menores com órtese comparados a sem órtese para os períodos 2 ($P = 0,002$, -11%), 3 ($P = 0,003$, -14%) e 4 ($P = 0,004$, -17%) durante a decolagem, e para todos os períodos durante a aterrissagem ($P < 0,001$, diferença média = -9%). Adicionalmente, para ambos, com e sem órtese, os picos medial na decolagem e lateral na aterrissagem aumentaram após o período 3, quando comparado os períodos 1 e 3 (pico medial na decolagem: $P = 0,015$, +20%; pico lateral na aterrissagem: $P = 0,016$, +12%), 1 e 4 (pico medial na decolagem: $P < 0,001$, +27%; pico lateral na aterrissagem: $P = 0,009$, +17%), 2 e 3 (pico lateral na aterrissagem: $P = 0,005$, +5%), 2 e 4 (pico medial na decolagem: $P = 0,044$, +18%; pico lateral na aterrissagem: $P = 0,002$, +10%), 3 e 4 (pico lateral na aterrissagem: $P = 0,003$, +5%).

Por outro lado, os picos lateral na decolagem e medial na aterrissagem aumentaram após o período 2 sem órtese, mas somente após período 3 com órtese. O pico lateral na decolagem aumentou quando comparado os períodos 1 e 2 (sem órtese: $P = 0,001$, +11%), 1 e 3 (sem órtese: $P < 0,001$, +21%; com órtese: $P = 0,022$, +7%), 1 e 4 (sem órtese: $P < 0,001$, +35%; com órtese: $P < 0,001$, +16%), 2 e 3 (sem órtese: $P = 0,003$, +9%), 2 e 4 (sem órtese: $P < 0,001$, +21%; sem órtese: $P = 0,001$, +14%), 3 e 4 (sem órtese: $P = 0,008$, +12%; com órtese: $P = 0,006$, +8%). O Pico medial na aterrissagem aumentou quando comparado os períodos 1 e 2 (sem órtese: $P = 0,026$, +10%), 1 e 3 (sem órtese: $P = 0,009$, +18%; com órtese: $P = 0,002$, +12%), 1 e 4 (sem órtese: $P = 0,002$, +29%; com órtese: $P = 0,01$, +17%); 2 e 3 (sem órtese: $P = 0,027$, +8%; com órtese: $P = 0,003$, +5%), 2 e 4 (sem órtese: $P = 0,001$, +17%; com órtese: $P = 0,014$, +10%), 3 e 4 (sem órtese: $P = 0,02$, +9%) (Tabela 1).

Para as variáveis da FRS vertical, não houve significante interação período*tempo ou efeito principal de condição ($P > 0,05$ para todas as variáveis). Entretanto, a ANOVA mostrou significante efeito principal de período para o pico vertical na decolagem ($P = 0,002$), impulso pico na aterrissagem ($P = 0,001$), impulso nos 50 ms da aterrissagem ($P = 0,022$), taxa de sobrecarga na decolagem ($P < 0,001$) e taxa de sobrecarga na aterrissagem ($P < 0,001$). Em ambas as condições, houve significante aumento durante os períodos subsequentes do protocolo de exercício para: pico vertical na decolagem do período 1 para os períodos 3 ($P = 0,019$, +4%) e 4 ($P = 0,019$, +7%); impulso pico na aterrissagem do período 1 para o período 4 ($P = 0,016$, +20%); taxa de sobrecarga na decolagem do período 1 para os períodos 2 ($P = 0,004$, +10%), 3 ($P = 0,001$, +15%) e 4 ($P = 0,005$, +18%); taxa de sobrecarga na

aterrissagem do período 1 para os períodos 2 ($P = 0,025$, +8%), 3 ($P = 0,001$, +15%) e 4 ($P = 0,003$, +24%), período 2 para os períodos 3 ($P = 0,012$, +7%) e 4 ($P = 0,007$, +15%), e período 3 para 4 ($P = 0,05$, +8%). Para o impulso nos 50 ms da aterrissagem, somente uma tendência a significância foi observada do período 1 para o período 4 ($P = 0,076$) e período 2 para período 4 ($P = 0,058$). Não houve diferença significativa para o pico vertical na aterrissagem, impulso pico na decolagem e altura do salto entre as condições e períodos testados ($P > 0,05$ para todos) (Tabela 2).

Não houve interação significante período*condição para a frequência cardíaca ou percepção de esforço ($P > 0,05$ para ambos). Por outro lado, a ANOVA mostrou significante efeito principal de período para a percepção de esforço ($P = 0,009$), demonstrando aumento em ambas as condições do período 1 para os períodos 2 ($P = 0,018$, +1 ponto), 3 ($P = 0,009$, +2 pontos) e 4 ($P = 0,01$, + 2 pontos) (Tabela 3).

Tabela 3. Frequência cardíaca e percepção de esforço durante os quatro períodos de dez minutos, com e sem órtese ($n = 11$).

| Variáveis | Sem órtese | | | | Com órtese | | | |
|---|------------|---------|----------|----------|------------|---------|----------|----------|
| | P1 | P2 | P3 | P4 | P1 | P2 | P3 | P4 |
| Frequência cardíaca (batimentos.min ⁻¹) | 163 (12) | 163 (9) | 161 (12) | 162 (13) | 161 (8) | 164 (9) | 160 (10) | 162 (11) |
| Percepção de esforço (Escala de Borg) ^a | 11 (2) | 12 (2)* | 13 (1)* | 13 (1)* | 11 (2) | 12 (2)* | 13 (2)* | 13 (1)* |

Nota: Períodos 1 (P1), 2 (P2), 3 (P3) e 4 (P4). a: Significante efeito principal de período da ANOVA ($P < 0,05$). *: Significante diferença de ($P < 0,05$) na análise post hoc. Dados estão apresentados como média (\pm desvio padrão).

Tabela 1. Parâmetros da FRS mediolateral durante os quatro períodos de dez minutos, com e sem órtese ($n = 11$).

| Variáveis | Sem órtese | | | | Com órtese | | | |
|---|------------|----------|-----------|------------|----------------------|----------------------|-----------------------|-------------------------|
| | P1 | P2 | P3 | P4 | P1 | P2 | P3 | P4 |
| Pico medial na decolagem (PC) ^{ab} | 0,0318 | 0,0345 | 0,0391* | 0,0427*† | 0,0282 [§] | 0,0300 [§] | 0,0327* [§] | 0,0336* [§] |
| | 0,0087 | 0,0104 | 0,0094 | 0,0090 | 0,0075 | 0,0089 | 0,0119 | 0,0050 |
| Pico medial na aterrissagem (PC) ^c | 0,1428 | 0,1572* | 0,1692*† | 0,1837*†† | 0,1314 | 0,1394 [§] | 0,1466* [§] | 0,1534* [§] |
| | 0,0581 | 0,0690 | 0,0724 | 0,0792 | 0,0520 | 0,0568 | 0,0581 | 0,0635 |
| Pico lateral na decolagem (PC) ^c | -0,0448 | -0,0497* | -0,054*† | -0,0603*†† | -0,0433 | -0,0441 [§] | -0,0465* [§] | -0,0503*†† [§] |
| | 0,0074 | 0,0067 | 0,0073 | 0,0093 | 0,0064 | 0,0065 | 0,0050 | 0,0068 |
| Pico lateral na aterrissagem (PC) ^{ab} | -0,1612 | -0,1726 | -0,1808*† | -0,1914*†† | -0,1481 [§] | -0,1589 [§] | -0,1664* [§] | -0,1718*†† [§] |
| | 0,0371 | 0,0435 | 0,0429 | 0,0465 | 0,0302 | 0,0350 | 0,0412 | 0,0464 |

Nota: Períodos 1 (P1), 2 (P2), 3 (P3) e 4 (P4). Peso corporal (PC). Força de reação do solo (FRS). a, b: Significante efeito principal de período e condição da ANOVA, respectivamente ($P < 0,05$). c: Significante interação período*condição da ANOVA ($P < 0,05$). *, †, ††: Significante diferença de P1, P2 e P3 na análise post hoc, respectivamente ($P < 0,05$). §: Significante diferença da condição sem órtese na análise post hoc ($P < 0,05$). Dados estão apresentados como média (\pm desvio padrão).

Tabela 2. Parâmetros dinâmicos da FRS vertical durante os quatro períodos de dez minutos, com e sem órtese ($n = 11$).

| Variáveis | Sem órtese | | | | Com órtese | | | |
|--|------------------|-------------------|--------------------|---------------------|------------------|-------------------|--------------------|---------------------|
| | P1 | P2 | P3 | P4 | P1 | P2 | P3 | P4 |
| Pico vertical na decolagem (PC) ^a | 1,9485 (0,2725) | 1,9980 (0,2509) | 2,0237 (0,2357)* | 2,0759 (0,2699)* | 1,9574 (0,2466) | 2,0222 (0,2862) | 2,0247 (0,2736)* | 2,0972 (0,2916)* |
| Pico vertical na aterrissagem (PC) | 2,6764 (0,6151) | 2,7107 (0,6113) | 2,7420 (0,6031) | 2,7715 (0,6044) | 2,6971 (0,6019) | 2,7325 (0,5965) | 2,7598 (0,5974) | 2,8570 (0,6486) |
| Pico de impulsão na decolagem (PC.s) | 0,2500 (0,0492) | 0,2503 (0,0507) | 0,2498 (0,0468) | 0,2539 (0,0466) | 0,2482 (0,0564) | 0,2470 (0,055) | 0,2517 (0,0672) | 0,2469 (0,0589) |
| Pico de impulsão na aterrissagem (PC.s) ^a | 0,0778 (0,0233) | 0,0872 (0,0278) | 0,0907 (0,0309) | 0,0996 (0,0336)* | 0,0807 (0,0181) | 0,0870 (0,0202) | 0,0917 (0,0233) | 0,0899 (0,0206)* |
| Impulso nos 50 ms da aterrissagem (PC.s) ^a | 0,0600 (0,0160) | 0,0618 (0,0154) | 0,0615 (0,0150) | 0,0658 (0,0157) | 0,0617 (0,0140) | 0,0628 (0,0135) | 0,0638 (0,0133) | 0,0642 (0,0120) |
| Taxa de sobrecarga na decolagem (PC.s-1) ^a | 13,237 (2,860) | 14,182* (3,079) | 14,556* (4,137) | 15,204* (4,871) | 14,059 (2,328) | 15,786* (3,283) | 16,771* (3,653) | 16,892* (3,839) |
| Taxa de sobrecarga na aterrissagem (PC.s-1) ^a | 194,170 (55,914) | 206,599* (65,554) | 228,621*† (66,379) | 239,339*†† (68,310) | 200,478 (66,783) | 220,242* (73,642) | 226,875*† (73,025) | 250,376*†† (87,599) |
| Altura do salto (m) | 0,4643 (0,0790) | 0,4599 (0,0789) | 0,4610 (0,0771) | 0,4645 (0,0752) | 0,4553 (0,0822) | 0,4537 (0,0814) | 0,4570 (0,0781) | 0,4630 (0,0822) |

Nota: Períodos 1 (P1), 2 (P2), 3 (P3) e 4 (P4). Peso corporal (PC). Força de reação do solo (FRS). a: Significante efeito principal de período da ANOVA ($P < 0,05$). *, †, ††: Significante diferença de P1, P2 e P3 na análise post hoc, respectivamente ($P < 0,05$). Dados estão apresentados como média (\pm desvio padrão).

DISCUSSÃO

O uso de órtese de tornozelo durante os quatro períodos do protocolo de exercício em mesma intensidade do jogo de basquetebol resultou em menor aumento na FRS mediolateral durante os saltos verticais, sem alterar a FRS vertical. Além disso, nosso protocolo desenhado para induzir à fadiga similar àquela experienciada no jogo de basquetebol promoveu aumento na FRS vertical e mediolateral durante a decolagem e aterrissagem do salto.

A ausência de diferenças significativas para a FRS vertical entre as condições com e sem órtese durante os saltos corrobora com estudos prévios^{4,8,9} e pode ser atribuída ao aumento da flexão do joelho tipicamente observado durante a aterrissagem do salto com o uso de órtese de tornozelo, como compensação à diminuição dos movimentos do tornozelo no plano sagital⁴.

Por outro lado, a órtese de tornozelo reduziu a FRS mediolateral durante a decolagem e aterrissagem do salto após o primeiro período do protocolo de exercício, refletindo em maior estabilidade mediolateral. Em acordo com nossos achados, Sacco et al.⁹ e Castro et al.⁸ demonstraram redução da FRS mediolateral durante a decolagem e aterrissagem do salto realizado por atletas de basquetebol usando órtese de tornozelo. Outros estudos atribuem a maior estabilidade mediolateral ao *stiffness* oferecido pela órtese de tornozelo, o qual reduz a velocidade e amplitude dos movimentos de inversão e eversão do tornozelo, atenuando as forças externas que causam o movimento articular^{5,6,26-28}. No presente estudo, a estabilidade mediolateral adicional promovida pela órtese de tornozelo foi importante principalmente nos períodos finais (ex. 4º período), protegendo contra o aumento do risco de lesão devido à fadiga muscular²⁹.

Estes resultados têm importantes implicações para a prevenção das lesões de tornozelo que ocorrem devido a aterrissagem sobre a superfície da quadra (sem contato entre jogadores), as quais representam metade de todas as lesões de tornozelo durante a aterrissagem do salto no jogo de basquetebol³⁰. Estudos têm mostrado que um dos mecanismos associados a ocorrência destas lesões é a incapacidade do atleta efetivamente controlar o deslocamento excessivo do centro de gravidade para além da borda lateral do pé de apoio, aumentando o balanço postural lateral e o risco de lesão no tornozelo, principalmente nos ligamentos laterais³¹. Desta forma, assumindo que o corpo está em equilíbrio quando a soma de todas as forças e momentos de força agindo sobre ele é zero³², a redução da magnitude da FRS mediolateral, observada com a órtese, sugere um corpo mais estável durante a aterrissagem do salto e menos susceptível a lesão no jogo de basquetebol.

Nós também demonstramos que a sobrecarga experienciada pelo corpo do atleta e a taxa na qual o pico de força é produzido aumentou progressivamente, como evidenciado pela manutenção das demandas físicas entre os períodos, enquanto percepção de esforço, impulse pico, taxa de sobrecarga e picos mediolaterais aumentaram durante os períodos subsequentes do protocolo de exercício, principalmente no 4º período. Estes resultados podem ser atribuídos a comprometimento do controle neuromuscular causado pela fadiga muscular e diminuição da capacidade muscular para desacelerar os movimentos corporais durante a aterrissagem do salto²⁹. Nós devemos destacar, no entanto, que as cargas e sobrecarga cumulativa experienciada durante o jogo real de basquetebol são provavelmente maiores que

no presente estudo devido a presença de outros competidores e estressores do jogo¹⁷. Neste sentido, a sobrecarga cumulativa pode ajudar a explicar parcialmente as lesões típicas do basquetebol em atletas saudáveis.

Estudos prévios têm mostrado nível limitado de suporte fornecido pela órtese de tornozelo para restringir a amplitude de movimento e melhorar a capacidade proprioceptiva após 30 min de uso em exercícios intermitentes¹³. Em contraste, nossos achados demonstram que a órtese de tornozelo testada foi efetiva para reduzir o aumento da FRS mediolateral nos quatro períodos de dez minutos do protocolo de exercício. É importante destacar que antes do início de cada período, nós asseguramos que as órteses foram bem posicionadas nos tornozelos, o que não é sempre o caso na prática real do basquetebol, porém pode ter contribuído para os prolongados efeitos da órtese aqui observados. Estes resultados sugerem que atletas devem usar a órtese de tornozelo continuamente durante toda a partida de basquetebol. Menor FRS mediolateral com a fadiga pode indicar um desenvolvimento mais lento do momento sobre o membro inferior o que pode ser menos lesivo às estruturas ligamentares^{6,26,27}. Mais estudos são necessários para melhor compreender estas mudanças e a relação delas com as lesões.

Por fim, ainda que este estudo tenha consideráveis forças, há algumas limitações. Apesar deste estudo apresentar poder suficiente para detectar efeitos principais significativos para as variáveis da FRS, o tamanho amostral é baseado em um pequeno grupo homens jovens atletas de basquetebol. Não obstante, nosso estudo é comparável em tamanho amostral a estudos prévios sobre este tópico^{8,9,11}. Outras importantes limitações são que nós não realizamos mensurações eletromiográficas e cinemáticas, o que forneceria uma compreensão mais ampla dos efeitos do uso da órtese de tornozelo durante o jogo de basquetebol, e que não houve avaliações durante o jogo real de basquetebol. Por outro lado, nosso protocolo de fadiga específico do basquetebol simulou o perfil de atividade similar do jogo real sob condição controlada de laboratório¹⁷⁻¹⁹. Finalmente, vale destacar que a relação entre a magnitude dos efeitos do uso de órtese de tornozelo aqui observados com a ocorrência de lesões no jogo de basquetebol em condições reais ainda permanece desconhecida.

CONCLUSÃO

A órtese de tornozelo testada foi efetiva em reduzir o aumento da FRS mediolateral durante todos os períodos do protocolo de exercício realizado na mesma intensidade do jogo de basquetebol, sem alterar a FRS vertical. No entanto, as cargas mecânicas aumentaram ao longo do tempo, nos períodos subsequentes do protocolo de exercício, principalmente na fase de aterrissagem do salto.

AGRADECIMENTOS

Nós agradecemos a Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (Processo FAPESP: nº 2010/10886-8; nº 2011/15980-5) e Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq, nº. 482418/2009-5) pelo suporte financeiro.

Todos os autores declararam não haver qualquer potencial conflito de interesses referente a este artigo.

CONTRIBUIÇÃO DOS AUTORES: Cada autor contribuiu individual e significativamente para o desenvolvimento deste artigo. AC: desenho do estudo, coleta, análise e interpretação de dados, versão preliminar do manuscrito, revisão crítica do conteúdo intelectual e aprovação da versão final do artigo; MFG: apoio na coleta, análise e interpretação dos dados e revisão crítica do conteúdo intelectual; ERV: redação da versão preliminar do manuscrito, revisão crítica do conteúdo intelectual e tradução do original para o inglês; AFAN e PVS: apoio na coleta de dados e revisão do artigo; DB e ACC: revisão crítica do conteúdo intelectual e aprovação da versão final do artigo; MG: desenho do estudo, supervisão da coleta de dados, revisão crítica do conteúdo intelectual e aprovação da versão final do artigo.

REFERÊNCIAS

1. Fong DT, Hong Y, Chan LK, Yung PS, Chan KM. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Med.* 2007;37(1):73-94.
2. Randazzo C, Nelson NG, McKenzie LB. Basketball-related injuries in school-aged children and adolescents in 1997-2007. *Pediatrics.* 2010;126(4):727-33.
3. McGuire TA, Brooks A, Hetzel S. The effect of lace-up ankle braces on injury rates in high school basketball players. *Am J Sports Med.* 2011;39(9):1840-8.
4. DiStefano LJ, Padua DA, Brown CN, Guskiewicz KM. Lower extremity kinematics and ground reaction forces after prophylactic lace-up ankle bracing. *J Athl Train.* 2008;43(3):234-1.
5. Dewar RA, Arnold GP, Wang W, Drew TS, Abboud RJ. Comparison of 3 ankle braces in reducing ankle inversion in a basketball rebounding task. *Foot (Edinb).* 2019;39:129-35.
6. Dewar RA, Arnold GP, Wang W, Drew TS, Abboud RJ. The effects of wearing an Ankle Stabilizing Orthosis (ASO) Ankle Brace on ankle joints kinetics and kinematics during a basketball rebounding task. *Foot (Edinb).* 2019;40:34-38.
7. Niu W, Feng T, Wang L, Jiang C, Zhang M. Effects of Prophylactic Ankle Supports on Vertical Ground Reaction Force During Landing: A Meta-Analysis. *J Sports Sci Med.* 2016;15(1):1-10.
8. Castro A, Goethel M, Gáspari A, Crozara L, Gonçalves M. Ankle brace attenuates the medial-lateral ground reaction force during basketball rebound jump. *Rev Bras Med Esporte.* 2017;23(23):232-6.
9. Sacco I, Takahashi H, Vasconcellos A, Suda EY, Bacarin TA, Pereira CS, et al. Influence of ankle devices in the jump and landing biomechanical responses in basketball. *Rev Bras Med Esporte.* 2004;10(6):448-52.
10. Simpson KJ, Yom JP, Fu YC, Arnett SW, O'Rourke S, Brown CN. Does wearing a prophylactic ankle brace during drop landings affect lower extremity kinematics and ground reaction forces? *J Appl Biomech.* 2013;29(2):205-13.
11. Cordova ML, Takahashi Y, Kress GM, Brucker JB, Finch AE. Influence of external ankle support on lower extremity joint mechanics during drop landings. *J Sport Rehabil.* 2010;19(2):136-48.
12. Riemann BL, Schmitz RJ, Gale M, McCaw ST. Effect of ankle taping and bracing on vertical ground reaction forces during drop landings before and after treadmill jogging. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2002;32(12):628-35.
13. Forbes H, Thrussell S, Haycock N, Lohkamp M, White M. The effect of prophylactic ankle support during simulated soccer activity. *J Sport Rehabil.* 2013;22(3):170-6.
14. Castro A, Marques NR, Hallal CZ, Gonçalves M. Ankle brace does not influence strength and functional balance of ankle muscles over an exercise at the intensity of basketball game. *Rev Bras Educ Fis Esp.* 2017;31(1):61-70.
15. Castro A, Crozara LF, Karuka AH, Spinoso DH, Hallal CZ, Marques NR, et al. Efeito da simulação do jogo de basquetebol sobre o pico de torque e razão funcional dos músculos estabilizadores do tornozelo. *Rev Bras Ciênc Mov.* 2011;19(4):68-76.
16. Rosenbaum D, Kamps N, Bosch K, Thorwesten L, Völker K, Eils E. The influence of external ankle braces on subjective and objective parameters of performance in a sports-related agility course. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005;13(5):419-25.
17. Stojanović E, Stojiljković N, Scanlan AT, Dalbo VJ, Berkelmans DM, Milanović Z. The Activity Demands and Physiological Responses Encountered During Basketball Match-Play: A Systematic Review. *Sports Med.* 2018;48(1):111-35.
18. Scanlan A, Dascombe B, Reaburn P. A comparison of the activity demands of elite and sub-elite Australian men's basketball competition. *J Sports Sci.* 2011;29(11):1153-60.
19. Conte D, Favero TG, Lupo C, Francioni FM, Capranica L, Tessitore A. Time-Motion Analysis of Italian Elite Women's Basketball Games: Individual and Team Analyses. *J Strength Cond Res.* 2015;29(1):144-50.
20. FIBA IBF. Official basketball rules: Basketball rules & basketball equipment. 2011, 2014 [Acesso em: 21/03/2021]. Disponível em: <http://www.fiba.basketball/documents/BasketballEquipment.pdf>
21. Borg G. Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scand J Rehabil Med.* 1970;2(2):92-8.
22. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 2ª ed. Waterloo: Wiley-Interscience Publication; 1990.
23. Dias JA, Dal Pupo J, Reis DC, Borges L, Santos SG, Moro ARP, et al. Validity of two methods for estimation of vertical jump height. *J Strength Cond Res.* 2011;25(7):2034-9.
24. LaRoche DP, Cremin KA, Greenleaf B, Croce RV. Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: a comparison across lower-extremity muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(3):482-8.
25. Hopkins WG. Analysis of reliability with a spreadsheet (beta version). [Acesso em: 21/03/2021] Disponível em: <http://www.sportsci.org/2015/ValidRely.htm>.
26. Podzielny S, Hennig EM. Restriction of foot supination by ankle braces in sudden fall situations. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1997;12(4):253-8.
27. Cordova ML, Armstrong CW, Rankin JM, Yeasting RA. Ground reaction forces and EMG activity with ankle bracing during inversion stress. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30(9):1363-70.
28. Zhang S, Wortley M, Chen Q, Freedman J. Efficacy of an ankle brace with a subtalar locking system in inversion control in dynamic movements. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39(12):875-83.
29. Shaw MY, Gribble PA, Frye JL. Ankle bracing, fatigue, and time to stabilization in collegiate volleyball athletes. *J Athl Train.* 2008;43(2):164-71.
30. McKay GD, Goldie PA, Payne WR, Oakes BW. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Br J Sports Med.* 2001;35(2):103-8.
31. Wilkerson GB, Pinerola JJ, Caturano RW. Invertor vs. evertor peak torque and power deficiencies associated with lateral ankle ligament injury. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997;26(2):78-86.
32. Duarte M, Freitas SM. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev Bras Fisioter.* 2010;14(3):183-92.