

# Análise do COP e sentido de posição em jogadores universitários de futebol com e sem instabilidade de tornozelo

CDD. 20.ed. 796.023  
796.024  
796.33

<http://dx.doi.org/10.1590/1807-55092016000300591>

Antônio Francisco de ALMEIDA NETO\*  
Alex CASTRO\*  
Luciano Fernandes CROZARA\*  
Márcio Fagundes GOETHEL\*  
Pedro Vieira Sarmet MOREIRA\*  
Mauro GONÇALVES\*  
Adalgiso Coscrato CARDOZO\*

\*Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, SP, Brasil.

## Resumo

O objetivo do estudo foi comparar o comportamento do COP e do sentido de posição articular passivo em indivíduos com e sem instabilidade de tornozelo, e correlacionar as variáveis de COP e sentido de posição articular passivo. Participaram 20 indivíduos, divididos em dois grupos: grupo estável (GE) e grupo instável (GI). A avaliação do COP foi feita com o teste de apoio unipodal, com olhos abertos e fechados sobre uma plataforma de força. O teste de reposicionamento articular passivo foi realizado com os olhos vendados. O tornozelo foi posicionado em um ângulo alvo (10° e 20°) e o dinamômetro movia passivamente o tornozelo, então os participantes eram instruídos a apertar o botão para parar o movimento quando sentissem que o tornozelo estava no ângulo alvo, obtendo assim o erro angular absoluto (EAA). Foram obtidas as variáveis: deslocamento total (DT); desvio padrão ântero-posterior (DPap) e médio-lateral (DPml); velocidade média total (VMT); velocidade média ântero-posterior (VMap) e médio-lateral (VMml). A comparação entre dados que apresentaram distribuição normal foi feita com o teste t de Student, enquanto que para DT e DPml foi utilizado o teste de Mann-Whitney. Da mesma forma, foram usados os testes de Pearson e Spearman para correlacionar as variáveis. Foi adotado  $\alpha < 0,05$ . Houve diferença entre EAA-10° ( $p < 0,05$ ). Foram encontradas fortes correlações entre: EAA-10° e VMT ( $p < 0,01$   $r = -0,867$ ); EAA-10° e VMap ( $p < 0,01$   $r = -0,854$ ); EAA-10° e VMml ( $p < 0,01$   $r = -0,771$ ), na condição olhos abertos, e EAA-10° e DT ( $p < 0,05$   $r = -0,666$ ); EAA-10° e DPap ( $p < 0,05$   $r = -0,685$ ) e EAA-10° e VMml ( $p < 0,05$   $r = -0,766$ ) na condição olhos fechados. Entorses de tornozelo prejudicam o sentido de posição, sem afetar o equilíbrio.

**PALAVRAS-CHAVE:** Entorse de tornozelo; Propriocepção; Equilíbrio; Biomecânica.

## Introdução

O futebol é a modalidade esportiva mais praticada no mundo, com milhões de praticantes nos mais diversos níveis, e por isso, o número de lesões também atinge um número expressivo<sup>1-3</sup>. Dentre estas lesões, a entorse de tornozelo destaca-se como uma das mais incidentes na prática do futebol<sup>2, 4-5</sup>.

As entorses de tornozelo são comuns no futebol devido a exigência de mudança de direção em alta velocidade, após os saltos e durante a corrida<sup>2, 4, 6</sup>. Estas mudanças rápidas de direção ou aterrissagens em superfícies irregulares geram grande torque supinador, fazendo com que o tornozelo realize

um movimento excessivo sobrecarregando assim a articulação e suas estruturas, principalmente o ligamento talofibular anterior e o calcâneo fibular<sup>7</sup>.

Entorses recorrentes podem prejudicar a propriocepção, que corresponde ao sentido de posição e movimento (cinestesia) do corpo e seus segmentos<sup>8-9</sup>. Essas informações são dadas por meio de mecanorreceptores presentes nos músculos, tendões, pele, cápsulas articulares e ligamentos<sup>10-12</sup>. Esses mecanorreceptores são sensibilizados por energias mecânicas impostas à articulação e as transmitem ao sistema nervoso central (SNC) por meio de impulsos

aferentes<sup>13</sup>. Devido às entorses, as fibras aferentes dos mecanorreceptores articulares são danificadas, prejudicando em especial o sentido de posição articular, resultando em uma condição conhecida como instabilidade funcional de tornozelo (IFT)<sup>14-16</sup> definida por FREEMAN<sup>17</sup> como queixa de sensação subjetiva de falso. Suas causas foram atribuídas por HERTEL<sup>18</sup> aos déficits no sentido de posição articular, diminuição de força muscular, atraso na ativação dos músculos fibulares, déficits de equilíbrio, alterações na atividade dos nervos fibulares e diminuição da amplitude de movimento de dorsiflexão, e seus sintomas residuais podem permanecer por longos períodos de tempo<sup>19</sup>.

Devido à sua proximidade com a base de suporte, o tornozelo é essencial na manutenção do equilíbrio, e o

deficit proprioceptivo causado pela IFT tende a piorar o controle da estabilidade postural, causando maiores deslocamentos do centro de pressão (COP) e também fazendo com que se leve mais tempo para recuperar a estabilidade<sup>8, 20-23</sup>. GARN e NEWTON<sup>24</sup> observaram que indivíduos com IFT tem prejuízos no sentido de posicionamento articular, o que poderia ser uma das causas desse pior desempenho na estabilização do COP.

Os objetivos do presente estudo foram comparar o comportamento do deslocamento do COP e do sentido de posicionamento articular passivo entre praticantes de futebol de campo e futsal com e sem IFT, bem como verificar a correlação entre o sentido de posicionamento articular passivo e as variáveis de deslocamento do COP.

## Método

### Amostra

Participaram da coleta 20 indivíduos praticantes de futebol de campo e futsal em nível universitário, do sexo masculino, com no mínimo três anos de experiência, divididos em dois grupos, a saber: grupo sem instabilidade funcional do tornozelo (grupo estável - GE) e grupo com instabilidade funcional de tornozelo (grupo instável - GI). Para o GE classificou-se o tornozelo em dominante (D) e não dominante (ND) e para o GI classificou-se o tornozelo em estável (E) e instável (I), independente da dominância. Para a comparação entre os grupos

pareou-se o tornozelo dominante do GE com o tornozelo instável do GI, uma vez que estudos demonstram não haver diferenças no comportamento do COP entre o membro inferior dominante e não dominante de indivíduos saudáveis<sup>25-26</sup>. Ambos os grupos tinham frequência semanal de treino de três vezes por semana, e participaram de três campeonatos durante o ano. As características dos voluntários são apresentadas na TABELA 1. Para o cálculo do percentual de gordura corporal, foram obtidas as dobras cutâneas, e então foi calculada a densidade corporal<sup>27</sup> e posteriormente a percentagem de gordura corporal<sup>28</sup>.

TABELA 1 - Caracterização dos grupos.

	GE (n = 10)	GI (n = 10)
Idade (anos)	23,89 ± 2,85	21,70 ± 2,71
Estatuta (m)	1,75 ± 0,05	1,74 ± 0,04
Massa corporal (kg)	79,40 ± 8,35	71,88 ± 6,94
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	25,93 ± 1,61	23,72 ± 1,83
Gordura corporal (%)	21,12 ± 2,28	20,05 ± 2,49
Tempo de prática (anos)	13,00 ± 5,12	10,80 ± 5,45

GE: grupo estável;  
GI: grupo instável;  
IMC: índice de massa corporal.

Os grupos foram divididos de acordo com o escore atingido no Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT), proposto por HILLER et al.<sup>29</sup> e adaptado para a população brasileira por NORONHA et al.<sup>30</sup>. O questionário é composto por nove perguntas de múltipla escolha, com escores que variam de zero a 30,

sendo que quanto maior o escore, melhor a condição do tornozelo. Foi observado que 27 é o limiar para separar pessoas que tem maior risco de desenvolver IFT, e o escore ≤ 24 indica IFT moderada<sup>29, 31-32</sup>. Para este estudo adotamos 24 como nota de corte, sendo que pessoas com escore maior foram consideradas

estáveis, enquanto que valores menores ou iguais a 24 foram classificadas como instáveis. Os escores de ambos os grupos são apresentados na TABELA 2.

Foram excluídos da avaliação voluntários que sofreram entorses grau I ou II nos últimos seis meses, entorses de tornozelo grau III, fraturas nos MMII, realização de procedimentos cirúrgicos nos membros inferiores, presença de doenças vestibulares, e/ou instabilidade mecânica avaliada com os testes de gaveta anterior e inclinação talar.

TABELA 2 - Escores obtidos pelos grupos no Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT).

Grupos	D/I	ND/E
GE (n = 10)	27,50 ± 1,84	27,10 ± 1,60
GI (n = 10)	20,30 ± 4,03	26,00 ± 2,87

GE: grupo estável; GI: grupo instável; D/I: tornozelo dominante/instável; ND: tornozelo não dominante/estável.

## Avaliações

Foi realizada a anamnese, onde foram coletados dados referentes ao histórico de entorses de tornozelo, características físicas e dados antropométricos, e também foram realizados testes de dominância dos membros inferiores e a goniometria de inversão e eversão do tornozelo. Então, o voluntário realizou um teste de apoio unipodal sobre uma plataforma de força e um teste de reposicionamento articular passivo no dinamômetro isocinético.

Os testes de dominância consistiram em chutar uma bola em um alvo de um metro de largura a 10 metros de distância; subir um degrau de 20 cm de altura; e recuperar o equilíbrio após um empurrão aplicado no ponto médio entre as escápulas no sentido pósterio-anterior, de forma que o voluntário tenha que dar um passo para se equilibrar<sup>33</sup>.

Os valores da goniometria estão apresentados na TABELA 3.

TABELA 3 - Goniometria (graus) de inversão e eversão dos grupos.

	INV		EVE	
	D/I (°)	ND/E (°)	D/I (°)	ND/E (°)
GE (n = 10)	28,80 ± 4,34	30,20 ± 4,16	18,20 ± 3,19	19,00 ± 4,24
GI (n = 10)	27,80 ± 5,03	28,40 ± 3,24	16,60 ± 4,53	18,80 ± 5,98

GE: grupo estável; GI: grupo instável; INV: inversão; EVE: eversão; D/I: tornozelo dominante/instável; ND: tornozelo não dominante/estável.

Após a anamnese, o voluntário foi familiarizado com o teste de equilíbrio em apoio unipodal. O voluntário foi posicionado no centro de uma plataforma de força modelo OR6-6 (AMTI®), com frequência de aquisição de 2000 Hz e instruído a se manter em apoio unipodal durante 20 segundos. A coleta de dados foi realizada por meio do “software” ForceNet (AMTI®). O membro inferior em contato com a plataforma foi mantido com pequena flexão de joelho e tornozelo em posição neutra, enquanto que o membro inferior em suspensão foi mantido com flexão de quadril e joelho (FIGURA 1). O teste de apoio unipodal foi realizado com os olhos abertos e com os olhos vendados, com ambos os membros inferiores. Durante o teste com os olhos abertos foi posicionado um alvo circular a frente do voluntário<sup>34-35</sup>. Para cada condição foram realizadas três tentativas, com período de descanso 20 segundos entre cada uma. Caso o voluntário realizasse saltos, ou tocasse o chão com o membro suspenso o teste era repetido<sup>36-38</sup>. Foram permitidas três tentativas para familiarização dos voluntários.



FIGURA 1 - Teste de equilíbrio em apoio unipodal.

Em seguida, foi realizado o teste de reposicionamento articular passivo. Para este teste foi utilizado o dinamômetro isocinético Biodex System 4 Pro (Biodex®), com frequência de amostragem de 100 Hz.

Os dados foram coletados com o “software” Biodex Advantage (Biodex®). Em um primeiro momento, o avaliador posicionou passivamente o tornozelo do voluntário, partindo da posição neutra, com velocidade angular de 1°/s, na angulação de 10° de inversão e manteve por 10 segundos. Na sequência o dinamômetro foi ajustado para realizar o movimento passivo novamente na velocidade angular de 1°/s. Então, foi solicitado ao voluntário que reposicionasse o segmento na mesma angulação em que este se manteve por 10 segundos, acionando o dispositivo manual para parar o dinamômetro. O procedimento foi repetido para a angulação de 20° de inversão<sup>39-42</sup>. A diferença entre a posição estabelecida no protocolo e a adotada pelo voluntário foi considerada como o déficit proprioceptivo (erro angular absoluto - EAA, em graus). O teste foi realizado por duas vezes com o voluntário vendado para evitar o auxílio da visão (FIGURA 2). Foram permitidas duas tentativas para a familiarização do voluntário com o protocolo. O teste foi realizado com ambos os membros inferiores.



a: dispositivo para parar o movimento do dinamômetro.

FIGURA 2 - Teste de reposicionamento articular passivo.

### Processamento dos dados

Para a análise do teste de equilíbrio em apoio unipodal, o sinal da plataforma de força foi processado com um filtro passa-baixa Butterworth de 4ª ordem com frequência de corte de 95 Hz, definida por meio da análise residual<sup>43</sup>. Foram observadas as

## Resultados

Na TABELA 4 são apresentados os deslocamentos do centro de pressão DT, DPap, DPml, VMT, VMap, VMml, obtidas durante o teste de equilíbrio

seguintes variáveis relacionadas ao deslocamento do centro de pressão:

- Deslocamento total (DT): soma da raiz quadrada da soma dos quadrados dos deslocamentos nas direções ântero-posterior e médio-lateral durante os 20 segundos de coleta;
- Desvio padrão ântero-posterior (DPap): desvio padrão da média dos deslocamentos na direção ântero-posterior durante os 20 segundos de coleta;
- Desvio padrão médio-lateral (DPml): desvio padrão da média dos deslocamentos na direção médio-lateral durante os 20 segundos de coleta;
- Velocidade média total (VMT): média da velocidade dos deslocamentos nas direções ântero-posterior e médio-lateral durante os 20 segundos de coleta;
- Velocidade média ântero-posterior (VMap): média da velocidade dos deslocamentos na direção ântero-posterior durante os 20 segundos de coleta;
- Velocidade média médio lateral (VMml): média da velocidade dos deslocamentos na direção médio lateral durante os 20 segundos de coleta.

Os dados do teste de reposicionamento articular passivo foram obtidos diretamente do “software” Biodex Advantage (Biodex®). Os valores de EAA foram obtidos para a angulação de 10° (EAA-10°) e 20° (EAA-20°).

### Análise estatística

Para a análise estatística foi utilizado o “software” PASW Statistic 18.0 (SPSS®). Após a análise da normalidade dos dados, o teste estatístico adequado foi aplicado.

Para os dados considerados normais pelo teste de Shapiro-Wilks, a comparação entre grupos foi feita com o teste t de Student. Apenas para as variáveis DT e DPml na condição de olhos abertos foi utilizado o teste de Mann-Whitney, por terem sido consideradas não normais. Da mesma forma, para o cálculo das correlações foram usados os coeficientes de correlação de Pearson (distribuição normal) e Spearman (distribuição não normal). O nível de significância adotado para todas as variáveis foi de  $\alpha < 0,05$ .

em apoio unipodal com os olhos abertos (OA) e com os olhos fechados (OF) no GE e GI.

TABELA 4 - Variáveis do centro de pressão obtidas durante o teste de equilíbrio em apoio unipodal com os olhos abertos e com os olhos fechados.

Variáveis	Olhos abertos		Olhos fechados	
	GE (n = 10)	GI (n = 10)	GE (n = 10)	GI (n = 10)
DT (mm)	310,22 ± 39,52	302,55 ± 6,07	568,27 ± 151,15	712,13 ± 243,20
DPap (mm)	0,0070 ± 0,0012	0,0069 ± 0,0015	0,0153 ± 0,0043	0,0189 ± 0,0074
DPml (mm)	0,0049 ± 0,0011	0,0051 ± 0,0015	0,0077 ± 0,0021	0,0093 ± 0,0032
VMT (m/s)	0,0792 ± 0,232	0,0743 ± 0,0156	0,1679 ± 0,0659	0,2171 ± 0,0875
VMap (m/s)	0,0680 ± 0,0201	0,0651 ± 0,0004	0,1469 ± 0,0580	0,1849 ± 0,0837
VMml (m/s)	0,0284 ± 0,0095	0,0246 ± 0,0035	0,1679 ± 0,0659	0,2171 ± 0,0875

GE: grupo estável;  
GI: grupo instável;  
DT: deslocamento total;  
DPap: desvio padrão ântero-posterior;  
DPml: desvio padrão médio-lateral;  
VMT: velocidade média total;  
VMap: velocidade média ântero-posterior;  
VMml: velocidade média médio-lateral.

A TABELA 5 apresenta os erros angulares absolutos na angulação 10° (EAA-10°) e 20° (EAA-20°) obtidos no teste de reposicionamento articular passivo, realizados pelos GE e GI entre os quais foi encontrado diferença estatisticamente significativa entre o EAA-10° no tornozelo dominante/instável.

Na TABELA 6 estão descritos os resultados das correlações entre o EAA e as variáveis do COP. Foram observadas correlações fortes apenas no GI entre: EAA-10° e VMT ( $p = 0,001$  e  $r = -0,867$ ); EAA-10° e VMap ( $p = 0,002$  e  $r = -0,854$ ); EAA-10° e VMml ( $p = 0,009$  e  $r = -0,771$ ), na condição olhos abertos,

e EAA-10° e DT ( $p = 0,036$  e  $r = -0,666$ ); EAA-10° e DPap ( $p = 0,029$  e  $r = -0,685$ ) e EAA-10° e VMml ( $p = 0,01$  e  $r = -0,766$ ) na condição olhos fechados.

TABELA 5 - Comparação do erro angular absoluto (EAA) no teste de reposicionamento articular passivo entre os grupos.

Angulação	GE (n = 10)	GI (n = 10)
EAA-10° (°)	1,29 ± 0,90	2,82 ± 1,70*
EAA-20° (°)	1,89 ± 1,33	1,73 ± 1,17

GE: grupo estável; GI: grupo instável; \* diferença em relação ao GE ( $p < 0,05$ ).

TABELA 6 - Coeficientes de correlação entre o erro angular absoluto e as variáveis do centro de pressão.

EAA x	10°								20°							
	OA				OF				OA				OF			
	GE	r	GI	r	GE	r	GI	r	GE	r	GI	r	GE	r	GI	r
DT	0,700	-0,595	0,632	-0,321	0,872	0,590	0,036*	-0,666	0,680	0,149	0,235	-0,413	0,656	0,162	0,463	-0,263
DPap	0,099	-0,551	0,248	-0,517	0,996	-0,002	0,029*	-0,685	0,234	0,414	0,258	-0,395	0,947	-0,024	0,447	-0,272
DTml	0,583	-0,198	0,126	-0,201	0,875	0,057	0,103	-0,546	0,290	-0,372	0,427	-0,284	0,639	-0,17	0,574	-0,203
VMT	0,362	-0,362	0,001**	-0,867	0,995	0,002	0,082	-0,575	0,137	0,137	0,949	0,023	0,598	0,19	0,403	-0,298
VMap	0,399	-0,301	0,002**	-0,854	0,963	0,017	0,179	-0,462	0,160	0,160	0,990	-0,004	0,672	0,153	0,743	-0,119
VMml	0,32	-0,351	0,009**	-0,771	0,825	-0,081	0,01*	-0,776	0,135	0,135	0,618	0,180	0,385	0,309	0,587	-0,196

EAA: erro angular absoluto;  
OA: olhos abertos;  
OF: olhos fechados;  
GE: grupo estável;  
GI: grupo instável;  
DT: deslocamento total;  
DPap: desvio padrão ântero-posterior;  
DPml: desvio padrão médio-lateral;  
VMT: velocidade média total;  
VMap: velocidade média ântero-posterior;  
VMml: velocidade média médio-lateral;  
\*  $p < 0,05$ ;  
\*\*  $p < 0,01$ .

## Discussão

O presente estudo comparou variáveis de deslocamento do centro de pressão e sentido de posição articular de praticantes universitários de futebol com e sem IFT.

As variáveis do COP não diferiram entre GE e GI em nosso estudo. Ross et al.<sup>37</sup>, pessoas com IFT apresentaram maiores valores de DT, DPml, VMap e VMml. Entretanto, ainda neste estudo as variáveis mais sensíveis para discriminar entre indivíduos com e sem IFT foram o desvio padrão da força reação do

solo na direção médio-lateral (FRS-SDml) e o tempo para estabilização ântero-posterior (TSap), as quais não foram analisadas em nosso estudo. HERTEL e OLMSTED-KRAMER<sup>35</sup> demonstraram que as medidas tradicionais derivadas do COP podem não ser tão sensíveis em detectar diferenças entre indivíduos com e sem IFT, uma vez que apenas a VMap foi diferente dentre as oito variáveis tradicionais analisadas em seu estudo. Acreditamos que a ausência de diferenças entre os grupos para as variáveis do COP

em nosso estudo deve-se à natureza estática dos testes de apoio unipodal, uma vez que a entorse de tornozelo está associada à execução de movimentos rápidos, tais como saltos, corridas e mudanças de direção<sup>2, 4-6, 8</sup> e as medidas envolvendo tempo de estabilização e o reposicionamento do COP na base de suporte são mais precisas para diferenciar entre indivíduos estáveis e instáveis<sup>35, 37</sup>.

Algo que também pode ter influenciado nossos resultados é o período de ocorrência da entorse<sup>35, 37</sup>. HOLME et al.<sup>44</sup>, MCKEON e HERTEL<sup>45</sup> e HERTEL et al.<sup>46</sup> afirmam que os efeitos negativos desta lesão sobre o controle postural são mais acentuados em fases mais agudas. HOME et al.<sup>44</sup> observou que quatro meses após o entorse os valores de controle postural se normalizaram, mesmo sem a realização de reabilitação. Entretanto nos 12 meses após a lesão, apenas 7% dos atletas que realizaram a reabilitação sofreram outro entorse, enquanto que 29% dos atletas que não participaram do grupo de treinamento sofreram nova lesão. MCKEON e HERTEL<sup>45</sup> também observaram diminuição do risco de entorse após seis semanas de reabilitação. HERTEL et al.<sup>46</sup> observaram que nas duas semanas iniciais após sofrer entorse de tornozelo ocorre degradação do controle postural que retornou ao normal após quatro semanas, com o auxílio de reabilitação. Entretanto, nenhum destes estudos explica a prevalência da IFT em casos crônicos, como por exemplo, no estudo de KONRADSEN et al.<sup>19</sup>, no qual os sintomas residuais persistiram por sete anos do após a lesão.

No sentido de diagnosticar a instabilidade<sup>47</sup> e prevenir as entorses de tornozelo, a avaliação dos sentidos de posição e movimento desta articulação é crucial<sup>48</sup>, seja de forma ativa ou passiva<sup>49</sup>. Apesar das diferenças entre os protocolos, tanto nos estudos

apontados quanto em nosso estudo, os resultados demonstram um maior erro no sentido de reposicionamento articular entre indivíduos com instabilidade de tornozelo. Sendo que neste estudo ficou mais evidente no teste de reposicionamento articular passivo particularmente a 10° (EAA-10°) entre os GE e GI, sem diferenças para angulação de 20°.

Quando associamos o EAA em 10° e 20° com as variáveis de COP pudemos observar a existência de fortes correlações para o GI entre EAA-10° e VMT, EAA-10° e VMap e EAA-10° e VMml com os olhos abertos; e EAA-10° e DT, EAA-10° e DPap, EAA-10° e VMml com os olhos fechados. A lesão causada aos mecanorreceptores prejudica as respostas e mecanismos de adaptação às perturbações no equilíbrio postural e, como esperado, estes resultados indicam que o déficit proprioceptivo tem relação com o controle da estabilidade postural<sup>50-51</sup>.

Apesar da amostra reduzida, os resultados do presente estudo demonstram importantes indicativos de que a IFT prejudica o sentido de posição articular em angulações iniciais de inversão. A maior estratificação das angulações bem como testes de equilíbrio envolvendo movimentos mais próximos dos executados pelos praticantes de futebol pode contribuir para o melhor entendimento de como a IFT aumenta a suscetibilidade a novas entorses e a prevalência dos sintomas residuais.

A entorse de tornozelo, mesmo ocorrida em longo prazo, pode influenciar o sentido de posição articular de praticantes universitários de futebol com instabilidade de tornozelo, sem que o equilíbrio fosse prejudicado, o que aponta para uma maior atenção ao treinamento e reabilitação desta articulação e continuidade de uma avaliação com intuito de prevenção de uma entorse recorrente.

## Abstract

The analysis of COP and joint position sense in university soccer players with and without ankle instability

The aim of the study was to compare the behavior of COP and passive ankle position sense in subjects with and without functional ankle instability. Took part in this study 20 subjects, divided into two groups: stable group (SG) and unstable group (UG). The COP evaluation was made with the single-leg balance test, with eyes opened and closed, on a force plate. The passive ankle position sense test was performed with subjects blindfolded. The ankle was positioned in a target angle (10° and 20°) and the dynamometer moved passively the ankle, then the subjects were instructed to push the stop button when they feel that the ankle was on the target angle, obtaining the absolute angular error (AAE). The following variables were obtained: total displacement (TD); antero-posterior (SDap) and medio-lateral standard deviation (SDml); total mean velocity (TMV); antero-posterior (MVap) and medio-lateral mean velocity (MVml). The comparison between the data with normal distribution was made with the Student's t test, while to

the TD and SDml was used the Mann-Whitney test. The correlations were performed with the Pearson and Spearman tests. We adopted  $\alpha < 0.05$ . We observed difference between AAE-10° ( $p < 0.05$ ). Strong correlations were found between: AAE-10° and TMV ( $p < 0.01$   $r = -0.867$ ); AAE-10° and MVap ( $p < 0.01$   $r = -0.854$ ); AAE-10° and MVml ( $p < 0.01$   $r = -0.771$ ), with eyes opened, and AAE-10° and TD ( $p < 0.05$   $r = -0.666$ ); AAE-10° and SDap ( $p < 0.05$   $r = -0,685$ ) and AAE-10° and MVml ( $p < 0.05$   $r = -0.766$ ) with eyes closed. Ankle sprains harm the joint position sense without affecting the balance.

KEY WORDS: Ankle sprain; Proprioception; Balance; Biomechanics.

## Referências

1. Russel M, Benton D, Kingsley M. Reliability and construct validity of soccer skills tests that measure passing, shooting and dribbling. *J Sport Sci.* 2010;28:1399-408.
2. Rein S, Fabian T, Weindel S, Schneiders W, Zwipp H. The influence of playing level on functional ankle instability in soccer players. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2011;131:1043-52.
3. Siegle M, Lames M. Game interruptions in elite soccer. *J Sports Sci.* 2012;30:619-24.
4. Le Gall F, Carling C, Reilly T. Injuries in young elite female soccer players: an 8-season prospective study. *Am J Sports Med.* 2008;36:276-84.
5. Oztekin HH, Boya H, Ozcan O, Zeren B, Pinar P. Foot and ankle injuries and time lost from play in professional soccer players. *Foot (Edinb).* 2009;19:22-8.
6. Ekstrand J, Tropp H. The incidence of ankle sprains in soccer. *Foot Ankle.* 1990;11:41-4.
7. Wright IC, Neptune RR, Van Den Bogert AJ, Nigg BM. The influence of foot positioning on ankle sprains. *J Biomech.* 2000;33:513-19.
8. Lee AJY, Lin WH. Twelve-week biomechanical ankle platform system training on postural stability and ankle proprioception in subjects with unilateral functional ankle instability. *Clin Biomech.* 2008;23:1065-72.
9. Mohammadi F. Comparison of 3 preventive methods to reduce the recurrence of ankle inversions sprains in male soccer players. *Am J Sports Med.* 2007;35:922-26.
10. McCloskey DI. Kinesthetic sensibility. *Physiol Rev.* 1978;58:763-820.
11. Newton RA. Joint receptor contributions to reflexive and kinesthetic responses. *Phys Ther.* 1982;62:22-9.
12. Proske U, Wise AK, Gregory JE. The role of muscle receptors in detection of movements. *Prog Neurobiol.* 2000;60:85-96.
13. Ribeiro F, Oliveira J. Efeito da fadiga muscular local na propriocepção do joelho. *Fisioter Mov.* 2008;21:71-83.
14. Freeman MAR, Dean MRE, Hanham IWF. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg Br.* 1965;47:678-85.
15. Willems T, Witvrouw E, Verstuyft J, Vaes P, De Clercq D. Proprioception and muscle strength in subjects with a history of ankle sprains and chronic instability. *J Athl Train.* 2002;37:487-93.
16. Noronha M, França LC, Haupenthal 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.
17. Freeman MAR. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J Bone Joint Surg Br.* 1965;47:669-77.
18. Hertel J. Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Med.* 2000;29:361-71.
19. Konradsen L, Bech L, Ehrenbjerg M, Nickelsen T. Seven years follow-up after ankle inversion trauma. *Scand J Med Sci Sports.* 2002;12:129-35.
20. Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Train.* 2002;37:364-75.
21. Blackburn T, Guskiewicz KM, Petschauer MA, Pretince WE. Balance and joint stability: the relative contributions of proprioceptive and muscular strength. *J Sport Rehabil.* 2000;9:315-28.
22. Ross SE, Guskiewicz KM, Yu B. Single-leg jump-landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankles. *J Athl Train.* 2005;40:298-304.
23. Brown CN, Bowser B, Orellana A. Dynamic postural stability in females with chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42:2258-63.

24. Garn SN, Newton RA. Kinesthetic awareness in subjects with multiple ankle sprains. *Phys Ther.* 1988;68:1667-71.
25. Hrysomallis C, McLaughlin P, Goodman C. Relationship between static and dynamic balance tests among elite Australian footballers. *J Sci Med Sport.* 2006;9:288-91.
26. Teixeira LA, Oliveira DL, Romano RG, Correa SC. Leg preference and interlateral asymmetry of balance instability in soccer players. *Res Q Exerc Sport.* 2011;82:21-7.
27. Jackson AS, Pollock ML. Generalized equations for predicting body density of men. *Br J Nutr.* 1978;40:497-504.
28. Lohman TG. Skinfolts and body density and their relation to body fatness: a review. *Hum Biol.* 1981;53:181-225.
29. Hiller CE, Refshauge KM, Bundy AC, Herbert RD, Kilbreath SL. The Cumberland Ankle Instability Tool: a report of validity and reliability testing. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;78:1235-41.
30. 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;30:1959-65.
31. Hiller CE, Refshauge KM, Herbert RD, Kilbreath SL. Balance and recovery from a perturbation are impaired in people with functional ankle instability. *Clin J Sport Med.* 2007;17:269-75.
32. Sawikins K, Refshauge K, Kilbreath S, Raymond J. The placebo effect of ankle taping in ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39:781-7.
33. Hoffman M, Schrader J, Applegate T, Koceja D. Unilateral postural control of the functionally dominant and non-dominant extremities of healthy subjects. *J Athl Train.* 1998;33:319-22.
34. Trojian TH, Mckeag DB. Single leg balance test to identify risk of ankle sprains. *Br J Sports Med.* 2006;40:610-3.
35. Hertel J, Olmsted-Kramer LC. Deficits in time-to-boundary measures of postural control with chronic ankle instability. *Gait Posture.* 2007;25:33-9.
36. Ross SE, Guskiewicz KM, Gross MT, Yu B. Assessment tools for identifying functional limitations associated with functional ankle instability. *J Athl Train.* 2008;43:44-50.
37. Ross SE, Guskiewicz KM, Gross MT, Yu B. Balance measures for discriminating between functionally unstable and stable ankles. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41:399-407.
38. Hamlyn C, Docherty CL, Klossner J. Orthotic intervention and postural stability in participants with functional ankle instability after an accommodation period. *J Athl Train.* 2012;47:130-5.
39. Sahin N, Baskent A, Cakmak A, Salli A, Ugurlu H, Berker E. Evaluation of knee proprioception and effects of proprioception exercise in patients with benign joint hypermobility syndrome. *Rheumatol Int.* 2008;28:995-1000.
40. Sekir U, Yildiz Y, Hazneci B, Ors F, Saka T, Aydin T. Reliability of a functional test battery evaluating functionality, proprioception, and strength in recreational athletes with functional ankle instability. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2008;44:407-15.
41. Goble DN, Coxon JP, Wenderoth N, Van Impe A, Swinnen SP. Proprioceptive sensibility in the elderly: degeneration, functional consequences and plastic-adaptive processes. *Neurosci Biobehav Rev.* 2009;33:271-8.
42. Ju YY, Wang CW, Cheng HYK. Effects of active fatiguing movement versus passive repetitive movement on knee proprioception. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2010;25:708-12.
43. Winter AD. *Biomechanics and motor control of human movement.* 2nd ed. Waterloo: Wiley-Interscience; 1990.
44. Holme E, Magnusson SP, Becher K, Bieler T, Aagaard P, Kjaer M. The effects of supervised rehabilitation on strength, postural sway, position sense and re-injury risk after acute ankle ligament sprain. *Scand J Med Sci Sports.* 1999;9:104-9.
45. McKeon PO, Hertel J. Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part I: can deficits be detected with instrumented testing? *J Athl Train.* 2008;43:293-304.
46. Hertel J, Buckley WE, Denegar CR. Serial testing of postural control after acute lateral ankle sprain. *J Athl Train.* 2001;36:363-8.
47. Hartsell HD. The Effect of external bracing on joint position sense awareness for the chronically unstable ankle. *J Sport Rehabil.* 2000;9:279-89.
48. Bernier JN, Perrin DH. Effect of coordination training on proprioception of the functionally instable ankle. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;27:264-75.
49. Boyle J, Negus V. Joint position sense in the recurrently sprained ankle. *Aust J Physiother.* 1998;44:159-63.
50. Fu ASN, Hui-Chan CWY. Ankle joint proprioception and postural control in basketball players with bilateral ankle sprains. *Am J Spors Med.* 2005;33:1174-82.
51. Sekir U, Yildiz Y, Hazneci B, Ors F, Saka T, Aydin T. Reliability of a functional test battery evaluating functionality, proprioception, and strength in recreational athletes with functional ankle instability. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2008;44:407-15.



ENDEREÇO

Antônio Francisco de Almeida Neto  
Laboratório de Biomecânica  
Departamento de Educação Física  
Instituto de Biociências  
Universidade Estadual Paulista  
Av. 24 A, 1515  
13506-900 - Rio Claro - SP - BRASIL  
e-mail: antonio.falmeida@yahoo.com.br

Recebido para publicação: 16/04/2014

Revisado: 08/11/2015

Aceito: 22/07/2015