

Órtese de tornozelo não influencia a força e o equilíbrio funcional dos músculos do tornozelo durante exercício em intensidade do jogo de basquetebol

<http://dx.doi.org/10.11606/1807-5509201700010071>

Alex CASTRO*/**
Nise Ribeiro MARQUES**
Camilla Zamfolini HALLAL**
Mauro GONÇALVES**

*Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, SP, Brasil.
**Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, SP, Brasil.

Resumo

O objetivo do presente estudo foi analisar o efeito de um exercício em intensidade do jogo de basquetebol e uso de órtese de tornozelo sobre o pico de torque (PT) isocinético dos músculos estabilizadores do tornozelo e a razão funcional eversor excêntrico/inversor concêntrico. Dezesete homens jogadores de basquetebol realizaram um teste em intensidade do jogo de basquetebol, sob duas condições: com e sem órtese no tornozelo. O teste consistiu em uma sucessão de esforços físicos típicos do jogo de basquetebol, distribuídos igualmente em quatro períodos de 10 min cada. Força muscular e a razão funcional foram avaliadas a 120 graus.s⁻¹, previamente (Pré), no intervalo do Meio (Intervalo do Meio) e após (Pós) o exercício. Os dados isocinéticos foram analisados usando ANOVA de medidas repetidas (2x3) (P < 0,05). Em ambas as condições o PT inversor concêntrico e excêntrico, respectivamente, diminuiu (P < 0,05) quando comparado: Pré vs. Intervalo do Meio (-10.1% e -8.4%); Pré vs. Pós (-17.7% e -16.4%); e Intervalo do Meio vs. Pós (-8.4% and -8.9%). Entretanto, o PT eversor concêntrico e excêntrico, respectivamente, reduziu (P < 0,05) somente quando comparado: Pré vs. Intervalo do Meio (-14.4% e -12.0); Pré vs. Pós (-15.1% e -15.2%). Não houve diferença significativa entre as condições para o PT e razão funcional (P > 0,05). Estes resultados mostram que a fadiga induzida pelo exercício em intensidade do jogo de basquetebol reduziu o PT sem alterar o equilíbrio muscular sobre o tornozelo. Além disso, o uso da órtese de tornozelo não afetou a capacidade muscular em gerar torque dinâmico nem o equilíbrio funcional do tornozelo. Estes resultados sugerem que atletas podem ter um aumentado risco de lesão no tornozelo no jogo de basquetebol devido à fadiga e que o uso da órtese de tornozelo não será prejudicial para a força muscular do tornozelo durante o jogo de basquetebol.

PALAVRAS-CHAVE: Força Muscular; Entorse de Tornozelo; Basquetebol.

Introdução

As lesões de tornozelo são as mais comuns nos esportes. Cerca de 80% destas lesões ocorrem devido à entorse ligamentar do tornozelo¹ com o pico de incidência entre quinze e dezenove anos de idade². Esportes que envolvem saltos, corridas e mudanças repentinas de direção têm alto risco de lesões no tornozelo. Entre estes esportes, o basquetebol merece atenção especial, uma vez que aproximadamente 41% das entorses do tornozelo ocorrem durante os jogos de basquetebol². Assim, a incidência de entorse do tornozelo em jogadores de basquetebol (3,2 por 1000 exposições de atletas)³ é duas vezes maior em

comparação as outras lesões⁴.

As lesões do tornozelo têm causas multifatoriais com vários fatores de risco interagindo em determinado momento⁵. Entretanto, os estudos têm relatado que os atletas que participam por maiores períodos tempo no jogo de basquetebol são mais suscetíveis as lesões. A alta frequência de lesões no jogo ocorre devido ao esforço máximo realizado durante os jogos, e assim, o atleta torna-se mais vulnerável a lesão⁶.

Há também evidências de que a fadiga é um mecanismo potencial para a incidência de lesões no tornozelo durante o exercício intenso e prolongado,

como em um jogo de basquetebol⁶⁻⁷. Considera-se que a fadiga é capaz de promover a diminuição da força dos músculos estabilizadores do tornozelo, alterar o controle neuromuscular e comprometer a habilidade de determinar a sensibilidade do posicionamento articular que esta diretamente associado à capacidade de estabilizar dinamicamente a articulação do tornozelo durante atividades esportivas⁸⁻¹¹.

Atualmente, os pesquisadores têm utilizado uma variedade de protocolos para investigar os efeitos da fadiga nos músculos estabilizadores do tornozelo^{8, 10-11}, contudo, estes protocolos não foram específicos do basquetebol. Assim, as extrapolações destes resultados para a prática de basquetebol devem ser realizadas com cautela.

Com respeito à prevenção de lesões no tornozelo, tem sido sugerida a utilização da órtese de tornozelo¹²⁻¹⁴. Recentes estudos demonstraram que a utilização da órtese de tornozelo diminuiu a incidência de lesões no tornozelo durante o jogo de basquetebol¹²⁻¹³. Assim, quando um atleta está utilizando a órtese de tornozelo a estabilidade desta articulação poderia estar aumentada, uma vez que a amplitude de movimento da inversão do tornozelo é minimizada. Adicionalmente, a utilização da órtese de tornozelo reduz a aceleração dos movimentos de inversão e eversão¹⁵⁻¹⁶.

Neste sentido, diversos estudos têm demonstrado efeitos agudos positivos da utilização da órtese de tornozelo. Por exemplo, FARAJI et al.¹⁷ observaram que as órteses podem melhorar a função mecanorreceptor do ligamento e causar a estimulação de um maior número de motoneurônios fibulares e, em seguida, melhorar a estabilidade postural dinâmica; LOHRER et al.¹⁸ relataram um potente efeito facilitador na amplitude da EMG durante a simulação de lesões de inversão; CORDOVA et al.¹⁹ encontraram que a órtese de tornozelo reduziu a atividade EMG média do fibular longo, possivelmente reduzindo a tensão ou a carga que é colocada no músculo que limita dinamicamente a inversão forçada do pé; e HARTSELL e SPAULDING¹⁵ identificaram em baixa velocidade isocinética que

os tornozelos com órteses produziram maior pico de torque concêntrico no movimento de eversão comparado a tornozelos sem a utilização de órteses.

Por outro lado, pesquisadores têm relatado resultados contraditórios sobre os efeitos da utilização da órtese de tornozelo quando o participante está fatigado. FORBES et al.²⁰ encontraram que o uso da órtese de tornozelo perde o nível inicial de resistência ao movimento durante protocolo específico do futebol, enquanto SHAW et al.²¹ observaram melhora da estabilidade dinâmica postural na direção ântero-posterior durante uma tarefa de aterrissagem utilizando órtese de tornozelo em condição de fadiga. Adicionalmente, KELLY et al.²² demonstraram que a utilização de órteses de pé pode alterar o controle neuromuscular durante uma corrida de esteira submáxima de 1 hora e protege parcialmente da resultante redução da taxa de desenvolvimento de força dos flexores plantares induzida pela fadiga.

No entanto, de acordo com o conhecimento dos autores, nenhum estudo investigou os efeitos causados pela fadiga e uso da órtese de tornozelo sobre a capacidade muscular, particularmente, sobre a geração de torque de inversão e eversão do tornozelo, durante o jogo de basquetebol. Portanto, há dados biomecânicos limitados a partir dos quais uma relação entre órtese de tornozelo vs. fadiga vs. jogo de basquetebol pode ser inferida.

Assim, devido à alta complexidade na análise das demandas músculo-esqueléticas no jogo de basquetebol real, o presente estudo teve como objetivo analisar o efeito de um exercício em intensidade do jogo de basquetebol e uso de órtese de tornozelo sobre o pico de torque (PT) isocinético dos músculos estabilizadores do tornozelo e a razão funcional eversor excêntrico/inversor concêntrico. Nossas hipóteses iniciais são: a força dos músculos estabilizadores do tornozelo é prejudicada ao longo da atividade, diferencialmente entre os músculos inversor e eversora, alterando o equilíbrio funcional do tornozelo; e o uso da órtese de tornozelo reduz o declínio do torque dos músculos estabilizadores do tornozelo ao longo do protocolo de exercício.

Método

Sujeitos

Dezessete homens, jogadores recreacionais de basquetebol, com cinco anos ou mais de experiência em prática de basquetebol foram considerados para este estudo. Todos estavam participando

ativamente de treinos e jogos de basquetebol pelo menos três vezes por semana. Os participantes tinham em média, $17,7 \pm 1,4$ anos, estatura de $181,9 \pm 9,0$ cm, massa corporal de $79,1 \pm 13,9$ kg, porcentagem de gordura de $12,5 \pm 6,8\%$ e pontuação no Cumberland Ankle Instability

Tool questionnaire²³ de $27,4 \pm 2,4$ pontos para o tornozelo dominante e $26,7 \pm 2,4$ pontos para o tornozelo não dominante. Todos os participantes incluídos nesta investigação estavam livres de lesões durante e nos seis meses anteriores ao teste e não tiveram instabilidade mecânica ou funcional do tornozelo. Todos os participantes assinaram um termo de consentimento de acordo com os procedimentos éticos departamentais e universitários.

Procedimentos

Os voluntários visitaram o laboratório em três ocasiões separadas por 48-72 horas. No primeiro dia de coleta de dados, a estabilidade mecânica do tornozelo foi avaliada utilizando o teste de gaveta anterior do tornozelo e o teste de inclinação do talar, que foram realizados por um fisioterapeuta experiente²⁴. Não foram incluídos os participantes com resultados positivos nesses testes. A estabilidade funcional do tornozelo foi avaliada utilizando o Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) questionnaire²³ e foram incluídos apenas os participantes com pontuação maior que 24 em uma escala de 0-30 no CAIT. Em seguida, a dominância dos membros inferiores foi identificada por meio de três tarefas diferentes: teste de chutar um bola, teste de subir um degrau e teste de retomada do equilíbrio. Foram realizadas três tentativas para cada teste. O membro utilizado na maioria das tentativas foi identificado como o membro dominante para esse teste funcional específico. O membro utilizado como membro dominante na maioria dos testes funcionais específicos foi definido como o membro dominante funcional²⁵. Em seguida, os participantes foram familiarizados com o protocolo de exercício e as contrações isocinéticas²⁶.

Na segunda e terceira visita, os participantes realizaram aquecimento em cicloergômetro (CefiseTM, Nova Odessa, Brasil) por cinco minutos a 75 W e 70-80 rpm. Em seguida, foram realizadas a avaliação isocinética e o protocolo de exercício. O protocolo de exercício foi realizado sob duas condições diferentes: com órtese no tornozelo (com órtese) e sem órtese no tornozelo (sem órtese). A ordem das condições foi aleatorizada e as órteses foram vestidas bilateralmente. A órtese utilizada foi a órtese de tornozelo lace-up (Hourse JumpTM, Franca, Brasil). A órtese lace-up foi selecionada porque é comumente usada pelos jogadores de basquetebol e reduz as lesões agudas do tornozelo no basquetebol¹³⁻¹⁴. Todos os participantes tiveram experiência prévia com a órtese pelo menos

uma semana no treinamento de basquetebol antes do dia das avaliações para permitir que os pés e o corpo se ajustassem a quaisquer mudanças biomecânicas induzidas pelos dispositivos²².

Avaliação da força

As medições da força foram realizadas em três momentos diferentes, durante as pausas do protocolo de exercício: antes do teste (Pré), depois do segundo período de exercício (Intervalo do Meio) e imediatamente após (cerca de 30 s) o quarto período de exercício (Pós). As avaliações da força, em ambas as condições, foram realizadas sem a utilização da órtese no tornozelo testado, devido às restrições mecânicas causadas pela própria órtese.

Os participantes foram posicionados sentados na cadeira do dinamômetro isocinético (BiodexTM, New York, United States) e os movimentos do membros superiores foram limitados por dois cintos cruzados sobre os ombros e um cinto na região abdominal. A inclinação do encosto foi mantida a 70° enquanto o joelho foi mantido a 110° de extensão (180 = extensão completa) e a perna foi posicionada paralela ao solo. A articulação do tornozelo foi mantida a 10° de flexão plantar^{25, 27}, a articulação subtalar foi posicionada em posição neutra²⁸, e o dinamômetro foi alinhado próximo ao eixo de rotação da articulação do tornozelo testado de acordo com o manual do fabricante.

Os participantes realizaram cinco contrações isocinéticas máximas concêntricas e excêntricas de inversão e eversão do tornozelo a 120 graus.s⁻¹, o que corresponde a aproximadamente 50% da velocidade média alcançada durante uma entorse de inversão do tornozelo²⁹. Um intervalo de dois minutos foi realizado entre a avaliação da força de inversão e de eversão¹⁵. Os testes foram realizados em ordem aleatória, usando apenas o membro inferior dominante. Todos os participantes receberam encorajamento verbal positivo durante o teste.

Protocolo de exercício

O protocolo de exercício foi desenvolvido para proporcionar um exercício fadigante estimado para ser equivalente ao jogo de basquetebol. O protocolo de exercício consistiu em diferentes intensidades de exercício que são observadas durante o jogo de basquetebol (por exemplo, caminhada, jogging, corrida, sprinting, salto vertical, deslocamento lateral e mudanças de direção), seguindo o procedimento empregado por CASTRO et al.⁷ e de acordo com

as observações de MATTHEW e DELESTRAT³⁰, BEN ABDELKRIM et al.³¹ e SCANLAN et al.³² durante o jogo de basquetebol. Esses esforços físicos foram realizados no solo e na esteira.

O teste iniciou em uma área retangular de 3 por 4 metros marcada no solo, na qual foram realizados movimentos específicos, incluindo sprint, deslocamento lateral e mudanças de direção. Após um feedback sonoro dado por um sistema de fotocélulas (CefiseTM, Nova Odessa, Brasil), usado para registrar a velocidade, o participante iniciou o teste com um sprint de três metros (no lado 1 na FIGURA 1), seguido de uma mudança de direção e um sprint de quatro metros (para o lado 2 na FIGURA 1). Em seguida (ao chegarem ao final do lado 2 na FIGURA 1), os participantes prosseguiram com o deslocamento lateral de cinco metros (na diagonal 3, FIGURA 1), movendo-se para a posição inicial. Os participantes foram instruídos a realizar todos os movimentos na máxima velocidade. Na posição inicial, os participantes tiveram um intervalo de três segundos, e este procedimento foi realizado consecutivamente durante 40 s, e então pausado por 30 s.

Imediatamente após o descanso de 30 s, os participantes correram na esteira (Inbramed[®], Gravataí, Brasil), em diferentes velocidades (3,6-19 km.h⁻¹) e distâncias típicas de um jogo de basquetebol. Assim, o protocolo foi composto por: corrida a 15 km.h⁻¹ por 20 s; salto vertical no solo; intervalo de 20 s; jogging a 11 km.h⁻¹ por 10 s; sprinting a 19 km.h⁻¹ durante 10 s; intervalo de 20 s; caminhada a 3,6 km.h⁻¹ durante 10 s; e jogging a 11 km.h⁻¹ por 10 s; salto vertical no solo e depois um intervalo de 20 s.

Os procedimentos descritos foram realizados em seis tentativas consecutivas, totalizando 10 minutos de exercício. Para a representação de todo o jogo, foram realizados quatro períodos de 10 min. Um descanso de 2 min foi realizado entre o primeiro e o segundo período, e entre o terceiro e o quarto períodos. O intervalo entre o segundo e terceiro períodos foi fixado em 15 min^{7,33}. Os participantes permaneceram sentados durante os períodos de intervalo.

A frequência cardíaca foi medida por um monitor de frequência cardíaca (PolarTM, Kempele, Finlândia) no final de cada condição realizada na esteira ou no solo, como parâmetro indicador de intensidade de exercício entre as duas condições testadas.

Adaptado de CASTRO et al.⁷

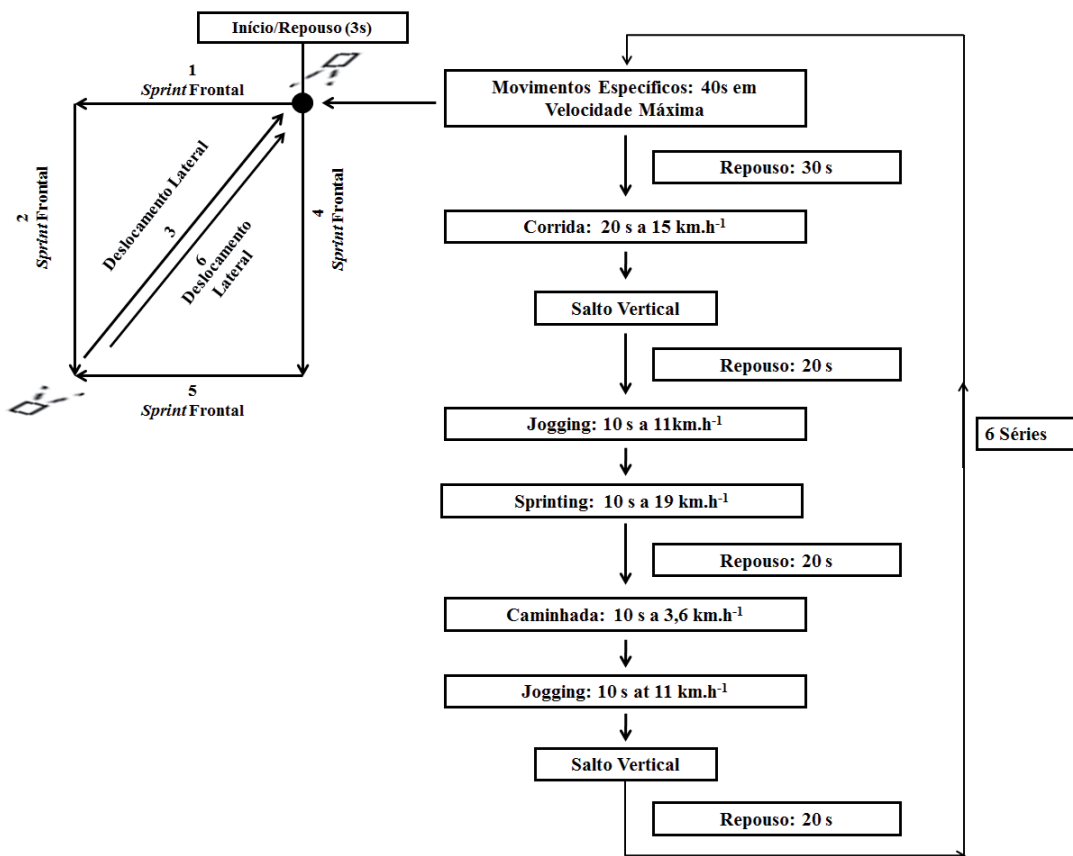


FIGURA 1 - Protocolo de exercício.

Análise de dados

Os sinais de torque foram filtrados utilizando filtro digital passa-baixa (Butterworth recursivo, de quarta ordem e zero-lag) com uma frequência de corte de 8 Hz³⁴. Entre as cinco tentativas, aquela que produziu o maior pico de torque (PT) foi considerada para análise posterior. Os seguintes parâmetros foram obtidos: PT eversor concêntrico e excêntrico, PT inversor concêntrico e excêntrico e razão funcional do membro inferior dominante. A razão funcional representativa para a inversão do tornozelo foi determinada como o PT eversor excêntrico dividido pelo PT inversor concêntrico.³⁵⁻³⁶

Análise estatística

PASW 18.0 (SPSS Inc., Chicago, Estados Unidos) foi utilizado para todas as análises estatísticas. A distribuição de todas as variáveis

dependentes foi examinada pelo teste de Shapiro-Wilk. Teste t pareado foi aplicado para comparar a frequência cardíaca média entre as condições com órtese e sem órtese. Os dados isocinéticos foram analisados utilizando ANOVAs de Medidas Repetidas 2x3 [condição (com órtese e sem órtese) vs. tempo (Pré, Intervalo do Meio e Pós)]. As suposições de esfericidade foram avaliadas utilizando o teste de Mauchly. Quando a esfericidade foi violada ($P < 0,05$), foi aplicado o fator de correção de Greenhouse-Geisser. No caso de efeitos principais significativos, testes *post hoc* de Sidak com valores de p ajustados para testes estatísticos múltiplos foi realizado para diminuir o risco de erro de Tipo I e para determinar onde ocorreram diferenças significativas. O nível de significância adotado foi de $P < 0,05$. O tamanho do efeito (ES) foi calculado utilizando o software G*Power 3.1.7 (Franz Faul, Universität Kiel, Alemanha) de acordo com as recomendações de BECK³⁷.

Resultados

Não houve efeitos significativos ($P > 0,05$) de condição para PT e razão funcional (FIGURA 2 e FIGURA 3). Além disso, não foram encontradas diferenças significativas entre as condições para a média da frequência cardíaca (com órtese: $161,6 \pm 8,2$ batimentos.min⁻¹, sem órtese: $161,2 \pm 8,6$ batimentos.min⁻¹) durante o protocolo de exercício ($P = 0,816$, ES = 0,05).

Entretanto, foi observado um efeito principal de tempo intra-sujeitos para PT: eversor excêntrico ($F_{2,32} = 28,2$, $P < 0,001$, Power = 0,99); eversor concêntrico ($F_{2,32} = 22,0$, $P < 0,001$, Power = 0,99); inversor excêntrico ($F_{2,32} = 36,5$, $P < 0,001$, Power = 0,99); e inversor concêntrico ($F_{2,32} = 37,4$, $P < 0,001$, Power = 0,99) (FIGURA 2). Não houve efeito significativo do tempo para

razão funcional ($P = 0,80$) (FIGURA 3).

Em ambas as condições, o PT do inversor concêntrico e excêntrico, respectivamente, diminuíram quando foram comparadas as medidas: Pré vs. Intervalo do Meio (-10,1%, $P = 0,001$, ES = 0,46; -8,4%, $P = 0,003$, ES = 0,41); Pré vs. Pós (-17,7%, $P < 0,001$, ES = 0,89; -16,4%, $P < 0,001$, ES = 0,87); e Intervalo do Meio vs. Pós (-8,4%, $P = 0,01$, ES = 0,37; -8,9%, $P = 0,001$, ES = 0,42). Diferentemente, o PT do eversor concêntrico e excêntrico, respectivamente, reduziu apenas quando comparadas as medidas: Pré vs. Intervalo do Meio (-14,4%, $P < 0,001$, ES = 0,96 = -12,0%, $P < 0,003$, ES = 0,89); Pré vs. Pós (-15,1%, $P < 0,001$, ES = 0,99; -15,2%, $P < 0,001$, ES = 1,10) (FIGURA 2).

Percentagem de massa corporal (% MC).
 *, †: Diferença significativa do tempo Pré e Intervalo do Meio e Intervalo do Meio e Pós, respectivamente (P < 0,05).

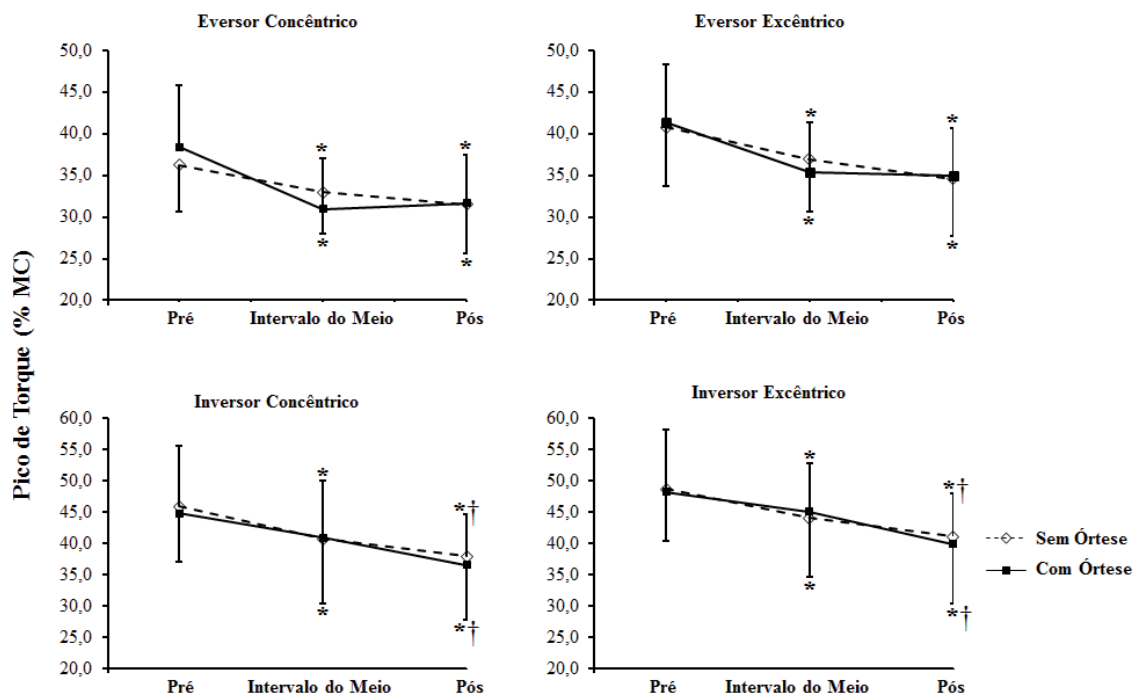


FIGURA 2 - Média (± DP) do pico de torque antes (Pré), Intervalo do Meio e após (Pós) teste simulado de basquetebol.

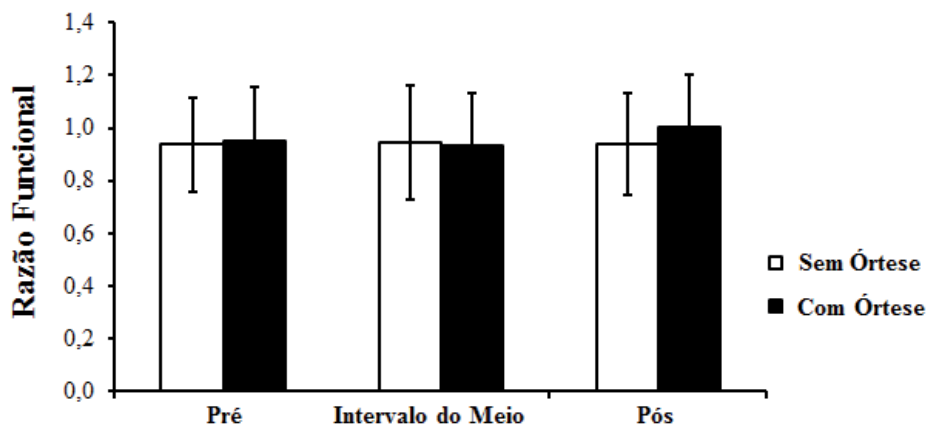


FIGURA 3 - Média (± DP) Razão funcional antes (Pré), Intervalo do Meio e após (Pós) teste simulado de basquetebol.

Discussão

Este estudo teve como objetivo investigar os efeitos do exercício na intensidade do jogo de basquetebol e o uso da órtese de tornozelo na força e razão funcional dos músculos estabilizadores tornozelo. O aspecto mais marcante desse estudo é que foi demonstrado que a força dos músculos estabilizadores

do tornozelo diminuiu ao longo do exercício com a mesma intensidade de jogo de basquetebol sem alterar a razão funcional eversor excêntrica/inversão concêntrica do tornozelo. No entanto, não foi encontrado efeito significativo na utilização da órtese de tornozelo na força inversora e eversora tornozelo.

Com relação aos nossos resultados, está de acordo com nossa hipótese de que a força dos músculos estabilizadores do tornozelo diminui ao longo do exercício. Por outro lado, a hipótese de que o uso da órtese de tornozelo previne o declínio da força dos músculos estabilizadores do tornozelo durante jogo de basquetebol simulado foi refutada. Além disso, é importante notar que os dados de frequência cardíaca indicam que não houve diferenças fisiológicas significativas entre os níveis de esforço ao utilizar e não utilizar as órteses de tornozelo, sugerindo que as condições eram de fato comparáveis.

Esses achados demonstram que, ao longo do protocolo de exercício, a força dos músculos inversor e eversor do tornozelo é reduzida, o que está de acordo com os estudos de GUTIERREZ et al.⁸, SANDREY e KENT¹¹ e WRIGHT e ARNOLD⁹. Esses autores encontraram uma redução similar (12-15%) na capacidade dos músculos eversor e inversor do tornozelo em gerar torque após um protocolo de fadiga realizado com contrações isocinéticas^{8,11} e redução de 30% com contrações isométricas⁹. Nós encontramos déficits na força entre 8-18% durante ações excêntricas e concêntricas com a fadiga promovida por um exercício em intensidade do jogo de basquetebol. Embora existam semelhanças com estes estudos, o presente estudo tem maior validade ecológica uma vez que os dados têm um semelhança mais estreita com o jogo de basquetebol.

No entanto, é importante ressaltar que as avaliações isocinéticas não representam movimentos completamente “naturais” do tornozelo e as velocidades testadas são muitas vezes inferiores às alcançadas durante as atividades funcionais. Mesmo assim, a informação obtida a partir do teste isocinético (PT e razão funcional) ainda é de valor clínico quando se investiga a força muscular de um dado grupo muscular isolado³⁶. Deficiências na força entre 8-33% e 6-41%^{27,35} na força dos músculos eversores e inversores do tornozelo têm sido fortemente associadas à instabilidade articular e ao risco de lesões de entorse do tornozelo⁸⁻¹¹.

Embora a distribuição da ocorrência de lesões entre os quartos do jogo seja pouco conhecida³⁸, atletas que participam por mais tempo no jogo são mais propensos a ser lesionados⁶. Assim, como foi observado pelos achados no presente estudo, a redução demonstrada na força dos músculos estabilizadores do tornozelo pode ser uma razão para o aumento do risco de lesões no tornozelo na segunda metade do jogo.

Estes resultados enfatizam a importância do

treinamento de resistência na reabilitação do tornozelo para evitar a fadiga no final de cada metade do jogo. Isso também nos permite sugerir programas de treinamento preventivo para os jogadores quando estão mais fatigados, por exemplo, no final das sessões de treinamento³⁹. No entanto, são necessárias mais pesquisas para determinar se essas intervenções podem reduzir o risco de lesão e como essas lesões são distribuídas ao longo do jogo.

De acordo com o descrito acima, estudos têm sugerido que a força dos músculos inversores e eversores do tornozelo é reduzida devido ao esforço fatigante e a capacidade destes músculos em gerar torque rápido e de grande magnitude para evitar lesões é reduzida^{8-9,11,27}. É relatado que a fadiga dos músculos eversores é a causa dominante da falta de estabilidade do tornozelo⁴⁰. O comprometimento na força de eversão pode reduzir a capacidade destes músculos em controlar dinamicamente a inversão e, assim, predispor o tornozelo a uma entorse de inversão^{8,27,40-41}.

Por outro lado, não encontramos diferença significativa para a razão funcional do tornozelo. Estudos mostraram que a razão funcional representa uma aproximação mais realista das atividades musculares observadas nas atividades de vida diária ou nas tarefas motoras esportivas. Esta razão tem dispositivo clínico importante para prevenir lesões de entorse de tornozelo em atletas. Ela descreve a capacidade resistiva dos músculos antagonistas (força excêntrica) em relação à ação motora concêntrica dos músculos agonistas³⁵⁻³⁶.

Assim, a redução de 25% a 50% nessa razão pode ser considerada um indicador de instabilidade do tornozelo e aumento do risco de lesões de entorse de tornozelo³⁵⁻³⁶. No entanto, a fadiga induzida pelo exercício na intensidade do jogo de basquetebol não alterou o equilíbrio da força dinâmica no tornozelo (como evidenciado pelo comprometimento da força excêntrica eversora e concêntrica inversora).

Esses achados podem ter significância funcional. É possível especular sobre o padrão de atividade neural que pode regular a perda da força nos músculos eversores e inversores de forma semelhante para a continuidade da função normal da articulação do tornozelo com a fadiga³⁵. Assim, mantendo constante a razão funcional. Infelizmente, nosso estudo não esclarece esta questão e pesquisas futuras são sugeridas para analisar parâmetros neuromusculares do tornozelo em atividades de longa duração, como no jogo de basquetebol.

Considerando o uso de órtese, observou-se uma

falta de efeito do uso da órtese em evitar o declínio da produção de torque dos músculos eversores e inversores do tornozelo sobre o protocolo de exercícios. Nesse sentido, outros achados na literatura mostraram que o uso da órtese de tornozelo pode reduzir o risco de lesões no tornozelo, sem prejudicar a produção de torque dos músculos inversores e eversores do tornozelo durante avaliações isocinéticas^{15,42}, avaliações isométricas⁴³⁻⁴⁴ e inversão repentina do tornozelo⁴⁵. Isso indica que o uso da órtese de tornozelo não diferencialmente afeta a força após exercício prolongado, como o jogo de basquetebol.

Com relação a esses resultados, sugerimos duas possíveis explicações para a ausência de efeito da órtese de tornozelo. Em primeiro lugar, os efeitos do uso da órtese de tornozelo são muitas vezes atribuídos às características estruturais da órtese que contribuem para proporcionar resistência passiva ao movimento de inversão do tornozelo quando os músculos eversores não foram ativados⁴⁴⁻⁴⁵.

Em segundo lugar, embora estudos mostrem efeitos neuromusculares e proprioceptivos com o uso da órtese de tornozelo^{17-19, 21}, é possível que mudanças nesses parâmetros sejam incapazes de alterar significativamente a produção de torque. Por exemplo, KELLY et al.²² observaram redução da ativação eletromiográfica do músculo gastrocnêmio medial durante corrida em esteira de 1 h com órteses e menores decréscimos induzidos pela fadiga na taxa de desenvolvimento do torque após corrida com órteses de pé. Contudo, estas alterações foram demasiado pequenas para alterar PT dos flexores plantares do tornozelo.

Finalmente, é importante observar algumas limitações do presente estudo. Este estudo refere-se às respostas da força sobre um exercício na intensidade do jogo de basquetebol somente em jogadores masculinos de basquetebol abaixo de 18 anos. Assim, as extrapolações de nossos achados precisam ser

feitas com cautela. Além disso, o presente estudo investigou apenas o efeito da órtese de tornozelo sobre as respostas de força. Assim, não podemos sugerir se o uso da órtese de tornozelo contribuiria para a estabilidade mecânica da articulação do tornozelo durante o exercício (como a redução da amplitude de movimento de inversão do tornozelo). Finalmente, embora as limitações sejam evidentes na reprodução de condições reais em laboratório sob condições controladas, o protocolo de exercício foi capaz de simular duração, esforços típicos e características da frequência cardíaca de um jogo de basquetebol³⁰⁻³². Estudos futuros podem ser conduzidos para investigar o efeito da órtese de tornozelo sobre os parâmetros neuromusculares do tornozelo durante atividades esportivas de longa duração.

Em conclusão, nossos achados demonstraram que a fadiga induzida pelo exercício na intensidade do jogo de basquetebol diminuiu a força dos músculos estabilizadores do tornozelo, sem alterar o equilíbrio funcional sobre o tornozelo. Estes resultados indicam que durante o jogo de basquete os músculos em torno da articulação do tornozelo estão fatigados, o que pode aumentar o risco de lesão. Assim, programas preventivos com foco no fortalecimento e resistência dos músculos em torno do tornozelo de jogadores de basquetebol devem ser encorajados. Além disso, de acordo com nossas descobertas, o uso da órtese de tornozelo não impediu o declínio da força de inversão e eversão do tornozelo sobre exercício em intensidade do jogo de basquetebol e não afetou a capacidade dos músculos do tornozelo para gerar torque dinâmico e equilíbrio funcional do tornozelo. Estes resultados sugerem que a órtese selecionada neste estudo não seria prejudicial à força do músculo do tornozelo durante um jogo de basquetebol.

Abstract

Ankle brace does not influence strength and functional balance of ankle muscles over an exercise at the intensity of basketball game

The purpose of this study was to analyze the effects of an exercise at the intensity of basketball game and use of ankle brace on isokinetic peak torque (PT) of ankle's stabilizing muscles and evertor eccentric/invertor concentric functional ratio. Seventeen male basketball players, performed a test at the intensity of basketball game, under two conditions: with and without ankle brace. The test consisted of succession typical physical efforts of basketball game, distributed equally in four periods of 10 min each. Muscle strength and functional ratio were assessed at 120 deg.s⁻¹, before (Pre), at half time (Half time) and after exercise (Pos). Isokinetic data were analyzed using repeated-measures ANOVA (2x3) ($p < 0.05$). In both conditions concentric and eccentric invertor PT, respectively, decreased ($p < 0.05$) when compared: Pre vs. Half time (-10.1% and -8.4%); Pre vs. Pos (-17.7% and -16.4%); Half time vs. Pos (-8.4% and -8.9%). Differently, concentric and eccentric evertor PT, respectively, reduced ($p < 0.05$) only when compared: Pre vs. Half time (-14.4% and -12.0); Pre vs. Pos (-15.1% and -15.2%). There was no significant difference between conditions for PT and functional ratio ($p > 0.05$). These findings show that fatigue induced by exercise at the intensity of basketball game decreased PT with no change in the muscle balance over the ankle. Furthermore, the use of brace did not affect the ankle muscles' ability to generate dynamic torque nor ankle's functional balance. These results, suggest that athletes might have increased risk of ankle injury in the basketball game due to fatigue and the use of ankle brace would not be detrimental to ankle muscle strength during a basketball game.

KEYWORDS: Muscle strength; Ankle sprains; Basketball.

Referências

1. Fong DT, Hong Y, Chan L, Yung PS, Chan K. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Med.* 2007;37:73-94.
2. Waterman BR, Owens BD, Davey S, Zacchilli MA, Belmont Jr, PJ. The epidemiology of ankle sprains in the United States. *J Bone JT Surg.* 2010;92:2279-84.
3. McKay GD, Goldie PA, Payne WR, Oakes BW. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Br J Sports Med.* 2011;35:103-8.
4. Drakos MC, Domb B, Starkey C, Callahan L, Allen AA. Injury in the national basketball association: a 17-year overview. *J Athl Train.* 2010;2:284-90.
5. London JK, Santos MJ, Franks F, Liu W. The effectiveness of active exercise as an intervention for functional ankle instability a systematic review. *Sports Med.* 2008;38:553-63.
6. Messina, DE, Farney, WC, DeLee JC. The incidence of injury in texas high school basketball: a prospective study among male and female. *Am. J Sports Med.* 1999; 27:294-99.
7. Castro A, Crozara LF, Karuka AH, et al. Efeito da simulação do jogo de basquetebol sobre o pico de torque e razão funcional dos músculos estabilizadores do tornozelo. *Rev Bras Cienc Mov.* 2011;19:68-76.
8. Gutierrez GM, Jackson ND, Dorr KA, Margiotta SE, Kaminski TW. Effect of fatigue on neuromuscular function at the ankle. *J Sport Rehabil.* 2007;16:295-306.
9. Wright CJ, Arnold BL. Fatigue's effect on eversion force sense in individuals with and without functional ankle instability. *J Sport Rehabil.* 2012;21:127-36.
10. Mohammadi F, Roodzar A. Effects of fatigue due to contraction of evertor muscles on the ankle joint position sense in male soccer players. *Am J Sports Med.* 2010;38:824-8.
11. Sandrey M, Kent TE. The Effects of eversion fatigue on frontal plane joint position sense in the ankle. *J Sport Rehabil.* 2008;17:257-68.
12. Dizon JMR, Reyes JJB. A systematic review on the effectiveness of external ankle supports in the prevention of inversion ankle sprains among elite and recreational players. *J Sci Med Sport.* 2010;13:309-17.

13. McGuine 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;39:1840-58.
14. Farwell KE, Powden CJ, Powell MR, McCarty CW, Hoch MC. The effectiveness of prophylactic ankle braces in reducing the incidence of acute ankle injuries in adolescent athletes: a critically appraised topic. *J Sport Rehabil.* 2013;22:137-42.
15. Hartsell HD, Spaulding SJ. Effects of bracing on isokinetic torque for the chronically unstable ankle. *J Sport Rehabil.* 1999;8:83-98.
16. 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;39:875-83.
17. Faraji E, Daneshmandi H, Atri AE, Onvani V, Namjoo FR. Effects of prefabricated ankle orthoses on postural stability in basketball players with chronic ankle instability. *Asian J Sports Med.* 2012;3:274-8.
18. Lohrer H, Alt W, Gollhofer A. neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. *Am J Sports Med.* 1999;27:69-75.
19. 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;30:1363-70.
20. Forbes H, Thrussell S, Haycock N, Lohkamp M, White W. The effect of prophylactic ankle support during simulated soccer activity. *J Sport Rehabil.* 2013;22:170-76.
21. Shaw MY, Gribble PA, Frye JL. Ankle bracing, fatigue, and time to stabilization in collegiate volleyball athletes. *J Athl Train.* 2008;43:164-71.
22. Kelly LA, Girard O, Racinais S. Effect of orthoses on changes in neuromuscular control and aerobic cost of a 1-h run. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43:2335-43.
23. Noronha M, França LC, Hauptenthal A, Nunes GS. Intrinsic predictive factors for ankle sprain in active university students: A prospective study. *Scand J Med Sci Sports.* 2013;23:541-7.
24. Tourné Y, Besse JL, Mabit C. Chronic ankle instability. Which tests to assess the lesions? Which therapeutic options? *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010;96:433-46.
25. Lin W, Liu YF, Hsieh CC, Lee AJY. Ankle eversion to inversion strength ratio and static balance control in the dominant and non-dominant limbs of young adults. *J Sci Med Sport.* 2009;12:42-9.
26. Van Cingel EHR, Kleinrensink GJ, Rooijens PPGM, Uitterlinden EJ, Aufdemkampe G, Stoeckart R. Learning effect in isokinetic testing of ankle invertors and evertors. *Isokinet Exerc Sci.* 2001;9:171-7.
27. Hartsell HD, Spaulding SJ. Eccentric/concentric ratios at selected velocities for the invertor and evertor muscles of the chronically unstable ankle. *Br J Sports Med.* 1999;33:255-8.
28. Andrews J, Harrelson GL, Wilk KE. *Reabilitação física das lesões desportivas.* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000.
29. Fong DT, Hong Y, Shima Y, Krosshaug T, Yung PS, Chan KM. Biomechanics of supination ankle sprain: a case report of an accidental injury event in the laboratory. *Am J Sports Med.* 2009;37:822-7.
30. Matthew D, Delextrat A. Heart rate, blood lactate concentration, and time-motion analysis of female basketball players during competition. *J Sports Sci.* 2009;27:813-21.
31. Ben Abdelkrim N, Castagna C, El Fazaa S, et al. The effect of players' standard and tactical strategy on game demands in men's basketball. *J Strength Cond Res.* 2010;24:2652-62.
32. Scanlan AT, Dascombe BJ, Reaburn P, Dalbo VJ. The physiological and activity demands experienced by Australian female basketball players during competition. *J Sci Med Sport.* 2012;15:341-7.
33. International Basketball Federation. [<http://www.fiba.com/pages/eng/fc/FIBA/quicFact/p/openNodeIDs/962/selNodeID/962/quicFactshtml>]. [update 2010 june 22].
34. Winter AD. *Biomechanics and motor control of human movement.* Waterloo: Wiley-Interscience; 1990.
35. Yildiz Y, Aydin T, Sekir U, Hazneci B, Komurcu M, Kalyon TA. Peak and end range eccentric evertor/concentric invertor muscle strength ratios in chronically unstable ankles: comparison with healthy individuals. *Med Sci Sports.* 2003;2:70-86.
36. David P, Halimi M, Mora I, Doutrelot PL, Petitjean M. Isokinetic testing of evertor and invertor muscles in patients with chronic ankle instability. *J Appl Biomech.* 2013;29:696-704.
37. Beck TW. The importance of a priori sample size estimation in strength and conditioning research. *J Strength Cond Res.* 2013;27:2323-37.
38. Junge A, Langevoort G, Pipe A, et al. Injuries in team sport tournaments during the 2004 olympic games. *Am J Sports Med.* 2006;34:565-76.
39. Woods C, Hawkins R, Hulse M, Hodson A. The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football: an analysis of ankle sprains. *Br J Sports Med.* 2003;37:233-38.

40. Mündermann A, Wakeling JM, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity. *Gait Posture* 2006;23:295-02.
41. Munn J, Beard DJ, Refshauge KM, et al. Eccentric muscle strength in functional ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35:245-50.
42. Greene TA, Roland GC. Acomparative isokinetic evaluation of a functional ankle orthosis on talocrural function. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1969;11:245-52.
43. Paris DL, Sullivan SJ. Isometric Strength of rearfoot inversion and eversion in nonsupported, taped, and braced ankles assessed by a handheld dynamometer. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1992;15:229-35.
44. Ashton-Miller JA, Ottaviani RA, Hutchinson C, Wojtys EM. What best protects the inverted weight bearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favourably with shoe height, athletic tape and three orthoses. *Am J Sports Med.* 1996;24:800-9.
45. Konradsen L, Peura G, Beynnon G, Renstrom P. Ankle eversion torque response to sudden ankle inversion torque response in unbraced, braced, and pre-activated situations. *J Orthop Res.* 2005;23:315-21.

Agradecimentos

Os autores agradecem o financiamento da Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado São Paulo (FAPESP) e do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

Conflitos de interesse

Os autores certificam que não há conflito de interesse com qualquer organização financeira em relação ao material discutido no manuscrito.

ENDEREÇO
Alex Castro
Faculdade de Educação Física
Universidade Estadual de Campinas
Av. Érico Veríssimo, 701
13083-851 - Campinas - SP - BRASIL
e-mail: ax.castro@yahoo.com.br

Recebido para publicação: 02/07/2015
Revisado: 24/09/2015
Aceito: 09/10/2015