

Efeito da simulação do jogo de basquetebol sobre o pico de torque e razão funcional dos músculos estabilizadores do tornozelo

Effect of basketball match simulation on peak torque and functional torque ratio of stabilizing muscle of the ankle

CASTRO A, CROZARA LF, KARUKA AH, SPINOSO DH, HALLAL CZ, MARQUES NR, GONÇALVES M. **Efeito da simulação do jogo de basquetebol sobre o pico de torque e razão funcional dos músculos estabilizadores do tornozelo.** R. bras. Ci. e Mov 2011;19(4):68-76.

RESUMO: O presente estudo teve por objetivo analisar o efeito de simulação do jogo de basquetebol sobre o pico de torque (PT) dos músculos eversores e inversores do tornozelo e a razão de torque funcional eversor excêntrico/inversor concêntrico (EVE_{EXC}/INV_{CON}). Dez basquetebolistas universitários saudáveis, sem instabilidades mecânicas ou funcionais no tornozelo realizaram uma simulação do jogo de basquetebol a partir de um teste laboratorial. O teste foi composto por uma sucessão de esforços físicos intensos e breves distribuídos igualmente em quatro períodos de 10 minutos cada, considerando demandas mecânicas e fisiológicas de um jogo de basquetebol. Previamente ao início do teste (Avaliação 1) e após o 2º (Avaliação 2) e o 4º (Avaliação 3) período, foram realizadas cinco contrações isocinéticas máximas concêntricas e excêntricas dos grupos musculares eversores e inversores do tornozelo, separados por dois minutos de intervalo, nas velocidades de 60°/s e 120°/s. Após a verificação da normalidade de distribuição dos dados com o teste Shapiro-Wilk, utilizou-se o teste ANOVA *medidas repetidas* e o teste post-hoc de *Bonferroni* para a comparação das variáveis entre as avaliações. Adotou-se $p < 0.05$. Não houve diferença significativa para a razão EVE_{EXC}/INV_{CON} entre as avaliações realizadas. Entretanto, verificou-se declínio do PT EVE_{EXC} a 60°/s e 120°/s para a Avaliação 1 quando comparada à Avaliação 2. Para o PT INV_{CON} observou-se redução dos valores em relação à Avaliação 1, quando comparados à Avaliação 2 e à Avaliação 3 a 60°/s e à Avaliação 3 a 120°/s. Diante destes resultados, conclui-se que o progresso da simulação do jogo de basquetebol promove redução do PT dos músculos eversores e inversores do tornozelo.

Palavras-chave: Entorses e Distensões; Força Muscular; Instabilidade Articular; Dinamômetro Isocinético.

ABSTRACT: The aim of this study was to analyze the effect of Basketball match work simulation on peak torque (PT) of ankle evertor and inverter muscles and on eccentric evertor/concentric inverter torque ratio (EVE_{ECC}/INV_{CON}). Ten healthy college basketball players, without mechanics or functional ankle instability performed a laboratory-based protocol representative of work rates observed during basketball match-play. The test was composed of a succession of intermittent physical effort equally distributed in four periods of 10 minutes each, considering the mechanical and physiological demands of a basketball match-play. Prior to the start of the trial (Evaluation 1) and after 2º (Evaluation 2) and 4º (Evaluation 3) period, the subjects performed five maximal isokinetic concentric and eccentric contractions of ankle invertors and evertors muscles, separated by two minutes rest, at 60 °/s and 120 °/s. After testing for normality of data distribution with the Shapiro-Wilk test, was used the ANOVA *repeated measures* and post-hoc *Bonferroni* test for comparison of variables between assessments. Was adopted $p < 0.05$. There was no significant difference for EVE_{ECC}/INV_{CON} torque ratio between assessments. However, there was a decrease in PT EVE_{ECC} at 60°/s and 120°/s for the Evaluation 2 when compared to Evaluation 1. There was a reduction of PT INV_{CON} values in relation to Evaluation 1, compared to Evaluation 2 and to Evaluation 3 at 60°/s and to Evaluation 3 at 120°/s. Given these results, we conclude that the progress of simulation basketball match-play lead a reduction on PT of the ankle evertors and invertors muscles.

Key words: Sprains and Strains; Muscle Strength; Joint Instability; Isokinetic Dynamometer.

Alex Castro¹
Luciano F. Crozara¹
Aline H. Karuka¹
Déborah H. Spinoso¹
Camilla Z. Hallal¹
Nise R. Marques¹
Mauro Gonçalves¹

¹Universidade Estadual Paulista -
Campus de Rio Claro

Enviado em: 14/07/2011
Aceito em: 16/06/2012

Contato: Alex Castro - ax.castro@yahoo.com.br

Introdução

Dentre as lesões esportivas, aquelas relacionadas à articulação do tornozelo são as mais comuns e representam 12-30% do total de lesões, particularmente nos esportes que envolvem salto e aterrissagem¹⁻³. Deste total de lesões, as entorses com conseqüentes lesões nos ligamentos correspondem a 80% das ocorrências sendo que de todas as entorses de tornozelo que ocorrem durante as atividades esportivas, 41.1% são registradas durante a prática do basquetebol^{3,4}. Estudos indicam que 53,7% do total do tempo perdido devido a uma lesão nesta modalidade estão relacionados às lesões de tornozelo, sendo identificado cerca de quatro lesões de tornozelo a cada 1000 participações de jogadores de basquetebol em competições⁵.

Neste sentido, a grande demanda física, tática e técnica requerida pelo basquetebol, assim como as altas cargas impostas sobre os atletas durante o jogo predisõem os mesmos a um processo de fadiga que somado ao frequente contato corporal entre adversários e alterações do equilíbrio muscular sobre uma articulação, aumentam o índice de lesões^{6,7}.

Tem sido relatado que o déficit de força e o desequilíbrio na ação muscular com conseqüente instabilidade articular estão associados à possibilidade de lesões nos tornozelos, principalmente quando há desenvolvimento do processo de fadiga muscular^{6,8,9}. Este fenômeno, combinado a cargas extremas, tais como durante uma partida completa de basquetebol, é capaz de promover o declínio da força dos músculos estabilizadores do tornozelo o qual pode comprometer a sustentação musculoesquelética e a manutenção da integridade física articular^{9,10}. Entretanto, devido ao dinamismo e característica intermitente desta modalidade durante as situações reais do jogo, a avaliação da performance muscular torna-se limitada.

Diante desta realidade, a avaliação isocinética tem sido sugerida como uma ferramenta precisa para o diagnóstico de déficits de força muscular e desequilíbrio entre grupos musculares eversores e inversores do tornozelo, os quais são indicadores da estabilidade articular e podem contribuir para a identificação de

fatores de risco associados à ocorrência de entorses de tornozelo em atletas de basquetebol^{11,12}.

Portanto, na tentativa em melhor compreender os fatores de riscos que contribuem para a ocorrência de entorses de tornozelo em indivíduos saudáveis e a dificuldade em analisar as demandas musculares durante situações reais de jogo^{2,13}, o presente estudo tem por objetivo analisar o efeito de uma simulação do jogo de basquetebol sobre o PT dos músculos eversores e inversores do tornozelo e a razão de torque funcional eversor excêntrico/inversor concêntrico (EVE_{EXC}/INV_{CON}). Foi levantada a hipótese de que o exercício de simulação da carga de trabalho do jogo de basquetebol comprometerá a produção de torque e a razão EVE_{EXC}/INV_{CON} dos músculos estabilizadores do tornozelo.

Materiais e Métodos

Dados da Amostra

Participaram deste estudo 10 basquetebolistas universitários (Tabela 1), saudáveis, com no mínimo seis anos de experiência na modalidade, frequência de treinamento de duas a três vezes semanais, sem lesões nos tornozelos nos últimos seis meses e sem instabilidades mecânicas ou funcionais de tornozelo¹⁴⁻¹⁶.

Todos os sujeitos assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e receberam todas as orientações sobre as atividades a serem realizadas durante o experimento. O presente estudo foi antecipadamente submetido e aceito pelo Comitê de Ética em pesquisa local, conforme Protocolo N° 014/2011.

Procedimentos Experimentais

O protocolo experimental constituiu-se de duas etapas, separadas por um período de 48 a 72 h. Na primeira etapa os sujeitos responderam a um questionário de anamnese, desenvolvido especificamente para este estudo e em seguida foram realizadas a coleta de dados pessoais e a avaliação clínica. Na avaliação clínica, foram realizados os testes clínicos de gaveta anterior do tornozelo e inclinação talar para a identificação da instabilidade mecânica^{14,16}. A instabilidade funcional foi avaliada utilizando-se um questionário validado e

específico para este fim (Cumberland Ankle Instability Tool)¹⁵. O questionário foi estruturado de maneira a identificar instabilidade no tornozelo em diferentes atividades, tais como correr, saltar sobre um único pé e descer escadas. As nove questões propostas geram uma

pontuação total de zero a 30 para cada tornozelo. Este questionário permitiu discriminar a capacidade funcional do tornozelo e mensurar a gravidade da instabilidade. São considerados como saudáveis e foram incluídos no presente estudo, indivíduos com pontuação superior a 23.

Tabela 1. Características físicas dos sujeitos. Médias e desvios padrão (\pm)

Idade (anos)	Estatura (cm)	MC (Kg)	GC (%)	ADM EVE (°)	ADM INV (°)
19,82 (1,94)	181,5 (9,47)	80,57 (9,73)	13,93 (5,34)	22,4 (3,8)	28,2 (4,8)

Amplitude de Movimento em Eversão no dinamômetro isocinético (ADM EVE); Amplitude de Movimento em Inversão no dinamômetro (ADM INV); Massa Corporal (MC); Gordura Corporal (GC).

A dominância de membro inferior foi determinada conforme três testes funcionais específicos: teste de chutar uma 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 repetições foi definido como dominante. A sequência dos três testes foi determinada de maneira aleatória para cada sujeito¹⁷.

Para a individualização das avaliações isocinéticas, foi verificada a máxima amplitude ativa dos movimentos de inversão e eversão do tornozelo, determinada para cada sujeito com utilização de goniômetro e reduzida em 10% no dinamômetro isocinético para evitar as limitações da produção de força excêntrica ao fim da máxima amplitude ativa de movimento¹⁸.

Após, os sujeitos foram familiarizados ao ambiente de coleta e aos testes a serem realizados. A familiarização consistiu em realizar o percurso completo do protocolo de simulação de jogo uma única vez e duas sessões das avaliações isocinéticas.

Durante a segunda etapa os sujeitos realizaram cinco minutos de aquecimento a 75 W e 70-80 rpm em bicicleta ergométrica Biotec 2100 (Cefise®, Nova Odessa, BRA) previamente à realização da primeira avaliação isocinética e simulação de jogo¹⁹.

Para a aquisição das variáveis a serem analisadas foram realizadas avaliações isocinéticas dos músculos eversores e inversores do tornozelo, previamente à simulação de jogo e imediatamente após o segundo e quarto período da mesma, correspondentes aos intervalos de um jogo de basquetebol.

Avaliação Isocinética

O PT concêntrico e excêntrico durante a inversão e eversão do tornozelo do membro inferior dominante foram obtidos por dinamômetro isocinético System 4 Pro (Biodex®, New York, USA). O membro dominante foi analisado devido às lesões de tornozelo ser duas vezes mais frequentes neste, em relação ao membro não dominante^{20,21}.

O sujeito foi posicionado sentado na cadeira do dinamômetro isocinético, fixado por meio de cintos de segurança que cruzaram o tórax e o quadril, a fim de manter a estabilidade corporal durante o esforço máximo. A inclinação do encosto da cadeira foi mantida fixa em ângulo de 70° e o joelho da perna de teste em ângulo de 110° de flexão, sendo a perna correspondente posicionada paralelamente ao solo. A articulação do tornozelo foi mantida em 10° de flexão plantar e a articulação subtalar em posição neutra de maneira a coincidir com o eixo de rotação do dinamômetro isocinético^{17,22-24}.

As avaliações isocinéticas constituíram três contrações submáximas seguidas por cinco contrações isocinéticas máximas concêntricas e excêntricas de inversão e eversão do tornozelo nas velocidades angulares de 60°/s e 120°/s. Foram considerados dois minutos de intervalo entre as séries de inversão e eversão do tornozelo^{23,25}. As velocidades e os padrões de movimento (eversão e inversão) foram determinados aleatoriamente para cada período analisado da simulação de jogo.

Simulação do Jogo de Basquetebol

A simulação de jogo consistiu em um teste composto por uma sucessão de esforços físicos intensos e

breves distribuídos igualmente em quatro períodos de 10 minutos cada, com intervalos de dois minutos entre o primeiro e o segundo períodos e entre o terceiro e quarto períodos. O intervalo entre o segundo e terceiro períodos do protocolo foi de 15 minutos²⁶. Este teste foi elaborado considerando a literatura científica relativa à dinâmica do jogo de basquetebol e demandas mecânicas e fisiológicas deste esporte²⁷⁻³⁰ (Figura 1).

Para tanto, foi demarcado no solo um retângulo, sobre o qual, foram executados movimentos específicos (sprints frontais, deslocamentos laterais e mudanças de direção). Após um sinal sonoro emitido por um sistema de fotocélulas Speed Teste Telemetric (Cefise[®], Nova Odessa, BRA), também utilizado para o registro das velocidades de deslocamento, o participante iniciou o teste com o sprint frontal sobre a lateral 1 (3m), seguindo por mudança de direção e sprint frontal sobre a lateral 2 (4m) do retângulo. Ao chegar ao fim da lateral 2 prosseguiu com o deslocamento lateral, sobre a diagonal 3 (5m) do retângulo em direção à posição inicial. Os participantes foram orientados a realizar todos os deslocamentos e mudanças de direção em menor tempo possível. Após retornar à posição inicial, foram considerados 3 s de pausa seguidos por sinal sonoro e reinício do percurso em direção contrária a realizada anteriormente. Este procedimento foi realizado consecutivamente durante 40 s, seguidos por pausa de 30 s.

Imediatamente ao final desta pausa, teve início uma sucessão de corridas em esteira (Inbramed[®], Gravataí, BRA) com o objetivo de simular as variações nas velocidades de corrida e as distâncias percorridas nestas velocidades pelos atletas durante o jogo de basquetebol^{27,28,30,31}. O participante iniciou sobre a esteira e realizou a seguinte sequência de ações: corrida a 15 km/h (corrida média) por 20 s; salto vertical máximo em solo; pausa de 20 s; corrida a 11 km/h (corrida lenta) por

10 s; corrida a 19 km/h (corrida rápida) por 10 s; salto vertical máximo; pausa de 20 s; andar a 3,6 km/h (passo) por 10 s; corrida lenta por 10 s; salto vertical máximo; e pausa de 20 s. Todos os intervalos de tempo foram monitorados por um avaliador experiente com a utilização de cronômetro.

Os procedimentos descritos foram realizados seis vezes consecutivas, totalizando 600 s (10 min) de ação e 540s (9 min) de pausas, representando um período do jogo de basquetebol. Para a representação completa do jogo, foram realizados quatro períodos de 10 min (Figura 1). Para a análise das alterações na intensidade de exercício, a frequência cardíaca (FC) foi mensurada por meio de frequencímetro RS100 (Polar[®], Kempele, FIN) ao fim de cada ação realizada em esteira (corridas) e solo (deslocamentos e saltos).

Análise dos Dados

A partir dos registros de torque isocinético, determinou-se os valores de PT e foi realizado o cálculo das razões funcionais conforme proposto por Aagaard *et al.*³² e Yildiz *et al.*²¹. A razão EVE_{EXC}/INV_{CON} para inversão do tornozelo foi determinada pelo PT excêntrico dos músculos eversores dividido pelo PT concêntrico dos músculos inversores.

As variáveis dependentes relativas ao PT e a razão EVE_{EXC}/INV_{CON} foram analisadas estatisticamente no software SPSS (*Statistical Package for Social Sciences*) 18.0. Após a verificação da normalidade de distribuição dos dados com o teste Shapiro-Wilk, utilizou-se o teste ANOVA *medidas repetidas* para a análise de variância entre as avaliações realizadas. Quando a análise de variância apresentou significância, o teste post-hoc de *Bonferroni* foi utilizado para indicar as diferenças. Adotou-se $p < 0,05$.

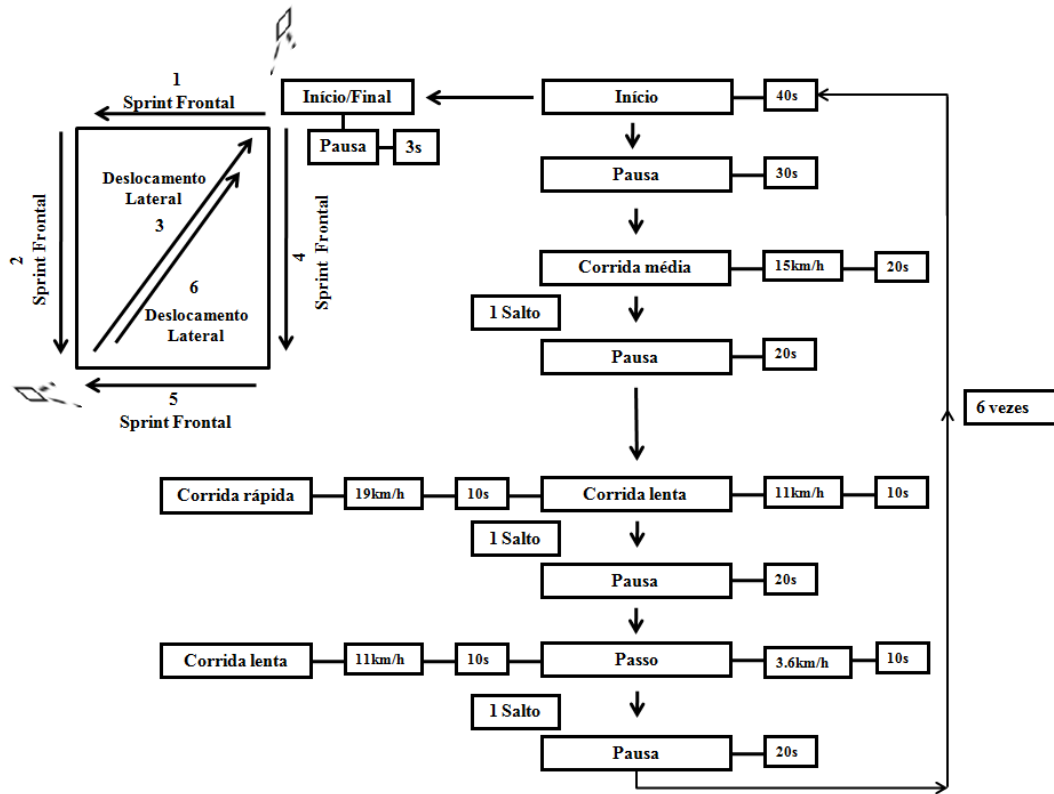


Figura 1. Protocolo de simulação da intensidade do jogo de basquetebol.

Resultados

A Tabela 2 apresenta os valores de PT e a razão EVE_{EXC}/INV_{CON} obtidos previamente à simulação do jogo de basquetebol (Avaliação 1) e após o segundo e quarto períodos (Avaliação 2 e Avaliação 3, respectivamente) da mesma. Nenhuma diferença significativa foi encontrada para a razão EVE_{EXC}/INV_{CON} entre as avaliações realizadas durante a simulação do jogo de basquetebol. No entanto, verificou-se diferença significativa para o PT EVE_{EXC} a 60°/s e 120°/s ($p = 0,069$ e $p = 0,047$, respectivamente) e para o PT INV_{CON} a 60°/s e 120°/s ($p = 0,016$ e $p = 0,019$).

Desta forma, observou-se uma redução de 8% para os valores de PT EVE_{EXC} a 60°/s e 120°/s ($p = 0,001$ e $p = 0,03$, respectivamente) quando a Avaliação 1 foi comparada à Avaliação 2. Enquanto que, para o PT INV_{CON} a 60°/s foi verificado redução de 10% e 15%, quando a Avaliação 1 foi comparada à Avaliações 2 ($p = 0,011$) e à Avaliação 3 ($p = 0,038$), respectivamente. A 120°/s o PT INV_{CON} reduziu 9% quando a Avaliação 1 foi comparada à Avaliação 3 ($p = 0,002$).

Tabela 2. Valores médios ($\pm DP$) de pico de torque ($N.m^{-1}$) e razão EVE_{EXC}/INV_{CON} obtidos a 60°/s e 120°/s.

Avaliação	60°/s			120°/s		
	EVE_{EXC}	INV_{CON}	Razão	EVE_{EXC}	INV_{CON}	Razão
1	32,6 (3,6)*	37,4 (10,1) ^{#*}	0,93 (0,24)	32,5 (4,4)*	36,7 (7,8) [#]	0,92 (0,20)
2	30,0 (3,9)	34,0 (9,9)	0,93 (0,26)	30,2 (3,0)	33,7 (9,9)	0,97 (0,30)
3	28,8 (3,9)	32,0 (8,6)	0,91 (0,21)	28,6 (4,0)	31,5 (6,8)	0,92 (0,25)

Eversor excêntrico (EVE_{EXC}); Inversor concêntrico (INV_{CON}); Pico de Torque (PT). * $p < 0,05$ quando comparado à Avaliação 2. [#] $p < 0,05$ quando comparado à Avaliação 3.

Para os valores de FC, obtidos durante a simulação de jogo, verificou-se os valores de $160,1 \pm 4,9$, $163,6 \pm 5,5$, $161,1 \pm 6,3$ e $162,9 \pm 6,9$ bpm para o primeiro, segundo, terceiro e quarto períodos, respectivamente. Durante a simulação de jogo a FC oscilou entre $135,5 \pm 9,5$ bpm e $178,1 \pm 6,2$ bpm, sendo registrado o valor médio de $162,0 \pm 5,5$ bpm, correspondente a $91,0 \pm 1,9$ % da FC máxima atingida durante os quatro períodos analisados.

Durante a simulação do jogo de basquetebol a distância total percorrida por cada sujeito foi de 6414 m, sendo que deste total: 9,4% (600 m) foi percorrida por meio de deslocamentos laterais realizados a $10,7 \pm 0,3$ km/h; 13,1% (840 m) por meio de sprints frontais a $14,2 \pm 0,6$ km/h; 3,7% (240 m) por meio do passo a 3,6 km/h; 22,9% (1467 m) pela corrida lenta a 11 km/h; 31,2% (2000 m) pela corrida média a 15 km/h; e 19,8% (1267 m) pela corrida rápida a 19 km/h.

Discussão

Pouco é conhecido sobre os efeitos agudos da prática esportiva sobre as demandas musculares^{13,10}, particularmente sobre a produção de torque e razão funcional dos músculos estabilizadores do tornozelo os quais são fortemente associados à ocorrência de lesões nesta articulação^{11,12}. Desta forma, verificou-se no presente estudo que o teste de simulação da intensidade do jogo de basquetebol comprometeu a produção de torque dos músculos eversores e inversores do tornozelo sem alterar a razão funcional entre os mesmos.

Neste sentido, o protocolo de exercício proposto buscou representar as intensidades de corrida, a distância total percorrida nestas intensidades, o tempo de ações realizadas com a posse de bola em jogo, o tempo das pausas, o número de saltos, mudanças de direção e a FC, frequentemente registrados durante um jogo completo de basquetebol^{27,28,30}.

Considerando a característica intermitente predominante do basquetebol, no qual ações de grande explosão são alternadas com corridas rápidas e lentas, os quatro tipos de deslocamento mais utilizados neste esporte foram selecionados para a composição do

protocolo proposto, ou seja: passo (até 1 m/s), corrida lenta (entre 1 e 3 m/s), corrida média (entre 3 e 5 m/s) e corrida rápida (deslocamento acima de 5 m/s), sendo que 24%, 33%, 26% e 15% representam, respectivamente, os percentuais da distância total percorrida por um jogador durante um jogo completo (40 min) de basquetebol utilizando esses tipos de deslocamentos^{27,28,30}.

Estudos têm verificado que a FC média durante um jogo de basquetebol pode variar de 162-171 bpm que corresponde, aproximadamente, a 88-93% da FC máxima atingida durante a partida^{28,29,30,33}. Estas evidências confirmam a similaridade entre a intensidade real do jogo de basquetebol e a intensidade imposta no protocolo proposto neste estudo, no qual foi registrado FC média de 162 bpm, correspondente a 91% da FC máxima atingida durante o teste.

Ademais, a distribuição entre as ações e pausas durante o protocolo proposto predominam em intervalos que oscilam entre 1-40 s e 1-20 s. Cerca de 80% das posses de bola e 76% das pausas em um jogo se situam em intervalos que oscilam entre 1s e 40 s. Dentre o número de ações e pausas que ocorrem neste intervalo, aproximadamente, 70% delas estão compreendidas entre 1s e 20 s²⁷. A distância total percorrida e o número de saltos realizados em nosso protocolo, também se aproximam aos valores encontrados por estudos que analisaram estas demandas durante o jogo de basquetebol. Brandão²⁷ e Scalet e Misuta³⁴ verificaram que durante um jogo de basquetebol, em campeonatos nacionais brasileiros, os atletas percorrem distâncias superiores a 5000 m, podendo chegar a, aproximadamente, 6600 m e executam entre 47-65 saltos^{6,27}. Em nosso estudo, após a realização completa do protocolo de simulação da intensidade do jogo de basquetebol cada atleta percorreu, aproximadamente, 6414 m e executaram 72 saltos.

Embora o protocolo de exercício proposto neste estudo mostrou-se capaz de atender aos parâmetros de intensidade característicos de um jogo de basquetebol, limitações são evidentes ao reproduzir condições reais do esporte. Neste protocolo não foi possível inserir o drible com bola, o cesto ou ainda a presença de adversários. Contudo, este protocolo não teve por objetivo reproduzir

um jogo de basquetebol e sim representar ao máximo a intensidade imposta sobre um atleta durante uma partida completa, em ambiente laboratorial, de maneira a garantir o controle experimental. Outro fator que certamente aumentaria a fidedignidade do teste aqui apresentado seria a inclusão de análises metabólicas para maior controle da intensidade de exercício e ainda testes máximos a fim de obter valores de referência para a relativização das variáveis encontradas no protocolo de simulação de jogo.

Após o protocolo de simulação do jogo de basquetebol, não foram encontradas diferenças significativas ao analisar a razão EVE_{EXC}/INV_{CON} a 60°/s e 120°/s. Outros autores têm relatado que durante o exercício intermitente, quando a carga de trabalho necessita ser mantida por longo período de tempo, há desenvolvimento de fadiga muscular com consequente redução da força, requerendo regulação dos padrões de atividade neuromuscular a fim de manter a funcionalidade normal do tornozelo^{10,13,24,35}. Tais constatações corroboram com os resultados encontrados no presente estudo ao ser verificada redução concomitante dos valores de pico de EVE_{EXC} e INV_{CON} sem alteração nos valores da razão EVE_{EXC}/INV_{CON} entre os períodos analisados. Além disso, em nosso protocolo não havia a possibilidade da tomada de decisão e escolha de realização de movimentos específicos como na prática real do basquetebol, fato que poderia induzir a um requerimento muscular seletivo com consequente desequilíbrio de força entre músculos antagonistas^{36,37}.

Yildiz *et al.*²⁴ encontraram diferenças significativas entre indivíduos saudáveis e com instabilidade no tornozelo quando a razão EVE_{EXC}/INV_{CON} foi analisada aos 15° e 20° da amplitude do movimento de inversão. Neste estudo, foi utilizado o PT absoluto para o cálculo da razão funcional, que embora seja frequentemente utilizado para a determinação de razões musculares do tornozelo, pode ser um parâmetro menos sensível à identificação de diferenças nas razões funcionais a partir do protocolo de exercício proposto^{23,38}.

Os valores compreendidos entre 0,92-0,93 para a razão EVE_{EXC}/INV_{CON} , nas velocidades de contração

isocinética de 60°/s e 120°/s, respectivamente, foram obtidos a partir de uma população composta, exclusivamente, por atletas universitários jogadores de basquetebol, sem lesões nos tornozelos nos últimos seis meses e sem instabilidade mecânica ou funcional. No entanto, nossos resultados, não inferiores aos encontrados por Yildiz *et al.*²⁴ que, para a mesma razão funcional, em indivíduos saudáveis fisicamente ativos, verificaram o valor de 1,9 à 120°/s. Tais discrepâncias parecem ser decorrentes de adaptações específicas promovidas pelos movimentos e treinamento característicos do basquetebol que podem induzir a uma solicitação muscular seletiva em função das ações táticas e técnicas desempenhadas pelos atletas^{11,36}, assim como por alterações decorrentes dos diferentes equipamentos e posicionamento dos sujeitos, utilizados entre os estudos²⁴.

Por outro lado, a fraqueza muscular, a perda de força e a fadiga dos músculos eversores e inversores do tornozelo têm sido fortemente associados à instabilidade articular e à predisposição à ocorrência de lesões por entorse do tornozelo^{8,9,11,23,25,39}. Estudos têm verificado que a instabilidade do tornozelo pode estar associada, particularmente, aos déficits de força muscular INV_{CON} ²⁵, EVE_{EXC} ²⁴, EVE_{EXC} e INV_{CON} ²³, EVE_{EXC} e EVE_{CON} ¹² do tornozelo. Os valores inferiores de PT EVE_{EXC} e INV_{CON} registrados após o segundo e quarto período da simulação de jogo em relação à condição inicial se assemelham à diferença encontrada entre indivíduos com instabilidade do tornozelo e indivíduos saudáveis^{25,40,41}. Assim, o jogo de basquetebol parece promover, sobre o tornozelo dos atletas saudáveis, uma condição semelhante à instabilidade a qual pode aumentar os riscos para a ocorrência de entorse com o progresso do jogo.

O déficit muscular EVE_{EXC} e INV_{CON} , evidenciado pelo declínio do PT durante a simulação de jogo, em indivíduos saudáveis, confirmam os resultados encontrados por Gutierrez *et al.*⁸ e Sandrey e Kent⁹ que encontram redução similar da capacidade de gerar força dos músculos eversores e inversores do tornozelo após protocolos de fadiga durante ações isocinéticas máximas. Sandrey e Kent⁹ verificaram que o declínio da força dos músculos estabilizadores do tornozelo, em situações de

fadiga, pode comprometer a capacidade em determinar a sensibilidade de posicionamento articular. Devido à fadiga, os mecanorreceptores musculares, principalmente os fusos neuromusculares dos músculos eversores, são comprometidos de maneira que as informações referentes à sensibilidade de posicionamento articular não sejam transmitidas precisamente ao cérebro ou o músculo fatigado não responda aos sinais neurais eferentes^{12,42}. Assim, os mecanismos de ativação dos músculos eversores, particularmente dos fibulares que atuam excêntrica durante a inversão, podem não responder suficientemente rápido e predispor o indivíduo a uma entorse de tornozelo durante o jogo de basquetebol^{8,42}.

Desta forma, o declínio do PT evidente durante a simulação de jogo, parece ser decorrente de um processo de instalação da fadiga muscular inerente ao protocolo proposto e possivelmente ao jogo de basquetebol.

Conclusões

A partir dos resultados obtidos pode-se concluir que o exercício realizado em intensidade correspondente ao jogo de basquetebol promove redução da força dos músculos eversores e inversores do tornozelo, a qual foi observada pelo declínio do pico de torque EVE_{EXC} e INV_{CON} , sem alterar a razão funcional EVE_{EXC}/INV_{CON} . Estes resultados apresentam importantes implicações para a prevenção e compreensão das entorses de tornozelo em indivíduos saudáveis e do aumento dos riscos de lesões de tornozelo com o progresso do jogo de basquetebol.

Sugere-se que estudos futuros verifiquem o efeito do exercício em intensidades correspondentes às situações reais de jogo, sobre outras variáveis que também possam interferir na estabilidade articular e que permitam melhor explicar as alterações na produção de força muscular sobre o tornozelo, tais como parâmetros eletromiográficos e as forças de reação do solo.

Agradecimentos

A FAPESP pelo apoio financeiro (Processo: 2010/06764-4; Processo: 2010/10886-8).

Ao CNPq pelo apoio financeiro (Processo: 557966/2009-4).

Referências

1. Darrow CJ, Collins CL, Yard EE, Comstock DR. Epidemiology of severe injuries among united states high school athletes: 2005-2007. **Am J Sports Med.** 2009; 37: 1798-1805.
2. 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: 309-317.
3. Waterman BR, Owens BD, Davey S, Zacchilli MA, Belmont Jr PJ. The Epidemiology of Ankle Sprains in the United States. **J Bone Joint Surg Am.** 2010; 92: 2279-2284.
4. Fong DTP, Man CY, Yung PSH, Cheung SY, Chan KM. Sport-related ankle injuries attending an accident and emergency department. **Injury.** 2008; 39: 1222-7.
5. McKay GD, Goldie PA, Payne WR, Oakes BW. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. **Br J Sports Med.** 2001; 35: 103-108.
6. De Rose Junior D, Tricoli, V. (Eds.). **Basquetebol: uma visão integrada entre ciência e prática.** Barueri: Manole, 2005.
7. Fonseca ST, Ocarino JM, Silva PLP, Bricio RS, Costa CA, Wanner LL. Caracterização da performance muscular em atletas profissionais de futebol. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte.** 2007; 13: 143-147.
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. Sandrey M, Kent TE. The Effects of eversion fatigue on frontal plane joint position sense in the ankle. **J Sport Rehabil.** 2008; 17: 257-268.
10. Rahnama N, Reilly T, Lees A, Graham-Smith P. Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer. **J Sports Sci.** 2003; 21: 933-942.
11. Ersoz M, Atalay NS, Kumbara F, Akyuz M. Investigation of effect of age, gender and limb dominance on ankle evertor/invertor peak torque ration of healthy volunteers. **Journal of Physical Therapy Science.** 2009; 21: 263-267.
12. Wrighta J, Ballb N, Wooda L. Fatigue, H/Q ratios and muscle coactivation in recreational football players. **Isokinet Exerc Sci.** 2009; 17: 161-167.
13. Rahnama N, Lees A, Reilly T. Electromyography of selected lower-limb muscle fatigue by exercise at the intensity of soccer match-play. **J Electromyogr Kinesiol.** 2006; 16: 257-263.
14. Hockenbury RT, Sammarco GJ. Evaluation and treatment of ankle sprains. Clinical recommendations for a positive outcome. **Phys Sportsmed.** 2001; 29: 57-64.
15. Noronha M, Refshauge KM, Kilbreath SL, Figueiredo VG. Cross-cultural adaptation of the Brazilian-Portuguese version of the Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT). **Disabil Rehabil.** 2008; 30: 1959-1965.

16. Safran MR, Benedetti RS, Bartolozzi Iii AR, Mandelbaum BR. Lateral ankle sprains: a comprehensive review. part 1: etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis. **Med Sci Sports Exerc.** 1999; 31: S429-37.
17. 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: 42-49.
18. Marques AP. Ângulos articulares dos membros superiores. In: Manual de goniometria. 2º ed. São Paulo: Manole; 2003. 18-20.
19. Van Cingel HER, 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: 171-177.
20. Ashton-Miller JA, Ottaviani RA, Hutchinson C, Wojtys EM. What best protects the inverted weight bearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape and three orthoses. **Am J Sports Med.** 1996; 24: 800-809.
21. Yeung MS, Chan KM, So CH, et al. An epidemiological survey on ankle sprain. **British Journal of Sports Medicine** 1994;2:112-116.
22. Andrews J, Harrelson GL, Wilk KE. Reabilitação física das lesões desportivas. 2ª ed. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan; 2000.
23. 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.** 1999A; 33: 255-258.
24. Yildiz Y, Aydin T, Sekir U, Hazneci B, Komurcu M, Kalyon T. A. Peak and end range eccentric evertor/concentric invertor muscle strength ratios in chronically unstable ankles: comparison with healthy individuals. **J Sports Sci Med.** 2003; 2: 70-76.
25. Sekir U, Yildiz Y, Hazneci B, Ors F, Aydin T. Effect of isokinetic training on strength, functionality and proprioception in athletes with functional ankle instability. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.** 2007; 15: 654-664.
26. International Basketball Federation (FIBA). Disponível em <http://www.fiba.com/pages/eng/fc/FIBA/quicFact/p/openNodeIDs/962/selNodeID/962/quicFacts.html>. Acesso em 22 de junho, 2010.
27. Brandão E. Caracterização estrutural dos parâmetros de esforço no jovem basquetebolista. **Revista Horizonte.** 1992; 52: 135-140.
28. Abdelkrim N, El Fazaa S, El Ati J. Time-motion analysis and physiological data of elite under-19-year-old basketball players during competition. **Br J Sports Med.** 2007; 41: 69-75.
29. Matthew D, Delextrat A. Heart rate, blood lactate concentration, and time-motion analysis of female basketball players during competition. **J Sports Sci.** 2009; 27: 813-821.
30. Narazaki K, Berg K, Stergiou N, Chen B. Physiological demands of competitive basketball. **Scand J Med Sci Sports.** 2009; 19: 425-432.
31. Delextrat A, Cohen D. Physiological testing of basketball players: toward a standard evaluation of anaerobic fitness. **J Strength Cond Res.** 2008; 22: 1066-72.
32. Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K. Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. **Acta Physiol Scand.** 1998; 154: 421-427.
33. Montgomery PG, Pyne DB, Minahan CL. The physical and physiological demands of basketball training and competition. **Int J Sports Physiol Perform.** 2010; 5: 75-86.
34. Scalet IB, Misuta MS. Análise de deslocamentos de jogadores de basquetebol. In: III Congresso de Iniciação Científica em Educação Física, 2011, São Paulo. **Anais do III Congresso de Iniciação Científica em Educação Física.** São Paulo, 2011.
35. Snyder-Mackler L, Fitzgerald GK, Bartolozzi AR, Ciccotti MG. The relationship between passive joint laxity and functional outcome after anterior cruciate ligament injury. **Am J Sports Med.** 1997; 25: 191-195.
36. Alonso AC, Greve JMD, Macedo OG, Pereira CAM, Souza PCM. Avaliação isocinética dos inversores e eversores de tornozelo: estudo comparativo entre atletas de futebol e sedentários normais. **Rev Bras Fisioter.** 2003; 7: 195-199.
37. Fousekis K, Sepis E, Vagenas G. Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age. **J Sports Sci Med.** 2010; 9: 364-373.
38. Kaminski TW, Hartsell HD. Factors contributing to chronic ankle instability: a strength perspective. **J Athl Train.** 2002; 37: 394-405.
39. Arnold BL, Linens SW, De La Motte S, Ross SE. Concentric evertor strength differences and functional ankle instability: a meta-analysis. **J Athl Train.** 2009; 44: 653-662.
40. Collado H, Coudreuse JM, Graziani F, Bensoussan L, Viton JM, Delarque A. Eccentric reinforcement of the ankle evertor muscles after lateral ankle sprain. **Scand J Med Sci Sports.** 2010; 20: 241-246.
41. Docherty C, Arnold BL. Force sense deficits in functionally unstable ankles. **J Orthop Res.** 2008; 26: 1489-93.
42. Hartsell HD, Spaulding SJ. Effects of bracing on isokinetic torque for the chronically unstable ankle. **J Sport Rehabil.** 1999B; 8: 83-98.