



Artigo original

Oscilação do centro de pressão plantar de atletas e não atletas com e sem entorse de tornozelo[☆]



André Kenzo Saito^a, Martina Navarro^{b,*}, Marcelo Faria Silva^c,
Eduardo Kenzo Arie^d e Maria Stella Peccin^e

^a Universidade Federal de São Paulo, Santos, SP, Brasil

^b Universidade Federal de São Paulo, Departamento de Oftalmologia, São Paulo, SP, Brasil

^c Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre, Porto Alegre, RS, Brasil

^d Irmandade da Santa Casa da Misericórdia de Santos, Serviço de Ortopedia, Santos, SP, Brasil

^e Universidade Federal de São Paulo, Departamento de Ciências do Movimento Humano, Santos, SP, Brasil

INFORMAÇÕES SOBRE O ARTIGO

Histórico do artigo:

Recebido em 15 de junho de 2015

Aceito em 5 de outubro de 2015

On-line em 21 de janeiro de 2016

Palavras-chave:

Traumatismos do tornozelo

Pé

Pressão

Equilíbrio postural

R E S U M O

Objetivo: Avaliar se há diferença quanto à oscilação do centro de pressão plantar em apoio unipodal entre atletas e não atletas com e sem entorse de tornozelo.

Método: Fizeram quatro avaliações estáticas e uma dinâmica em apoio unipodal descalço sobre o baropodômetro 54 voluntários, com duração de 10 segundos cada teste. Foram analisadas as variáveis área (cm²), distância (cm), oscilação anteroposterior (cm), oscilação mediolateral (cm) e velocidade média (cm/s). Foram aplicados os itens “Outros sintomas” e “Esporte e recreação” do questionário subjetivo Foot and Ankle Outcome Score (FAOS). Para a análise estatística foram usadas a ANOVA de médias repetidas (ANOVA-MR), a ANOVA multivariada (MANOVA), o *post hoc* de Tukey e o *partial eta square*.

Resultados: A ANOVA-MR revelou diferenças para distância, com efeitos principais para olhos ($p < 0,001$), joelho ($p < 0,001$), grupo ($p < 0,05$) e interação olhos e joelho ($p < 0,05$) e para a velocidade média com efeitos principais para olhos ($p < 0,001$), joelho ($p < 0,001$), grupo ($p < 0,05$) e interação olhos e joelho ($p < 0,05$). A MANOVA revelou efeitos principais de grupo para distância ($p < 0,05$), oscilação anteroposterior ($p < 0,05$) e velocidade média ($p < 0,05$). No questionário FAOS não houve diferenças (“Outros sintomas” [$p > 0,05$], “Esporte e recreação” [$p > 0,05$]).

Conclusão: Atletas apresentam maior velocidade média de oscilação do centro de pressão plantar e não apresentam, de modo geral, diferenças quanto à amplitude de oscilação nos planos sagital e coronal quando comparados com não atletas.

© 2015 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Publicado por Elsevier Editora Ltda. Este é um artigo Open Access sob uma licença CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

[☆] Trabalho desenvolvido na Arena Santos e na Universidade Federal de São Paulo (Unifesp), Laboratório de Exercícios Terapêuticos, Santos, SP, Brasil.

* Autor para correspondência.

E-mail: navarro.mna@gmail.com (M. Navarro).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.rbo.2015.10.001>

0102-3616/© 2015 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Publicado por Elsevier Editora Ltda. Este é um artigo Open Access sob uma licença CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Oscillation of plantar pressure center in athletes and non-athletes with and without ankle sprains

A B S T R A C T

Keywords:

Ankle injuries
Foot
Pressure
Postural balance

Objective: To assess whether there is any difference in the oscillation of the plantar pressure center in single-leg stance between athletes and non-athletes with and without ankle sprains.

Methods: 54 volunteers performed four static assessments and one dynamic assessment while standing on one foot on a baropodometer, barefoot, for 10 seconds in each test. The variables of area (cm²), distance (cm), anteroposterior oscillation (cm), mediolateral oscillation (cm) and mean velocity (cm/s) were analyzed. The items "other symptoms" and "sports and recreation" of the subjective Foot and Ankle Outcome Score (FAOS) questionnaire were applied. For the statistical analysis, repeated-measurement ANOVA (ANOVA-MR), multivariate ANOVA (MANOVA), Tukey's post-hoc test and partial eta squared were used.

Results: ANOVA-MR revealed differences regarding distance, with major effects for eyes ($p < 0.001$), knees ($p < 0.001$), group ($p < 0.05$) and the interaction between eyes and knees ($p < 0.05$); and regarding mean velocity with major effects for eyes ($p < 0.001$), knees ($p < 0.001$) ($p < 0.05$), group ($p < 0.05$) and the interaction between eyes and knees ($p < 0.05$). MANOVA revealed main group effects for distance ($p < 0.05$), anteroposterior oscillation ($p < 0.05$) and mean velocity ($p < 0.05$). In the FAOS questionnaire, there were no differences: "other symptoms", $p > 0.05$; and "sport and recreation", $p > 0.05$.

Conclusion: Athletes present higher mean velocity of oscillation of plantar pressure center and generally do not have differences in oscillation amplitude in the sagittal and coronal planes, in comparison with non-athletes.

© 2015 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Published by Elsevier Editora Ltda. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introdução

Lesões por entorses de tornozelo podem causar danos neuromusculares e mecânicos à articulação, predispor a recidivas, além de comprometer o controle postural e o desempenho de atividades motoras.¹⁻⁶ Considerando os efeitos dessa lesão no controle postural, indivíduos com instabilidade crônica apresentam maior tempo para estabilização em comparação com indivíduos sem lesão, embora não apresentem diferenças para as oscilações nos planos sagital e coronal. Esse último fato possivelmente ocorre devido a indivíduos com instabilidade desenvolverem estratégias compensatórias para manter o centro de pressão plantar (CPP) dentro dos limites de estabilidade.⁷

O esporte de quadra requer a execução de tarefas motoras complexas. Para execução do gesto esportivo preciso, o controle postural e a estabilidade adequados são muito importantes. Muitas vezes o atleta não está atento à superfície de apoio e, portanto, as entorses são frequentes na prática esportiva, principalmente nas modalidades de quadra,⁸⁻¹¹ podem comprometer a estabilidade e o controle postural. Quando comparados com não atletas, atletas apresentam menor variabilidade do centro de pressão, ou seja, maior estabilidade quando requisitados a permanecer de pé em apoio unipodal, sugestivo de maior exigência neuromotora em função do esporte. Outro fato é que atletas também apresentam maior velocidade média do centro de pressão, explicado a partir do princípio da ressonância estocástica (RE), que pode estar mais bem desenvolvido em atletas.¹²

A RE, no tecido muscular, é a capacidade de ruídos sensoriais potencializarem sinais sensoriomotores sublimiares de determinada região estimulada e possibilitarem a elevação do limiar, conseqüentemente sua detecção, e, portanto, responder à aferência, no caso a contração.^{13,14} Aparentemente, atletas altamente treinados, que dependem de sua estabilidade para executar uma boa ação motora, aprenderam a como fazer uso desse recurso e facilitam, portanto, uma rápida contração. No entanto, até o presente momento não se encontram estudos que investigaram o que acontece com atletas treinados, porém com histórico de entorses.

Em suma, apesar do alto índice de lesão de tornozelo por entorse na prática esportiva e da importância do controle postural, até o presente momento não há estudos que comparem controle postural entre atletas e não atletas com e sem entorse. Portanto, o objetivo do presente estudo foi o de avaliar se há diferença quanto à oscilação do CPP em apoio unipodal entre atletas e não atletas com e sem entorse de tornozelo. De acordo com o princípio da RE, hipotetizamos que atletas em geral apresentam maior velocidade média e menor amplitude de oscilação do CPP do que indivíduos não atletas.

Material e métodos

Participantes

Participaram do estudo 64 voluntários (33 homens e 31 mulheres), 35 atletas de volei sub-21 (18,93 anos \pm 0,77) com prática do esporte havia, no mínimo, dois anos e 29 indivíduos não

atletas (20,7 anos \pm 1.17). No grupo de atletas, 18 já tiveram, no mínimo, um episódio de entorse e no grupo de não atletas, 16 já apresentaram a lesão. Foram incluídos voluntários que apresentassem no mínimo um entorse em um dos tornozelos, independentemente da severidade da lesão. Foram excluídos voluntários incapazes de concluir pelo menos um dos testes, com outras lesões em membros inferiores e tronco, lesões neurológicas e entorses agudas que inviabilizaram as avaliações.

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Paulo. Todos os voluntários assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. As coletas foram feitas em ambiente laboratorial.

Desenho experimental

Os voluntários foram submetidos a avaliações estáticas (quarto testes) e dinâmica (um). Todos os testes foram feitos em apoio unipodal descalço sobre o baropodômetro MatScan System versão 6.60 (Teckscan Inc., Boston, MA, USA) com dimensões: 620 mm x 645 mm, velocidade de escaneamento de 100 Hz, resolução digital de pressão de 8 bits para a análise do membro inferior (MI) com entorse de pior gravidade para os voluntários que sofreram entorse e o MI sorteado para voluntários sem entorse, independentemente da dominância. O sistema foi calibrado de acordo com o peso do voluntário e de acordo com o protocolo do fabricante.

O tempo de cada teste foi de 10 segundos,⁶ com 20 segundos de intervalo entre eles. As angulações foram mensuradas pelo goniômetro universal. Os voluntários executaram três tentativas em cada teste e foram computados apenas os dados da primeira tentativa completa. A ordem dos testes foi aleatorizada, por meio do sorteio de envelopes, em que cada envelope continha um dos cinco testes a ser feito.

Avaliações estáticas. Nos quatro testes estáticos o voluntário deveria permanecer descalço, em apoio unipodal sobre baropodômetro. As diferenças entre testes residiram em olhos abertos ou fechados e membro inferior estendido ou flexionado. Assim: teste 1: quadril e joelho em extensão e olhos abertos (OA); teste 2: quadril e joelho em extensão e olhos fechados (OF); teste 3: quadril em 30° e joelho em 45° de flexão e OA; e teste 4: quadril em 30° e joelho em 45° de flexão e OF. A coleta de dados dos testes estáticos foi iniciada pelo comando do avaliador e finalizada automaticamente ao término de 10 segundos.

Avaliação dinâmica. O voluntário descalço deveria fazer salto vertical contramovimento e aterrissar sobre o baropodômetro. Nesse caso o equipamento iniciava automaticamente a coleta somente ao aterrissar e finalizava ao término de 10 segundos.

Foram analisadas as variáveis área (cm²), definida como média da área de contato (pontos de pressão), distância (cm), definida como distância entre os pontos de pico de pressão plantar, oscilação anteroposterior (cm), definida como média da amplitude de oscilação no plano sagital, oscilação mediolateral (cm), definida como média da amplitude de oscilação no plano coronal, e velocidade média (cm/s), calculada pela divisão entre a distância pelo tempo do teste. Os dados foram coletados com o software SAM, programa de extensão para o baropodômetro.

Foram aplicados, previamente aos testes com baropodômetro, os itens “Outros sintomas” e “Esporte e recreação” do questionário subjetivo Foot and Ankle Outcome Score (FAOS). Nesse questionário, maiores pontuações significam subjetivamente melhores condições funcionais. Embora seja um fator considerado importante por alguns autores,¹⁵ o alinhamento do retropé (varo/valgo) não foi mensurado neste estudo. Ainda faltam evidências quanto à melhor metodologia de mensuração aplicada à prática clínica e como não foi objeto deste estudo comparar as diferentes metodologias, optamos por não mensurar tal variável.

Análise estatística

Foram analisadas as variáveis área, distância, oscilações anteroposterior (OAP) e mediolateral e foi calculada a velocidade média (VM) a partir da distância dividida pelo tempo de teste. Submetemos as variáveis dos testes estáticos a 2 (joelho: flexionado ou estendido) x 2 (olho: aberto ou fechado) x 4 (grupo: atletas e não atletas com e sem entorse) e a uma análise de variância de medidas repetidas (ANOVA-MR). Para o salto e os itens do questionário FAOS, usamos ANOVA multivariada (MANOVA) entre grupos. Conduzimos comparações *post hoc* com correção de Tukey e *partial eta square* (η_p^2) como medida de tamanho do efeito.

Para todas análises estatísticas o nível de significância adotado foi de 5% e o programa usado foi o SPSS (versão 21).

Resultados

Dez indivíduos foram excluídos (fig. 1), totalizamos 54 avaliações (14 atletas femininos, 11 com entorse), 14 atletas masculinos (sete entorses), 11 não atletas femininos (sete entorses) e 15 não atletas masculino (nove entorses)].

A ANOVA-MR revelou diferenças somente para a variável distância, com efeitos principais para olhos, $F(1,53) = 151,61$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,75$; joelho, $F(1,53) = 40,4$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,45$; grupo, $F(1,53) = 15,59$, $p < 0,05$, $\eta_p^2 = 0,24$ e interação olhos e joelho, $F(1,53) = 7,69$, $p < 0,05$, $\eta_p^2 = 0,13$; e para a variável VM, com efeitos principais para olhos, $F(1,53) = 151,58$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,75$; joelho, $F(1,53) = 40,4$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,45$; grupo, $F(1,53) = 5,2$, $p < 0,05$, $\eta_p^2 = 0,24$ e interação olhos e joelho, $F(1,53) = 7,72$, $p < 0,05$, $\eta_p^2 = 0,13$. Análises *post hoc* para ambas variáveis revelaram diferenças entre atletas sem entorse (AtSE) e ambos grupos de não atletas, com maiores valores para os AtSE. A MANOVA do teste dinâmico revelou efeitos principais de grupo para variáveis distância, $F(1,53) = 14,84$, $p < 0,05$, $\eta_p^2 = 0,23$, OAP, $F(1,53) = 9,47$, $p < 0,05$, $\eta_p^2 = 0,16$ e VM, $F(1,53) = 9,95$, $p < 0,05$, $\eta_p^2 = 0,23$. Análises *post hoc* para distância e VM revelaram diferenças entre AtSE e os demais grupos, enquanto que para a variável OAP encontraram-se diferenças apenas entre ambos grupos de atletas (tabelas 1-3).

Indivíduos sem entorse apresentaram maiores pontuações nos itens do questionário FAOS em comparação com indivíduos com entorse. No entanto, a MANOVA não revelou diferenças estatisticamente significativas (“Outros sintomas”: $F(1,53) = 2,74$, $p > 0,05$, $\eta_p^2 = 0,141$; “Esporte e recreação”: $F(1,53) = 1,48$, $p > 0,05$, $\eta_p^2 = 0,082$ (tabela 4).

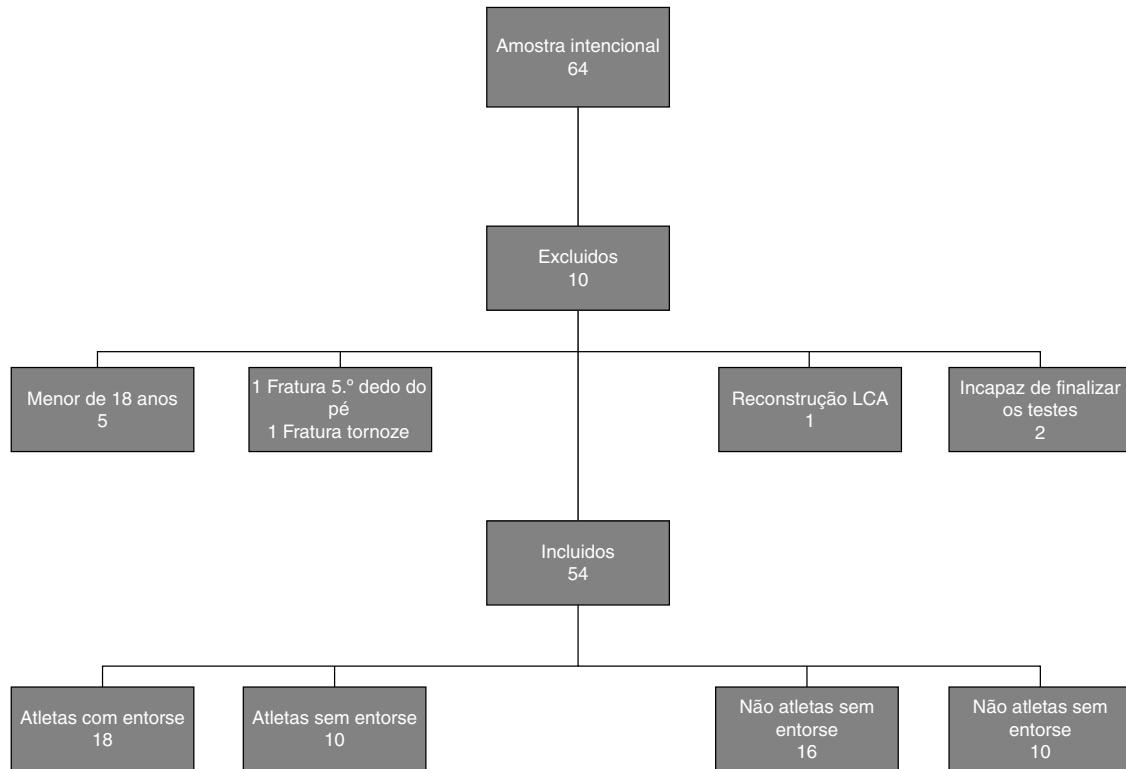


Figura 1 – Fluxograma que apresenta a amostra inicial e final do estudo.

Tabela 1 – Variáveis dos testes estáticos

	Área (cm ²)			
	Atletas com entorse	Atletas sem entorse	Não atletas com entorse	Não atletas sem entorse
OAJE	7,72 (±4,9)	9,91 (±7,14)	5,3 (±4,05)	4,2 (±2,27)
OAJF	7,52 (±6,12)	10 (±5,36)	7,44 (±3,2)	5,57 (±3,3)
OFJE	18,52 (±12,62)	27,46 (±15,95)	15,99 (±5,73)	13,11 (±3,79)
OFJF	29,21 (±31,96)	33,78 (±24,08)	21,35 (±11,94)	31,34 (±25,74)
	Distância (cm)			
OAJE	58,45 (±27,31)	89,44 (±54,05) ^{a,b}	48,16 (±16,39) ^a	40,17 (±11,85) ^b
OAJF	65,04 (±27,95)	103,29 (±55,01)	59,18 (±11,43)	51,11 (±14,53)
OFJE	104,25 (±49,87)	155,48 (±78,83)	94,58 (±24,94)	74,56 (±15,58)
OFJF	138,05 (±70,22)	170,68 (±90,74)	114,71 (±30,51)	130,74 (±62,72)
	Oscilação anteroposterior (cm)			
OAJE	4,19 (±1,67)	5,1 (±2,42)	3,29 (±1,41)	2,91 (±0,82)
OAJF	3,84 (±1,9)	4,91 (±1,8)	4,24 (±1,34)	3,59 (±0,99)
OFJE	7,04 (±3,59)	9,83 (±5,12)	7,45 (±3,62)	5,51 (±1,13)
OFJF	8,18 (±4,39)	10,25 (±5,32)	7,84 (±3,02)	8,73 (±4,11)
	Oscilação mediolateral (cm)			
OAJE	3,2 (±0,78)	3,31 (±1)	2,6 (±0,84)	2,58 (±0,81)
OAJF	3,36 (±1,22)	3,81 (±0,96)	3,07 (±0,77)	2,89 (±0,96)
OFJE	4,72 (±1,05)	5,04 (±1,29)	4,34 (±1,55)	4,22 (±0,71)
OFJF	5,9 (±2,8)	5,71 (±2,12)	4,84 (±1,06)	6,25 (±3,61)

Média (desvio padrão) da variável distância.

OAJE, olhos abertos, joelho estendido; OAJF, olhos abertos, joelho flexionado; OFJE, olhos fechados, joelho estendido; OFJF, olhos fechados, joelho flexionado.

^a Estatisticamente significativo ($p < 0,05$).

^b Estatisticamente significativo ($p < 0,05$).

Tabela 2 – Variáveis do teste dinâmico

	Atletas com entorse	Atletas sem entorse	Não atletas com entorse	Não atletas sem entorse
Área (cm ²)	23,02 (±10,54)	30,9 (±24,37)	24,07 (±22,02)	17,41 (±7,1)
Distância (cm)	90,61 (±27,37) ^a	122,78 (±52,1) ^{a,b,c}	88,85 (±18,79) ^b	72,93 (±15,76) ^c
Oscilação AP (cm)	13,24 (±3,8)	14,36 (±3,64) ^b	13,71 (±3,24)	10,11 (±2,66) ^b
Oscilação ML (cm)	4,5 (±0,68)	5,36 (±1,69)	4,95 (±2,28)	4,31 (±0,99)

Média (desvio padrão) da variável salto.
^a Estatisticamente significativo (p < 0,05).
^b Estatisticamente significativo (p < 0,05).
^c Estatisticamente significativo (p < 0,05).

Tabela 3 – Velocidade média (cm/segundos)

	Atletas com entorse	Atletas sem entorse	Não atletas com entorse	Não atletas sem entorse
OAJE	5,85 (±2,73)	8,95 (±5,4) ^{b,c}	4,82 (±1,64) ^b	4,02 (±1,19) ^c
OAJF	6,5 (±2,8)	10,33 (±5,5) ^{b,c}	5,92 (±1,14) ^b	5,11 (±1,45) ^c
OFJE	10,43 (±4,99)	15,55 (±7,88) ^{b,c}	9,46 (±2,5) ^b	7,45 (±1,55) ^c
OFJF	13,81 (±7,02)	17,07 (±9,07) ^{b,c}	11,47 (±3,05) ^b	10,33 (±2,99) ^c
SALTO	90,61 (±27,37) ^a	122,78 (±52,1) ^{a,b,c}	88,85 (±18,79) ^b	72,93 (±15,76) ^c

Média (desvio padrão) da variável velocidade média.
OAJE, olhos abertos, joelho estendido, OAJF, olhos abertos, joelho flexionado, OFJE, olhos fechados, joelho estendido, OFJF, olhos fechados, joelho flexionado.
^a Estatisticamente significativo (p < 0,05).
^b Estatisticamente significativo (p < 0,05).
^c Estatisticamente significativo (p < 0,05).

Tabela 4 – Itens “Outros sintomas” e “Esporte e recreação” do questionário FAOS

	Atletas com entorse	Atletas sem entorse	Não atletas com entorse	Não atletas sem entorse
Outros sintomas	81,35 (±3,19)	90,36 (±4,28)	86,6 (±3,39)	96,07 (±4,28)
Esporte e recreação	85,83 (±3,78)	84,5 (±5,08)	91,87 (±4,01)	97 (±5,08)

Média (desvio padrão) das pontuações dos itens do questionário FAOS.

Discussão

O presente estudo teve como objetivo investigar o controle postural, a partir de oscilações do CPP, de atletas e não atletas com e sem entorse. Para tal, os voluntários fizeram as tarefas de permanecer em apoio unipodal e saltar e aterrissar em apoio unipodal sob condições de olhos abertos/fechados e com joelho estendido/flexionado. Considerando estudos anteriores,^{2,3,6} nossa principal hipótese era que atletas, principalmente sem entorse, apresentassem maior VM e menor oscilação do CPP em relação a não atletas.

A hipótese do presente estudo foi parcialmente confirmada. Os resultados dos testes estáticos e dinâmicos mostraram maior VM para o grupo de atletas sem entorse quando comparados com atletas com entorse e ambos os grupos de não atletas. Esse aumento pode ser explicado a partir do princípio da ressonância estocástica. Conforme previamente citado, a ressonância estocástica pode ser entendida como a capacidade de ruídos sensoriais potencializarem sinais sensoriomotores sublimiares de determinada região estimulada e possibilitarem a elevação do limiar, consequentemente sua detecção e, portanto, responder à aferência, no caso, a contração.¹³ Kuczyński et al.¹² também observaram maior VM do CPP em atletas de vôlei de segunda divisão em comparação

com não atletas. Os autores sugerem que a maior VM em atletas corresponde ao melhor controle postural, possivelmente fruto da rotina de treinos^{6,9} que exige, constantemente, alto nível de controle neuromuscular (alta frequência de disparos neurais) em função da exposição a situações de perigo. No caso do presente estudo, podemos então entender esse aumento da VM em atletas sem entorse devido ao aumento do nível de controle neuromuscular a partir de treinamento, que em linha com o princípio de ressonância pode indicar que atletas altamente treináveis aparentemente apresentam essa capacidade de potencializar sinais sensoriomotores sublimiares e elevarem, portanto, o limiar de ativação e uma resposta de contração. O grupo de atletas com entorse não apresentou maior VM do que não atletas. Isso indica que a lesão pode causar uma possível diminuição da presença dessa capacidade decorrente dos possíveis déficits neurais que uma entorse de tornozelo pode causar.

Contrariando as expectativas, o grupo de atletas sem entorse também apresentou maior oscilação do CPP considerando a variável distância em relação aos grupos de não atletas nos testes estáticos e no salto e maior OAP em relação a não atletas sem entorse no salto. Novamente, o estudo de Kuczyński et al.¹² corrobora os resultados ao encontrar uma maior amplitude oscilatória, especificamente no plano sagital em atletas de vôlei. Os autores explicam esses resultados a

partir do nível de habilidade dos atletas do estudo. Os voluntários do estudo de Kuczyński et al.¹² eram atletas de segunda divisão. Isso indicava que apesar de esses atletas já apresentarem capacidade de ressonância estocástica muscular, eles possivelmente ainda estavam desenvolvendo essa capacidade e, portanto, ainda não apresentavam total controle. Consequentemente, a falta de controle reflete numa maior amplitude oscilatória, principalmente em relação à variável distância, que apresenta maior sensibilidade devido a ser calculada pela distância entre os pontos de pico de pressão plantar. No presente estudo, os atletas apresentam nível de habilidade similar a atletas de vôlei da segunda divisão, portanto pode-se argumentar que esses atletas apresentam capacidade de ressonância estocástica, mas que ainda estão desenvolvendo o controle de tal capacidade.

Outro estudo, de Ross e Guskiewicz,⁷ não encontrou diferenças na amplitude de OAP e mediolateral entre indivíduos com tornozelo estável e instável. No entanto, indivíduos com instabilidade demoram mais tempo para se manterem estáveis. O presente estudo corrobora as amplitudes de oscilações, porém não foi mensurado o tempo para estabilização por limitações do equipamento.

Apesar da maior VM e distância em atletas sem entorse, nas demais variáveis não houve diferenças entre grupos. Tais achados corroboram Kuczyński et al.¹² Sugerem que a amplitude oscilatória não é determinante para o aumento da VM, enquanto a distância parece ter importância, principalmente em situações dinâmicas.

Adicionalmente, os resultados mostraram que a visão e a propriocepção são importantes na manutenção da postura.^{16,17} A integração de informações aferentes/eferentes para manutenção da postura e do equilíbrio resulta no sinergismo muscular¹⁸ de maneira intermitente, ocasiona padrão flutuante do CPP.^{19,20} A deficiência de um ou ambos pode comprometer sua manutenção.^{16,17} No presente estudo, o objetivo dos testes de olhos fechados e aterrissagem foi a simulação de situações no voleibol, quando o foco visual não está no local de aterrissagem. Sob essas condições foram observados padrões flutuantes em todos os voluntários, corroboraram resultados de outros estudos.^{19,20} Interessante ressaltar que esses padrões independem da condição de ser atleta ou não.

Indivíduos sem entorse apresentaram maiores pontuações nos itens "Outros sintomas" e "Esporte e recreação" do questionário FAOS em comparação com indivíduos com entorse. No entanto, não houve diferença estatisticamente significativa que apontasse somente para uma tendência. Por ser um questionário subjetivo, os resultados podem ser justificados pelo fato de todos continuarem a fazer normalmente as atividades, independentemente do histórico de lesão.

Os resultados do presente estudo indicam que atletas sem entorse apresentam maior VM da oscilação do CPP, provavelmente influenciado pelo princípio da ressonância estocástica, enquanto atletas com entorse, apesar de ter a mesma rotina de treinos, parecem ter menor influência em função do histórico de lesão e de possíveis déficits neurais, consequentes das entorses. Adicionalmente, atletas de segunda divisão apresentam maior oscilação especificamente na variável distância. Isso indica possivelmente que eles ainda estão desenvolvendo essa capacidade.

As diferenças e a alta variabilidade dos dados coletados podem ser devido à diferença de equipamentos e à pequena amostra. Podem ser interpretadas como limitações do presente estudo. Em nosso estudo usamos o baropodômetro resistivo, enquanto que canonicamente em outros estudos foram usadas plataformas de força. Apesar da alta confiabilidade das plataformas de força, seu alto custo impede sua popularização na prática clínica. No entanto, o baropodômetro resistivo parece útil à prática clínica por fornecer dados relevantes e ainda assim robustos e ser relativamente de baixo custo em comparação com a plataforma de força.

Conclusão

Atletas apresentam maior velocidade média de oscilação do centro de pressão plantar e não apresentam, de modo geral, diferenças quanto à amplitude de oscilação nos planos sagital e coronal quando comparados com não atletas.

Conflitos de interesse

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

Agradecimentos

À Fundação Pró-Esporte de Santos (Fupes) e à Associação Nacional de Esportes (ANE) pela colaboração ao presente estudo.

REFERÊNCIAS

- Hupperets MD, Verhagen EA, Heymans MW, Bosmans JE, van Tulder MW, van Mechelen W. Potential savings of a program to prevent ankle sprain recurrence: economic evaluation of a randomized controlled trial. *Am J Sports Med.* 2010;38(11):2194-200.
- Kobayashi T, Gamada K. Lateral ankle sprain and chronic ankle instability: a critical review. *Foot Ankle Spec.* 2014;7(4):298-326.
- Lee AJY, Lin WS, Huang CH. Impaired proprioception and poor static postural control in subjects with functional instability of the ankle. *J Exerc Sci Fit.* 2006;4(2):117-25.
- Pietrosimone BG, McLeod MM, Lepley AS. A theoretical framework for understanding neuromuscular response to lower extremity joint injury. *Sports Health.* 2012;4(1):31-5.
- Schmikli SL, Backx FJ, Kemler HJ, van Mechelen W. National survey on sports injuries in the Netherlands: target populations for sports injury prevention programs. *Clin J Sport Med.* 2009;19(2):101-6.
- Trojian TH, McKeag DB. Single leg balance test to identify risk of ankle sprains. *Br J Sports Med.* 2006;40(7):610-3.
- Ross SE, Guskiewicz KM. Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles. *Clin J Sport Med.* 2004;14(6):332-8.
- Doherty C, Delahunt E, Caulfield B, Hertel J, Ryan J, Bleakley C. The incidence and prevalence of ankle sprain injury: a systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. *Sports Med.* 2014;44(1):123-40.
- Hale SA, Fergus A, Axmacher R, Kiser K. Bilateral improvements in lower extremity function after unilateral balance training in individuals with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 2014;49(2):181-91.

10. Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *J Athl Train.* 2007;42(2):311-9.
11. Waterman BR, Owens BD, Davey S, Zacchilli MA, Belmont PJ Jr. The epidemiology of ankle sprains in the United States. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92(13):2279-84.
12. Kuczyński M, Rektor Z, Borzucka D. Postural control in quiet stance in the second league male Volleyball players. *Hum Mov.* 2009;10(1):12-5.
13. Collins A, Blackburn T, Olcott C, Jordan JM, Yu B, Weinhold P. A kinetic and kinematic analysis of the effect of stochastic resonance electrical stimulation and knee sleeve during gait in osteoarthritis of the knee. *J Appl Biomech.* 2014;30(1):104-12.
14. Ross SE. Noise-enhanced postural stability in subjects with functional ankle instability. *Br J Sports Med.* 2007;41(10):656-9.
15. Haight HJ, Dahm DL, Smith J, Krause DA. Measuring standing hindfoot alignment: reability of goniometric and visual measurements. *Arc Phys Med Rehabil.* 2005;86(3):571-5.
16. Barela JA. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. *Rev Paul Educ Fis.* 2000; Supl 3:79-88.
17. Golomer E, Crémieux J, Dupui P, Isableu B, Ohlmann T. Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. *Neurosci Lett.* 1999;267(3):189-92.
18. Imagawa H, Hagio S, Kouzaki M. Synergistic co-activation in multi-directional postural control in humans. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(2):430-7.
19. Bottaro A, Yasutake Y, Nomura T, Casadio M, Morasso P. Bounded stability of the quiet standing posture: an intermittent control model. *Hum Mov Sci.* 2008;27(3):473-95.
20. Loram ID, Gollee H, Lakie M, Gawthrop PJ. Human control of an inverted pendulum: is continuous control necessary? Is intermittent control effective? Is intermittent control physiological? *J Physiol.* 2011;589(Pt 2):307-24.