

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE – CEFID
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

JOSILENE SOUZA CONCEIÇÃO

**EFEITOS DO TREINO DE EQUILÍBRIO MEDIANTE PERTURBAÇÕES DE CHUTAR UMA BOLA
SOBRE AS ESTRATÉGIAS DE CONTROLE POSTURAL EM INDIVÍDUOS COM INSTABILIDADE
CRÔNICA DO TORNOZELO: ESTUDO PILOTO RANDOMIZADO CONTROLADO**

**FLORIANÓPOLIS – SC
2014**

JOSILENE SOUZA CONCEIÇÃO

**EFEITOS DO TREINO DE EQUILÍBRIO MEDIANTE PERTURBAÇÕES DE CHUTAR UMA BOLA
SOBRE AS ESTRATÉGIAS DE CONTROLE POSTURAL EM INDIVÍDUOS COM INSTABILIDADE
CRÔNICA DO TORNOZELO: ESTUDO PILOTO RANDOMIZADO CONTROLADO**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação
em Fisioterapia, da Universidade do Estado de Santa
Catarina, como requisito parcial para obtenção do grau de
Mestre em Fisioterapia.

Linha de pesquisa: Comportamento Motor.

Professor Orientador: Dr. Marcio José dos Santos.

C744e

Conceição, Josilene Souza
Efeitos do treino de equilíbrio mediante perturbações de chutar uma bola sobre as estratégias de controle postural em indivíduos com instabilidade crônica do tornozelo : estudo piloto randomizado controlado / Josilene Souza Conceição. -- 2014.
p. : il. 21 cm

Orientador: Marcio José dos Santos.
Dissertação (mestrado)-Universidade do Estado de Santa Catarina, Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, 2014
Inclui bibliografias

1. Tornozelos - Ferimentos e lesões. 2. Distúrbios da postura. 3. Equilíbrio (Fisiologia). 4. Postura humana. I. Santos, Marcio José dos. II. Universidade do Estado de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia. III. Título.

CDD: 617.584 - 20.ed.

Catálogo na publicação elaborada pela Biblioteca do CEFID/UEDESC

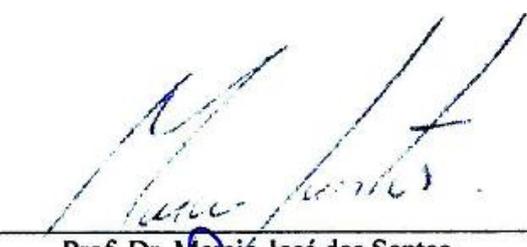
JOSILENE SOUZA CONCEIÇÃO

**EFEITOS DO TREINO DE EQUILÍBRIO MEDIANTE PERTURBAÇÕES DE CHUTAR UMA BOLA
SOBRE AS ESTRATÉGIAS DE CONTROLE POSTURAL EM INDIVÍDUOS COM INSTABILIDADE
CRÔNICA DO TORNOZELO: ESTUDO PILOTO RANDOMIZADO CONTROLADO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC), como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia.

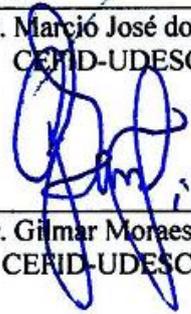
Banca Examinadora:

Orientador:

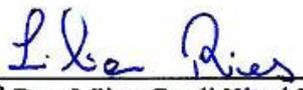


Prof. Dr. Marció José dos Santos
CEFID-UDESC

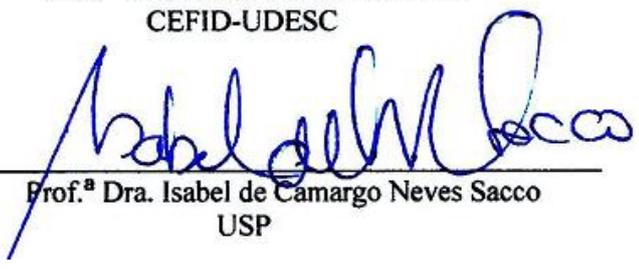
Membros:



Prof. Dr. Gilmar Moraes Santos
CEFID-UDESC



Prof.ª Dra. Lílian Gerdi Kittel Ries
CEFID-UDESC



Prof.ª Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco
USP

Dedico este trabalho às pessoas mais importantes da minha vida: meus pais, José da Conceição e Maria Lenis, e meus irmãos, Rita de Cássia e Francisco.

AGRADECIMENTOS

Em tempos em que o individualismo e a satisfação pessoal prevalecem sobre os valores sociais e éticos, só mesmo agradecendo àqueles que fizeram parte da nossa história e colaboraram para a construção deste trabalho:

A Deus que me dá força todos os dias da minha vida.

Ao professor Dr. Marcio José dos Santos. Obrigada pelo carinho especial e todo auxílio durante a jornada desta pesquisa, desde a definição do projeto a ser desenvolvido até a elaboração do artigo final. Senti-me honrada por ter como professor orientador alguém tão especial e dedicado como você.

Aos meus pais, José da Conceição e Maria Lenis Ribeiro de Souza. A insistência para a construção de um conhecimento continuado me trouxe até aqui, mas sei que muita estrada pela frente ainda virá. Vocês são minha base. Muito obrigada.

À minha irmã e melhor amiga, Rita de Cássia S. Conceição Voigt, por toda a sua colaboração, por dividir comigo todos os momentos, alegrias, tristezas, ganhos, perdas, por me abraçar quando mais precisei.

Ao Programa de Bolsas do Fundo de Apoio à Manutenção e ao Desenvolvimento da Educação Superior – FUMDES.

Obrigada Cristiano Kaminski, pela sua companhia, proteção e incentivo.

Obrigada Jaqueline Lourdes Rios, Felipe Schaefer e Marcelo Bracht, por todo auxílio durante o mestrado.

“A mente que se abre a uma nova ideia, jamais voltará ao seu tamanho original.”

Albert Einstein

RESUMO

CONCEIÇÃO, Josilene Souza. **Efeitos do treino de equilíbrio mediante perturbações de chutar uma bola sobre as estratégias de controle postural em indivíduos com instabilidade crônica do tornozelo: estudo piloto randomizado controlado.** 2014. 71 f. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia – Área: Comportamento motor) – Universidade do Estado de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, Florianópolis, 2014.

Programas de reabilitação para instabilidade crônica do tornozelo (ICT) geralmente envolvem treinos de equilíbrio por meio de perturbações posturais. Os ajustes posturais antecipatórios (APAs) e compensatórios (APCs) são as principais estratégias para contrarreatar a essas perturbações. Entretanto, ainda é desconhecido como os APAs e APCs são modificados a fim de contemplar a melhora do equilíbrio postural em indivíduos com ICT após os treinos de equilíbrio. O principal objetivo desse estudo foi investigar os efeitos do treino de equilíbrio mediante perturbações sobre as estratégias de controle postural em indivíduos com ICT. Para tanto, quarenta e quatro indivíduos com ICT foram aleatorizados no grupo treino (GT; $n = 22$) e grupo controle (GC; $n = 22$). O GT realizou uma única sessão de treino de equilíbrio (30 minutos) que envolveu a tarefa de chutar uma bola em apoio unipodal. O GC não recebeu a intervenção. O desfecho primário foi à soma da integral eletromiográfica (\sum EMG) dos músculos do membro inferior de apoio. As \sum EMGs foram calculadas nos intervalos de tempo típicos para os ajustes antecipatórios e compensatórios. O desfecho secundário incluiu o deslocamento do centro de pressão corporal (COP) durante intervalos de tempo similares. A \sum EMG diminuiu para os músculos dorsais após o treino, somente para o GT, durante o ajuste compensatório, i.e., o intervalo de tempo que sucedeu o início do movimento da perna. Nesse intervalo, a \sum EMG dos músculos dorsais foi menor no GT do que no GC. Conseqüentemente, houve um aumento significativo do deslocamento do COP após o treino durante a tarefa dinâmica. Uma única sessão de treino de equilíbrio pode promover modificações nas estratégias de controle postural em indivíduos com ICT. Particularmente, diminuindo a atividade compensatória de grupos musculares específicos e aumentando a oscilação postural durante a tarefa dinâmica. Esses resultados devem impulsionar novos e mais abrangentes estudos a fim de investigar os efeitos dos treinos de equilíbrio que usam perturbações posturais sobre o controle postural em indivíduos com ICT.

Palavras-chave: Instabilidade do tornozelo. Ajuste antecipatório. Reações compensatórias. Controle postural. Treino de equilíbrio.

ABSTRACT

CONCEIÇÃO, Josilene Souza. **Effects of a kicking a ball balance perturbation training on the strategies of postural control in individuals with chronic ankle instability: a randomized controlled pilot study**. 2014. 71 p. Dissertation (Master Degree in Physiotherapy – Area: Motor behavior) – Santa Catarina State University. Post Graduate Program in Physiotherapy, Florianópolis, 2014.

Rehabilitation programs for chronic ankle instability (CAI) generally involve balance perturbation trainings. Anticipatory (APAs) and compensatory (CPAs) postural adjustments are the main strategies to maintain the equilibrium after these perturbations. It is still unknown, however, how the APAs and CPAs are modified to promote better postural equilibrium for individuals with CAI after balance perturbation trainings. The main objective of this study was to investigate the effect of balance perturbation training on the strategies of postural control in subjects with CAI. To this end, forty-four subjects with CAI were randomly assigned in the training (TG, n=22) and control (CG, n=22) groups. The TG performed a single session of balance perturbation training (30 minutes) involving a task of kicking a ball in single-leg stance; CG received no intervention. The primary outcome was the sum of the integral electromyographic ($\sum \int \text{EMG}$) of the supporting leg lower limb muscles. The $\sum \int \text{EMGs}$ were calculated during the typical intervals for anticipatory and compensatory adjustments. Secondary outcomes included the displacement of center of pressure (COP) during similar intervals. The $\sum \int \text{EMG}$ was lower for the dorsal muscles after the training, only for the TG, during the compensatory adjustment, i.e., the time interval that followed the leg movement. In this interval, the dorsal muscle $\sum \int \text{EMG}$ was smaller in the experimental than in the control group. Consequently, there was a significant increase in the COP displacement during the task after the training. A single session of balance perturbation training may promote changes in postural control strategies in subjects with CAI. Particularly, reducing the compensatory activity of specific muscle groups and increasing postural sway during dynamic tasks. These results might stimulate new and more comprehensive studies to investigate the effect of balance perturbation trainings on postural control in individuals with CAI.

Key-words: Ankle instability. Anticipatory adjustment. Compensatory reactions. Postural control. Balance training.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

REVISÃO DE LITERATURA

- Figura 1** - Representação gráfica da associação dos fatores mecânicos e funcionais que podem contribuir para a instabilidade crônica do tornozelo..... 15
- Figura 2** - Representação gráfica do cone de estabilidade..... 17
- Figura 3** - Modelo de pêndulo invertido mostrando as variáveis do centro de massa (COM), centro de pressão (COP), peso corporal (mg) e a altura (h) do COM, permitindo assim, uma medida estimada direta da rigidez muscular..... 19
- Figura 4** - Três estratégias posturais usadas normalmente pelos adultos no controle da postura ereta, da esquerda para a direita: estratégia do tornozelo, do quadril e do passo.....20

ARTIGO CIENTÍFICO

- Figura 1** - Fluxograma CONSORT..... 52
- Figura 2** - Representação das tarefas experimentais e protocolo de treino de equilíbrio.....53
- Figura 3** - Média das integrais EMG normalizadas (\int EMG, em unidades arbitrárias) do bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), sóleo (SOL), gastrocnêmio (porção medial – GasM e porção lateral – GasL), fibular longo (FL) e tibial anterior (TA) durante os intervalos de tempo: ajuste postural antecipatório (APA), ajuste postural compensatório 1 (APC1) e ajuste postural compensatório 2 (APC2), pré e pós-treino de equilíbrio.....54
- Figura 4** - Média da soma das integrais EMG normalizadas (\sum EMG, em unidades arbitrárias) dos músculos ventrais (\sum EMG_{VEN}): TA+RF; e dorsais (\sum EMG_{DOR}): GasM+GasL+SOL+BF, nos intervalos de tempo: ajuste postural antecipatório (APA), ajuste postural compensatório 1 (APC1) e ajuste postural compensatório 2 (APC2), pré e pós-treino de equilíbrio.....55
- Figura 5** - Experimento 1: média da área do deslocamento do COP na tarefa estática (eCOP_A, com intervalo de confiança de 95%, elipse), durante a tarefa estático (eCOP_A), pré e pós-treino de equilíbrio, nas condições: olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF). Experimento 2: média da área do deslocamento do COP na tarefa dinâmico (dCOP_A) e variação do COP ânteroposterior (dCOP_{AP}) e médiolateral (dCOP_{ML}), nos intervalos de tempo: APA, APC1 e APC2, pré e pós-treino de equilíbrio..... 56

LISTA DE TABELA

Tabela 1- Resultado da ANOVA fatorial (2x2) durante o APA, APC1 e APC2.....	50
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

\int EMG	Integral da atividade eletromiográfica
AD	Adutor
APA	Ajuste postural antecipatório
APC	Ajuste postural compensatório
BF	Bíceps femoral
CAIT	<i>Cumberland Ankle Instability Tool</i>
CMRR	Taxa de rejeição de modo comum
COM	Centro de massa corporal
COP	Centro de pressão corporal
dCOP _{AP}	Centro de pressão corporal dinâmico ânteroposterior
dCOP _{ML}	Centro de pressão corporal dinâmico médiolateral
dCOP _A	Área do centro de pressão corporal dinâmico
eCOP _A	Área do centro de pressão corporal estático
EMG	Eletromiográfica
FL	Fibular longo
GasL	Gastrocnêmio (porção lateral)
GasM	Gastrocnêmio (porção medial)
GC	Grupo controle
GT	Grupo treino
ICT	Instabilidade crônica de tornozelo
<i>Onset</i>	Início da atividade eletromiográfica
OA	Olhos abertos
OF	Olhos fechados
RF	Reto femoral
SNC	Sistema nervoso central
SOL	Sóleo
TA	Tibial anterior
TC	Tempo de chute
VMA \int EMG	Valor máximo absoluto da integral da atividade eletromiográfica
\sum \int EMG _{VEN}	Soma da integral eletromiográfica dos músculos ventrais
\sum \int EMG _{DOR}	Soma da integral eletromiográfica dos músculos dorsais

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO DO PROBLEMA	13
1.2	OBJETIVOS.....	14
1.2.1	Objetivo Geral.....	14
1.2.2	Objetivos Específicos	14
1.3	HIPÓTESES	14
2	REVISÃO DE LITERATURA	15
2.1	INSTABILIDADE CRÔNICA DO TORNOZELO.....	15
2.2	TRATAMENTO DA INSTABILIDADE CRÔNICA DO TORNOZELO.....	16
2.3	CONTROLE POSTURAL E INSTABILIDADE CRÔNICA DO TORNOZELO	17
2.4	ESTRATÉGIAS DE CONTROLE POSTURAL.....	18
2.5	EFEITO DO TREINO DE EQUILÍBRIO SOBRE OS APAs E APCs.....	21
	REFERÊNCIAS	23
3	ARTIGO CIENTÍFICO	34
	APÊNDICE	58
	ANEXOS	59
	ANEXO A – VERSÃO BRASILEIRA/PORTUGUESA DO CAIT	60
	ANEXO B – NORMAS SENIAM: TRADUÇÃO LIVRE PARA O PORTUGUÊS	61
	ANEXO C – CARTA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA	63
	ANEXO D – NORMAS DA REVISTA SELECIONADA	64

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO DO PROBLEMA

Lesões de tornozelo são as mais frequentes durante a prática de modalidades esportivas e atividades físicas (Garrick, 1977; Fong *et al.*, 2007), constituindo as entorses de tornozelo 85% dessas lesões (Garrick e Requa, 1988; Sheth *et al.*, 1997). Entorses de tornozelo apresentam um risco elevado de recorrência, sendo que, de 70% a 80% dos indivíduos que apresentaram a primeira entorse, como por exemplo, jogadores de basquetebol, registraram recidivas da lesão (Smith e Reischl, 1986; Yeung *et al.*, 1994). Esta condição (entorse recorrente) pode resultar no desenvolvimento de sintomas residuais de dor e instabilidade (Gerber *et al.*, 1998; Van Rijn *et al.*, 2008), o que é denominada como instabilidade crônica do tornozelo (ICT) (Kaminski e Hartsell, 2002; Van Cingel *et al.*, 2006).

As causas da ICT geralmente são atribuídas a fatores mecânicos e funcionais. Dentre os fatores mecânicos pode-se citar: ruptura ligamentar, gerando frouxidão articular (Hintermann, Boss e Schafer, 2002), anormalidades anatômicas (Datir e Connell, 2010) e processos inflamatórios crônicos e degenerativos (Taga *et al.*, 1993; Hintermann, Boss e Schafer, 2002). Dentre os fatores funcionais tem-se: déficit proprioceptivo (Lentell *et al.*, 1995; Willems *et al.*, 2002; Refshauge, Kilbreath e Raymond, 2003), alteração no controle postural (Tropp, Ekstrand e Gillquist, 1984b; Fu e Hui-Chan, 2005), fraqueza muscular do tornozelo (Tropp, 1986; Willems *et al.*, 2002) e aumento do tempo de reação neuromuscular (Vaes, Van Gheluwe e Duquet, 2001; Mora, Quinteiro-Blondin e Perot, 2003). Entretanto, as causas da ICT não podem ser explicadas apenas por um ou outro desses fatores, seja ele mecânico ou funcional, mas sim, por uma combinação desses (Santos e Liu, 2008).

O tratamento e a reabilitação de pessoas com ICT é um verdadeiro desafio, verificando-se uma grande variedade de protocolos de reabilitação descritos na literatura, os quais incluem: fortalecimento muscular (Docherty, Moore e Arnold, 1998; Smith *et al.*, 2012), exercícios pliométricos (Mckeon *et al.*, 2008; Henry *et al.*, 2010; Huang *et al.*, 2014) e treino de equilíbrio (Freeman, Dean e Hanham, 1965; Eils e Rosenbaum, 2001; Fox *et al.*, 2008). O treino de equilíbrio tem sido considerado uma parte importante no processo de reabilitação e prevenção de recidivas de entorses de tornozelo (Rozzi *et al.*, 1999; Eils e Rosenbaum, 2001; Wortmann e Docherty, 2013). Esses treinos têm como alvo principal o sistema sensorio-motor e normalmente envolvem perturbações posturais com os sujeitos em pé sobre superfícies estáveis e instáveis, como os discos proprioceptivos (Hoffman e Payne, 1995; Eils e Rosenbaum, 2001; Osborne *et al.*, 2001; Fitzgerald *et al.*, 2010) e minitrampolins (Kidgell *et al.*, 2007; Aragao *et al.*, 2011). Em particular, este último, consiste em um instrumento eficaz no que concerne a melhora do equilíbrio (Kidgell *et al.*, 2007), e tem sido bastante utilizado com jogadores de futebol, os quais são requeridos a se equilibrar em apoio unipodal sobre estas superfícies (Ergen e Ulkar, 2008) enquanto executam tarefas de chutar uma bola (Aragao *et al.*, 2011).

A melhora do equilíbrio alcançada com esses treinos é avaliada, na maioria dos estudos, por meio do deslocamento do centro de pressão corporal (COP) (Verhagen *et al.*, 2005; Hale, Hertel e Olmsted-Kramer, 2007; Kidgell *et al.*, 2007) em postura “estática” (ereta quieta) e apoio unipodal (Rozzi *et al.*, 1999; Verhagen *et al.*, 2005; Hazime *et al.*, 2012). O incremento do equilíbrio obtido com esses treinos normalmente é atribuído à melhora da propriocepção e controle neuromuscular do tornozelo. Entretanto, não existem relatos de como esses programas de treinos de equilíbrio interferem no controle neuromuscular do tornozelo ou outras articulações proximais, que juntos, controlam o equilíbrio postural durante as tarefas executadas nesses treinos (Kanekar, Santos e Aruin, 2008; Santos, Kanekar e Aruin, 2010a).

É possível que os treinos de equilíbrio provoquem mudanças em como o sistema nervoso central (SNC) controla as estratégias de controle postural, a fim de contemplar a melhora do equilíbrio durante os treinos executados, e por consequência, em tarefas funcionais similares. Dessa forma, treinos de equilíbrio que utilizam perturbações externas da postura, como a tarefa de chutar uma bola em superfície estável ou instável, podem gerar alterações nos ajustes posturais antecipatórios (APAs) (Santos e Aruin, 2009) e nos ajustes posturais compensatórios (APCs) (Henry, Fung e Horak, 1998). Por exemplo, estudos mostraram que exercícios focados na melhora do equilíbrio, como o método Tai Chi Chuan, levaram a reduções nos APAs de vários grupos musculares, ao mesmo tempo uma melhor estabilidade postural (Forrest, 1997). Assim como a prática prolongada de exercícios físicos que modificaram as estratégias de controle postural, com atenuação dos APAs do tibial anterior durante o levantamento rápido dos braços (Carvalho *et al.*, 2010).

Essas estratégias de controle postural tendem a estar alteradas em pacientes com doenças neurológicas (Dimitrova, Horak e Nutt, 2004; Bakker *et al.*, 2006), assim como em pacientes com problemas ortopédicos (Hodges e Richardson, 1999; Santos, Gorges e Rios, 2014). Por exemplo, indivíduos com lombalgia apresentaram atraso nos APAs dos músculos transversos abdominal e oblíquo

interno durante a tarefa de mover os braços rapidamente (Hodges e Richardson, 1999). Embora seja conhecido que os indivíduos com ICT apresentam alterações no controle postural (Tropp, Ekstrand e Gillquist, 1984b; Ross e Guskiewicz, 2004; Fu e Hui-Chan, 2005), apenas um estudo recente investigou os APAs e APCs nessa população, durante uma tarefa usada em treinos de equilíbrio, chutar uma bola em apoio unipodal. Indivíduos com ICT apresentaram alterações nas estratégias de controle postural ao realizar essa tarefa, especialmente durante os ajustes compensatórios (APCs), quando comparados a indivíduos controles saudáveis (Santos, Gorges e Rios, 2014). Diante disso, faz-se necessário investigar os efeitos do treino de equilíbrio sobre as estratégias de controle postural em sujeitos com ICT, o qual foi o principal objetivo desse estudo. Desta forma, poderemos entender melhor como essas estratégias modificam mediante os treinos de equilíbrio. O presente estudo realizou dois experimentos: 1) a estabilidade postural foi avaliada por meio do deslocamento do COP com os indivíduos em posição ortostática em apoio unipodal sobre uma superfície estável (plataforma de força), com os olhos abertos e fechados (tarefa estática); 2) a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos posturais e o deslocamento do COP foram registrados e analisados durante a tarefa de chutar uma bola em apoio unipodal em superfície estável (tarefa dinâmica); ambas as tarefas foram realizadas pré e pós-treino de equilíbrio.

Este estudo se justifica na medida em que se propôs desenvolver e testar intervenções de fisioterapia que pode trazer efeitos benéficos aos potenciais déficits de controle postural e incapacidades do tornozelo causados pela ICT. Isso será alcançado por meio da identificação e caracterização das possíveis modificações nas estratégias de controle postural causadas pelos treinos de equilíbrio, que são comumente usados em clubes esportivos e centros de reabilitação. A partir dos resultados obtidos nesse estudo, pesquisadores e clínicos poderão aperfeiçoar as já existentes ou desenvolver novas intervenções fisioterapêuticas mais eficazes para restabelecer a estabilidade postural de indivíduos com ICT com consequente diminuição de suas entorses recorrentes.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Investigar os efeitos do treino de equilíbrio sobre as estratégias de controle postural em sujeitos com ICT.

1.2.2 Objetivos Específicos

Experimento 1

- Investigar o deslocamento do COP, antes e após a intervenção de treino, nas condições olhos abertos e olhos fechados, em indivíduos com ICT (grupo treino e grupo controle).
- Comparar o deslocamento do COP, nas condições olhos abertos e olhos fechados, entre os grupos e dentre os indivíduos do grupo treino e do grupo controle.

Experimento 2

- Investigar os APAs (atividade eletromiográfica e deslocamento do COP), antes e após a intervenção de treino, em indivíduos com ICT (grupo treino e grupo controle).
- Investigar os APCs (atividade eletromiográfica e deslocamento do COP), antes e após a intervenção de treino, em indivíduos com ICT (grupo treino e grupo controle).
- Investigar o tempo de chute, antes e após a intervenção de treino, em indivíduos com ICT (grupo treino e grupo controle).
- Comparar os APAs e APCs, assim como o tempo de chute, antes e após a intervenção de treino, entre os grupos e dentre os indivíduos do grupo treino e do grupo controle.

1.3 HIPÓTESES

- O treino de equilíbrio provocará uma diminuição do deslocamento do COP durante a tarefa estática (experimento 1), na comparação entre os grupos.
- O treino de equilíbrio diminuirá a magnitude da atividade antecipatória (APAs) e compensatória (APCs) dos músculos do membro inferior de apoio com consequente aumento do deslocamento do COP durante a tarefa dinâmica (experimento 2), na comparação entre os grupos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

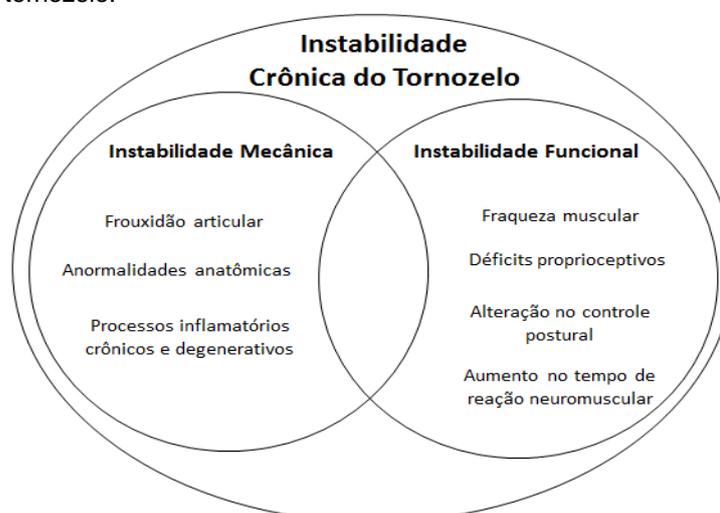
2.1 INSTABILIDADE CRÔNICA DO TORNOZELO

Lesões de tornozelo são as mais frequentes em atividades esportivas (Garrick, 1977; Fong *et al.*, 2007), sendo que 85% dessas lesões constituem as entorses de tornozelo (Garrick e Requa, 1988; Sheth *et al.*, 1997). As entorses de tornozelo são responsáveis por aproximadamente 20% a 40% de todas as lesões em atletas e geralmente são causadas pela excessiva inversão do tornozelo (entorse lateral) (Takao *et al.*, 2005; Distefano *et al.*, 2008). Estima-se que ocorra em média 23.000 entorses por dia nos Estados Unidos, quase 1 entorse para cada 10000 pessoas (Kannus e Renstrom, 1991), e devido à semelhança cultural e das atividades esportivas praticadas nos países ocidentais, é provável que este número possa ser estendido para os demais países (Verhagen, De Keizer e Van Dijk, 1995).

Após a primeira entorse de tornozelo existe um risco elevado de recorrência, o que pode levar ao desenvolvimento da ICT (Van Cingel *et al.*, 2006). ICT é caracterizada por entorses recorrentes ou sensação de que o tornozelo está “saindo do lugar” (*giving way*), ou ambos (Freeman, 1965). Alguns estudos têm usado os termos, instabilidade funcional de tornozelo e entorses recorrentes, para descrever esta condição (Pontaga, 2004; Loudon *et al.*, 2008; Santos e Liu, 2008). O presente estudo usará o termo ICT para definir sua população, uma vez que este termo é usado por vários outros estudos científicos (Kaminski e Hartsell, 2002; Van Cingel *et al.*, 2006; Mckeon *et al.*, 2008; Hale *et al.*, 2014), e o presente estudo não descarta a possibilidade dos sujeitos incluídos nessa investigação apresentem instabilidade funcional e mecânica.

Acredita-se que a entorse de tornozelo causa danos nos mecanorreceptores aferentes da articulação do tornozelo (desaferentação articular) (Freeman e Wyke, 1967), comprometendo a informação sensorial necessária para permitir que o corpo produza respostas motoras apropriadas para prevenir ou minimizar lesões do tornozelo. Essas alterações proprioceptivas podem resultar em déficits de equilíbrio (Gauffin, Tropp e Odenrick, 1988; Arnold *et al.*, 2009; Wikstrom *et al.*, 2009), atraso no tempo de reação dos músculos fibulares em resistir ao movimento de inversão do tornozelo sob uma condição de estresse (Lofvenberg *et al.*, 1995; Willems *et al.*, 2005) e diminuição do senso de posição articular (Refshauge, Kilbreath e Raymond, 2003; Witchalls *et al.*, 2012). Portanto, as principais causas funcionais da ICT incluem: déficit proprioceptivo (Lentell *et al.*, 1995; Willems *et al.*, 2002; Refshauge, Kilbreath e Raymond, 2003), alteração no controle postural (Tropp, Ekstrand e Gillquist, 1984b; Fu e Hui-Chan, 2005; Dingenen, Staes e Janssens, 2013), fraqueza muscular do tornozelo (Tropp, 1986; Willems *et al.*, 2002) e aumento do tempo de reação neuromuscular (Vaes, Van Gheluwe e Duquet, 2001; Mora, Quinteiro-Blondin e Perot, 2003; Rein *et al.*, 2011). Por outro lado, a ICT pode ser causada por fatores mecânicos, tais como a perda da contenção mecânica ligamentar, gerando uma frouxidão articular (Hintermann, Boss e Schafer, 2002); processos inflamatórios crônicos e degenerativos (Taga *et al.*, 1993; Hintermann, Boss e Schafer, 2002); bem como por anormalidades anatômicas (Datir e Connell, 2010). Entretanto, as causas da ICT podem ser mais complexas, envolvendo mais de um fator funcional ou mecânico, ou mesmo a combinação desses fatores (Santos e Liu, 2008; Hertel, 2002) (Figura 1).

Figura 1 - Representação gráfica da associação dos fatores mecânicos e funcionais que podem contribuir para a instabilidade crônica do tornozelo.



Fonte: adaptado da tese de SANTOS, 2006; e Hertel, 2002.

2.2 TRATAMENTO DA INSTABILIDADE CRÔNICA DO TORNOZELO

O tratamento e reabilitação de pessoas com instabilidade de tornozelo é um verdadeiro desafio. Há uma gama de tratamentos para a instabilidade de tornozelo descrita na literatura. Esses incluem o fortalecimento muscular (Docherty, Moore e Arnold, 1998; Kaminski *et al.*, 2003; Smith *et al.*, 2012), exercícios pliométricos (Mckeon *et al.*, 2008; Henry *et al.*, 2010; Huang *et al.*, 2014) e treino de equilíbrio (Freeman, Dean e Hanham, 1965; Eils e Rosenbaum, 2001; Fox *et al.*, 2008). Os resultados desses diferentes protocolos de reabilitação no controle sensorio motor do tornozelo incluem melhora da força (Docherty, Moore e Arnold, 1998; Smith *et al.*, 2012), do senso de posição articular do tornozelo (Eils e Rosenbaum, 2001; Sekir *et al.*, 2007), do controle postural (Mckeon *et al.*, 2008; Hupperets, Verhagen e Van Mechelen, 2009) e do tempo de reação do músculo tibial anterior (Sheth *et al.*, 1997; Osborne *et al.*, 2001) e fibular (Mitchell *et al.*, 2008).

O treino de equilíbrio tem sido muito recomendado, já que apresenta significativa importância na reabilitação após lesão ou prevenção de recidivas de lesões do tornozelo (Rozzi *et al.*, 1999; Eils e Rosenbaum, 2001; Wortmann e Docherty, 2013). Esse proporciona estabilidade para a articulação do tornozelo (Ross *et al.*, 2007) e retorno mais rápido a participação em atividades físicas e esportivas (Janssen, Van Mechelen e Verhagen, 2011). Os efeitos dos treinos de equilíbrio e proprioceptivos normalmente são avaliados com procedimentos de teste em relação à reprodução do ângulo articular do tornozelo (Gauffin, Tropp e Odenrick, 1988; Bernier e Perrin, 1998), aos tempos de reação muscular (Bernier, Perrin e Rijke, 1997; Osborne *et al.*, 2001), a oscilação postural (Eils e Rosenbaum, 2001; Ross, 2007) ou, ainda, associação desses (Hughes e Rochester, 2008; Mckeon e Hertel, 2008; Santos e Liu, 2008). Para mensuração da oscilação postural de pacientes com instabilidade de tornozelo, normalmente são utilizadas a posturografia por meio da plataforma de força (Tropp, Odenrick e Gillquist, 1985; Hertel, Buckley e Denegar, 2001), sendo que, os indivíduos são requeridos a ficar em posição ortostática, parados (postura ereta quieta), em apoio unipodal (Freeman, Dean e Hanham, 1965; Hazime *et al.*, 2012). Essa posição permite que os efeitos adversos dos potenciais déficits proprioceptivos e de equilíbrio do tornozelo sejam mais evidenciados (Freeman, Dean e Hanham, 1965).

Indivíduos com ICT submetidos a treinos de equilíbrio têm demonstrado resultados de melhora da estabilidade postural, essa é observada por meio da redução do deslocamento ou velocidade do COP e pelo índice de estabilidade (Bernier e Perrin, 1998; Rozzi *et al.*, 1999; Eils e Rosenbaum, 2001; Kidgell *et al.*, 2007; Ross *et al.*, 2007). Por exemplo, verificou-se em uma revisão sistemática sobre a efetividade do exercício ativo como intervenção para a ICT, que dos 16 artigos analisados, 12 utilizaram treinos de equilíbrio, e destes, em apenas dois os participantes não apresentaram melhora após intervenção conservadora (Loudon *et al.*, 2008). Poucos estudos mostraram resultados contrários à eficácia dos treinos de equilíbrio (Holme *et al.*, 1999; Verhagen *et al.*, 2005). Diferenças entre esses estudos quanto à melhora da estabilidade postural podem ter ocorrido devido as diferentes medidas de estabilidade postural e aos protocolos de treino utilizados (Ross e Guskiewicz, 2004).

Estudos experimentais e de revisão de literatura (Loudon *et al.*, 2008; Mckeon e Hertel, 2008b; Hubscher *et al.*, 2010; Verhagen e Bay, 2010; Webster e Gribble, 2010; Handoll *et al.*, 2011; Wortmann e Docherty, 2013) demonstram que os protocolos de treinos de equilíbrio geralmente envolvem exercícios em superfícies estáveis e instáveis, como espumas e disco proprioceptivos (Eils e Rosenbaum, 2001; Fitzgerald *et al.*, 2010), minitrampolins (Eils e Rosenbaum, 2001; Kidgell *et al.*, 2007; Aragao *et al.*, 2011), tábuas e placas de equilíbrio (Wester *et al.*, 1996; Wedderkopp *et al.*, 2003; Verhagen *et al.*, 2004), dentre outros.

Além da utilização dos instrumentos acima mencionados, os treinos de equilíbrio também envolvem perturbações posturais efetuadas via superfícies instáveis, ou pelo terapeuta, que requer dos indivíduos pegar ou chutar bolas em condição postural estável (solo rígido) ou instável (superfícies instáveis) (Mattacola e Dwyer, 2002; Hale *et al.*, 2014). Ainda, esses exercícios incluem sobrecarga progressiva, favorecendo o trabalho de resistência, fundamental para a melhora do equilíbrio (Rozzi *et al.*, 1999). E normalmente são realizados em cadeia cinética fechada devido à natureza das injúrias do tornozelo, as quais normalmente ocorrem na posição de cadeia cinética fechada, envolvendo articulação talocrural e subtalar (Kidgell *et al.*, 2007). A frequência de treino para estas intervenções de exercícios variam normalmente de uma vez por semana (Eils e Rosenbaum, 2001) a sete vezes por semana (Wester *et al.*, 1996), com duração de 10 min a 1 hora (Postle, Pak e Smith, 2012) e com duração total do programa normalmente variando de quatro (Hale, Hertel e Olmsted-Kramer, 2007; Han, Ricard e Fellingham, 2009) a 12 semanas (Wester *et al.*, 1996; Lee e Lin, 2008). Porém, o treino de equilíbrio, ainda que a curto prazo, pode melhorar as limitações funcionais de tornozelo em pacientes com ICT (Eils e Rosenbaum, 2001). Os efeitos preventivos dos programas de treino de equilíbrio são mais aparentes em pessoas com histórico de entorse de tornozelo, podendo levar a uma redução do risco de recorrência em até 60% (Verhagen *et al.*, 2004; Mcguine e Keene, 2006). Assim, efeitos profiláticos podem ser

obtidos com um menor volume de treino de equilíbrio em indivíduos que apresentam maior risco de entorse recorrente, ou seja, naqueles com história de entorse de tornozelo, como nos indivíduos com ICT.

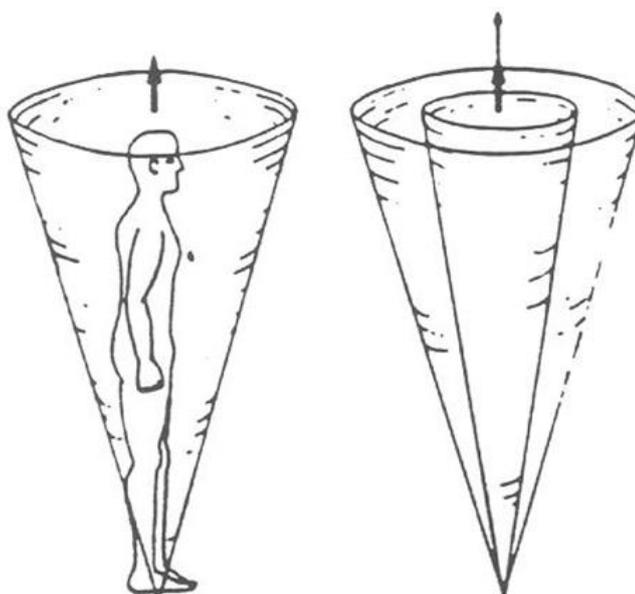
Enquanto vários estudos examinaram a eficácia do treino de equilíbrio usando os discos proprioceptivos, poucos estudos abordaram, especificamente, o treino de equilíbrio sobre o minitrampolim (Eils e Rosenbaum, 2001; Kidgell *et al.*, 2007; Aragao *et al.*, 2011). Esse instrumento requer elevada exigência dos músculos da extremidade inferior (Crowther *et al.*, 2007). Entretanto, ele ainda não foi testado sistematicamente em treinos de equilíbrio envolvendo indivíduos com ICT. Porém, existe um debate quanto à especificidade da tarefa sobre os efeitos gerados pelos treinos de equilíbrio (Eils e Rosenbaum, 2001). Por exemplo, é comum na prática clínica da fisioterapia e em treinos desportivos solicitar ao paciente/atleta chutar bolas sobre minitrampolis, porém, o efeito desse treino no controle da postura seja ela, estática ou dinâmica, ainda é desconhecido. Tais informações poderão contribuir para a prescrição de exercícios orientados, garantindo plena restauração da capacidade funcional ao longo do tempo, bem como, poderá ter um impacto direto na forma de como a instabilidade postural será testada em pacientes com ICT no futuro.

2.3 CONTROLE POSTURAL E INSTABILIDADE CRÔNICA DO TORNOZELO

A manutenção da postura ortostática do ser humano é um ato motor fundamental que fornece a base para a locomoção e para diversas tarefas motoras (Vaillancourt e Newell, 2002). Depende de uma série de processos complexos, tanto a níveis superiores do SNC (Loram, Maganaris e Lakie, 2005), quanto a nível medular, incluindo os reflexos posturais tônicos, como aqueles para manter a rigidez do tornozelo (Winter *et al.*, 2001).

O equilíbrio da postura vertical é obtido quando o centro de massa corporal (COM) está projetado verticalmente sobre a base de apoio, que é definida como a área delimitada pelo comprimento e largura dos pés (polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés) (Duarte e Freitas, 2010). A integração da pressão exercida pela massa corpórea sobre a superfície de suporte é denominada COP, a qual representa uma medida de deslocamento do corpo na superfície resultante de forças musculares de aceleração e desaceleração produzidas com objetivo de controlar a posição do COM (Rietdyk *et al.*, 1999). Portanto, para um corpo na posição em pé estar em perfeito equilíbrio, o COM deve estar em perfeito alinhamento com o COP, cuja projeção é caracterizada como um formato de um cone (Nashner e Mccollum, 1985) (Figura 2). Na prática isso não acontece, pois o corpo está em contínuo balanço/oscilação para se manter equilibrado (Nashner e Mccollum, 1985; Massion, 1992; Santos, Kanekar e Aruin, 2010b), e qualquer perturbação do corpo, seja externa, como em condições de translação da superfície de suporte, ou interna, como nos movimentos rápidos dos membros superiores ou inferiores, tende a deslocar o COM, e o alinhamento entre o COM e COP é perturbado, resultando num desequilíbrio da postura (Santos, Kanekar e Aruin, 2010b).

Figura 2 - Representação gráfica do cone de estabilidade.



Fonte: adaptado de JACOBSON, NEWMAN, KARTUSH apud NASHER, 1985, p. 263.

O sistema de controle postural regula a oscilação da postura em pé na posição vertical pela interação entre o indivíduo, a tarefa e o contexto, com a finalidade de equilíbrio e orientação (Rothwell, 1987; Shumway-Cook e Woollacott, 2001). Para a manutenção dessa orientação vertical estável, os componentes essenciais envolvem o componente sensorial, o componente motor e os processos de integração de nível superior. O componente sensorial envolve a atividade coordenada dos sistemas sensoriais (visual, vestibular e somatosensorial) que analisam a posição e o movimento do corpo dentro de um determinado contexto e durante uma tarefa específica; o componente motor inclui as sinergias das respostas musculares; e os processos de integração de nível superior mapeiam a sensação para promover a ação e garantem os aspectos de antecipação e adaptação do controle postural (Shumway-Cook e Woollacott, 2001).

Praticamente todos os comportamentos motores quando o indivíduo está na posição ortostática exigem algum controle postural, porém a complexidade desse controle aumenta em situações que envolvem perturbações do equilíbrio, como em treinos de equilíbrio, ou quando existe algum déficit do controle postural (Seigle, Ramdani e Bernard, 2009), como, por exemplo, em indivíduos com ICT. Freeman e colaboradores (1967) foram os primeiros a descrever a relação entre lesão no tornozelo e alterações no controle postural. Eles apontaram instabilidades posturais em pacientes com ICT quando visualmente observados em apoio unipodal com os olhos abertos e fechados. Os autores sugeriram que a lesão ligamentar do tornozelo ocasiona deficiências sensorio-motoras, em especial os déficits proprioceptivos, devido a desaferentação articular (Freeman, Dean e Hanham, 1965). Portanto, a avaliação da ICT inclui o controle postural, que é um dos principais parâmetros para auxiliar no diagnóstico, monitoramento e tratamento de pacientes com essas desordens (Hertel, 2002).

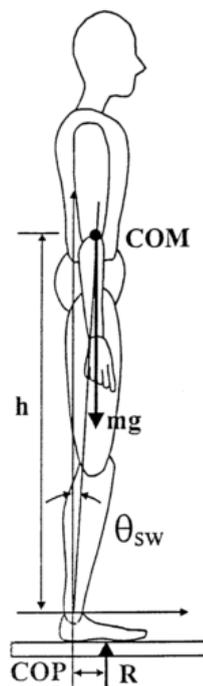
Entretanto, é bastante conhecido que o controle da postura, especialmente em situações dinâmicas, não envolvem simplesmente a propriocepção e o controle neuromuscular do tornozelo. Ele atua sobre outros sistemas sensorio-motores dispersos pelo corpo, ou sobre o SNC que gera respostas motoras de acordo com a necessidade da tarefa (Kanekar, Santos e Aruin, 2008; Santos, Kanekar e Aruin, 2010a). Por exemplo, o súbito deslocamento dos pés, que ocorre devido ao movimento de uma plataforma móvel (translação ou rotação) sobre a qual os sujeitos estão em pé parados, ativa uma seqüência de disparos musculares, que é dependente de geradores centrais e programas que interagem com reflexos periféricos (Dietz, 1992). Essas respostas musculares se dão de maneira sinérgica específica para a tarefa, a partir dos sinais sensoriais recebidos e controlados pelo SNC (Slijper e Latash, 2004). Portanto, pacientes com ICT submetidos a treinos de equilíbrio, que envolvem perturbações posturais, poderão não somente apresentar alterações nas respostas/reações posturais relacionadas ao tornozelo, como também no joelho e quadril (Horak e Nashner, 1986).

Assim, dada à capacidade de reorganização do sistema de controle postural no sentido de adaptação a tarefa e melhor desempenho do movimento, será pertinente investigar as estratégias de controle postural, discutidas a seguir, mediante treino de equilíbrio em indivíduos com ICT.

2.4 ESTRATÉGIAS DE CONTROLE POSTURAL

Apesar da postura bípede ser característica de destaque do ser humano na atual linhagem evolutiva (Preuschoft, 2004), e constituir a base na qual os movimentos são organizados e executados (Massion, 1998), ela é considerada instável, uma vez que a maior parte da massa corporal do homem se localiza a dois terços da altura corporal acima do chão. Dessa forma, mesmo na postura “estática” vertical, o corpo apresenta uma oscilação natural, o balanço corporal, sendo assim necessária uma série de estratégias com a finalidade de manter a postura ereta estável (Winter, 1995). Existe um modelo que indica que os músculos se comportam como um elástico para fazer com que o COP movimente-se em fase com o COM, obtendo o balanço corporal, que funciona como um sistema de pêndulo invertido para o controle do equilíbrio (Figura 3) (Fitzpatrick e McCloskey, 1994; Winter *et al.*, 2001).

Figura 3 - Modelo de pêndulo invertido mostrando as variáveis do centro de massa (COM), centro de pressão (COP), peso corporal (mg) e a altura (h) do COM, permitindo assim, uma medida estimada direta da rigidez muscular.



Fonte: (Winter *et al.*, 2001).

Como mencionado, o equilíbrio da postura vertical é obtido quando o COM está posicionado sobre a base de apoio e está alinhado com o COP. Qualquer perturbação do corpo, seja externa, como durante uma freada brusca de um ônibus em movimento (translação da superfície de suporte) (Rogers *et al.*, 2003), ou interna, geradas pelo movimento do próprio indivíduo, como no levantamento rápido dos braços (Aruin e Latash, 1995a), criam alterações dinâmicas que modificam o alinhamento entre o COM e o COP, comprometendo a estabilidade postural (Aruin e Latash, 1995a; Santos, Kanekar e Aruin, 2010a). Nessas situações, o corpo utiliza-se de estratégias de controle postural a fim de minimizar as consequências negativas das perturbações posturais.

Existem dois tipos de estratégias de controle postural: os ajustes posturais antecipatórios (APAs) (Belen'kii, Gurfinkel e Pal'tsev, 1967) e os ajustes posturais compensatórios (APCs) (Nashner e Mccollum, 1985), que consistem em contrações musculares e movimentos articulares que ocorrem frente a perturbações da postura. APAs e APCs podem ser observados e analisados por meio da atividade eletromiográfica dos músculos posturais (Santos, Kanekar e Aruin, 2010a), do deslocamento do COP (Santos, Gorges e Rios, 2014), do COM e dos movimentos articulares (Santos, Kanekar e Aruin, 2010b), ou ainda, da combinação desses.

Os APAs foram inicialmente descritos pelo russo Belen'kiï e colaboradores (1967), que reportaram a existência de atividade elétrica nos músculos dos membros inferiores, envolvidos no controle postural, cerca de 50-100ms antes da ativação motora principal no ato de flexão rápida do ombro com o indivíduo em posição ortostática. O papel dos APAs consiste em minimizar as consequências negativas das perturbações posturais que estão na iminência de ocorrer, diminuindo o deslocamento do COM e contribuindo para a preservação do equilíbrio corporal, permitindo, assim, um melhor desempenho do movimento (Bouisset e Zattara, 1987; Massion, 1992).

Os APAs são controlados por mecanismos de *feedforward* (Bouisset e Zattara, 1987; Massion, 1992; Aruin e Latash, 1995a), os quais ocorrem após uma configuração de ganho de uma perturbação postural. O modelo geral para este mecanismo envolve a experiência anterior do distúrbio postural que constrói uma imagem interna do distúrbio a ser minimizado (Massion, 1992). Acredita-se que os mecanismos de *feedforward* prevêm as consequências sensoriais que a execução de um comando motor teria sobre o estado do corpo antes dos sinais aferentes que acompanham o movimento. Isso permite ajustes mais rápidos no controle motor da postura e movimentos que seriam impossíveis por meio apenas de um sistema de *feedback* (Danion e Latash, 2011). Por exemplo, durante a ação de abrir uma porta puxando a maçaneta em direção ao próprio corpo, uma vez ausentes as contrações antecipatórias dos músculos dos membros inferiores, tais como o tríceps sural, o corpo seria arremetido

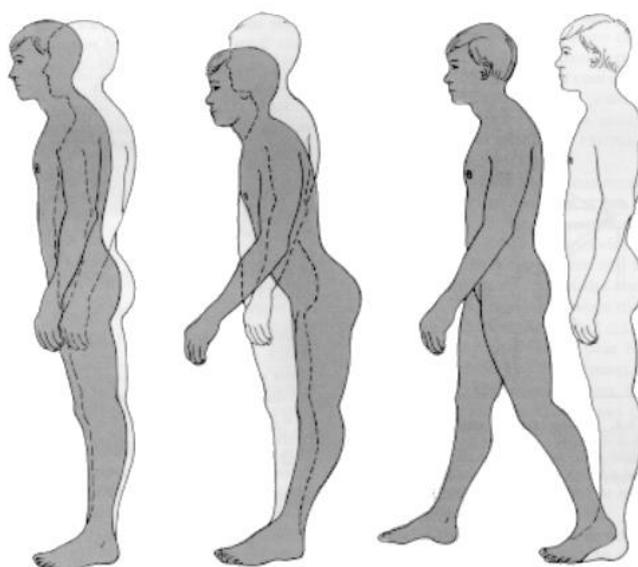
para frente, ao invés da conduta inicialmente desejada. Assim sendo, estas contrações precedem a ativação do movimento principal (Cordo e Nashner, 1982).

Existem vários fatores que influenciam a geração dos APAs pelo SNC, como a direção (Aruin e Latash, 1995a; Santos e Aruin, 2008) e a magnitude da perturbação (Aruin e Latash, 1996; Bouisset, Richardson e Zattara, 2000), características da ação motora utilizada para induzir uma perturbação, como a carga (Aruin e Latash, 1995b), velocidade (Hodges e Richardson, 1999) e aceleração (Lee, Buchanan e Rogers, 1987; Zattara e Bouisset, 1988), além de fatores como a previsibilidade da perturbação (Aruin e Shiratori, 2003; Santos, Kanekar e Aruin, 2010a), fatores psicológicos (Adkin *et al.*, 2002), e condições de instabilidade postural. Por exemplo, em condições de instabilidade postural, constatou-se que os padrões dos APAs podem ser gerados pelo SNC diferentemente: eles podem não sofrer modificações, como quando as perturbações posturais foram geradas com os sujeitos sobre patins de rodas paralelas (*rollerskates*) (Shiratori e Latash, 2000); podem aumentar sua magnitude, como verificado em sujeitos em apoio unipodal quando comparados à base regular de apoio (Santos e Aruin, 2009); ou ser atenuadas, como por exemplo, quando a postura foi perturbada com os sujeitos sobre uma viga estreita (Aruin, Forrest e Latash, 1998). Com base nos resultados desse último estudo, foi sugerido que na presença de instabilidade postural, o SNC pode suprimir os APAs a fim de evitar uma perturbação adicional do equilíbrio causado por este ajuste da postura (Aruin, Forrest e Latash, 1998), ou aumentar ainda mais a atividade muscular, quando entende que uma possível queda seria inevitável na ausência dos APAs (Mohapatra, Kukkar e Aruin, 2014).

O outro tipo de ajuste postural, os APCs, ocorre após as perturbações da postura já terem ocorrido (Nashner e Mccollum, 1985), sendo um mecanismo usado para restaurar o deslocamento do COM, restabelecendo o equilíbrio postural depois do distúrbio da postura ter ocorrido, seja ele previsto ou não (Diener, Horak e Nashner, 1988; Maki e Mcilroy, 1996). Eles também são denominados de estratégias de movimento (estratégia do tornozelo, do quadril e do passo), reunindo uma sequência estereotipada de contrações musculares e de movimentos articulares dos membros inferiores que são controlados por mecanismos de *feedback* (Nashner e Cordo, 1981; Horak e Nashner, 1986; Alexandrov *et al.*, 2005).

A estratégia do tornozelo está associada com o movimento de todo o corpo sobre a articulação do tornozelo, sendo caracterizada pela ativação sequencial dos músculos do próprio tornozelo, joelho e quadril (Figura 4) (Alexander, Rivara e Wolf, 1992), com mínimo movimento da articulação dos dois últimos, apresentando, assim, a articulação do tornozelo, um papel central nas correções posturais, como em situações de apoio unipodal (Tropp e Odenrick, 1988). A estratégia de movimento do tornozelo é habitualmente utilizada nas situações em que a perturbação do equilíbrio é pequena e a superfície de apoio é firme, requerendo força dos músculos do tornozelo (Shumway-Cook e Woollacott, 2001). Como a quantidade de força que pode ser gerada pelos músculos que circundam essa articulação é relativamente pequena, esta estratégia é geralmente utilizado para controlar a oscilação na postura em pé ou oscilações de pequena amplitude de movimento (Gatev *et al.*, 1999).

Figura 4 - Três estratégias posturais usadas normalmente pelos adultos no controle da postura ereta, da esquerda para a direita: estratégia do tornozelo, do quadril e do passo.



Fonte: (Shumway-Cook e Woollacott, 2001).

Quando a estratégia do tornozelo não é suficiente para restaurar o equilíbrio, como em perturbações de maior magnitude e rapidez, ou quando a superfície de apoio é flexível ou menor que os pés (como sobre uma viga ou trilho estreito), utiliza-se a estratégia do quadril (Horak e Nashner, 1986), levando a um novo tipo de cinemática, centrada no deslocamento do quadril (flexão ou extensão do quadril), associado à rotação antifase dos tornozelos, a fim de controlar o movimento do COM (Figura 4). Em situações em que as estratégias do tornozelo e do quadril não são suficientes para recuperar o equilíbrio, a estratégia do passo é utilizada para alinhar a base de apoio sob o COM (Figura 4) (Horak, Henry e Shumway-Cook, 1997; Rogers e Mille, 2003).

Sob condições em que o aparecimento ou magnitude da instabilidade é imprevisível (como o ato de tropeçar), as respostas compensatórias são fortemente influenciadas pelo estímulo (Nashner e Cordo, 1981), no entanto, quando as características da instabilidade são conhecidas e previsíveis, as características das respostas compensatórias são modificáveis para atender às condições da tarefa (Horak, Shupert e Mirka, 1989). Assim, as respostas dos APCs dependem da direção e magnitude da perturbação, das dimensões da base de apoio (Horak e Nashner, 1986; Henry, Fung e Horak, 1998; Dimitrova, Horak e Nutt, 2004), previsibilidade das características da perturbação (Burleigh e Horak, 1996) e instruções da tarefa (Mcilroy e Maki, 1993).

Poucos estudos têm abordado a relação entre os APAs e os APCs, mas já se sabe que a previsibilidade de uma perturbação é um fator importante na geração dos APAs e do seu efeito sobre a magnitude dos APCs. Em estudo no qual os indivíduos foram privados da visão e foram atingidos por um pêndulo em movimento, foi demonstrado que não houve a geração dos APAs e, como consequência teve-se uma maior resposta compensatória, objetivando restabelecer o equilíbrio do corpo após a perturbação ter ocorrido (Santos, Kanekar e Aruin, 2010a). Ao contrário, durante a mesma tarefa, mas com o auxílio da visão (perturbação prevista), a presença dos APAs diminuiu drasticamente os APCs. Isso demonstra que a presença dos APAs não exclui a existência dos APCs (Bouisset e Zattara, 1987), mas minimiza as correções que deverão ser realizadas pelos APCs após as perturbações posturais (Massion, 1992; Aruin e Latash, 1995b).

Alterações nas estratégias de controle postural têm sido estudadas em uma série de pacientes com doenças ortopédicas e neurológicas. Por exemplo, alterações nos APAs foram observadas em pacientes com lombalgia (Hodges e Richardson, 1999), acidente vascular encefálico (Dickstein *et al.*, 2004), paralisia cerebral (Bigongiari *et al.*, 2011) e doença de Parkinson (Dimitrova, Horak e Nutt, 2004). Já os APCs se mostraram alterados em condições como a ataxia cerebelar (Bakker *et al.*, 2006), perda vestibular periférica bilateral (Carpenter, Allum e Honegger, 2001) e doença de Huntington (Huttunen e Homberg, 1990). Recentemente foi demonstrado que pacientes com ICT possuem alterações nos APCs ao realizar uma tarefa dinâmica comumente usada para reabilitar indivíduos com ICT, i.e., chutar uma bola em apoio unipodal (Santos, Gorges e Rios, 2014). Porém, tal estudo não envolveu o treino de equilíbrio. Os autores desse estudo sugerem que indivíduos com ICT aumentam a rigidez das articulações do membro inferior (via mecanismos neuromusculares) durante esta tarefa, com receio de sofrer uma nova entorse. Nessas situações, o efeito do treino de equilíbrio poderia ser reverso ao da tarefa estática, ou seja, os indivíduos deveriam aumentar a excursão do COP, aproximando-se dos indivíduos saudáveis.

2.5 EFEITO DO TREINO DE EQUILÍBRIO SOBRE OS APAs E APCs

O treino de equilíbrio pode proporcionar uma melhor experiência motora, e isto pode ser observado em pesquisas sobre a oscilação da postura, as quais constituem estudos muito importantes dentro do sistema de estabilização postural (Riley *et al.*, 1997). Porém, para um bom desempenho de uma ação motora, como por exemplo, envolvendo a tarefa de chutar uma bola em apoio unipodal, a geometria do corpo é alterada, deslocando o COM, que acaba sendo seguido pelo COP. As contrações musculares que antecedem e sucedem essa ação motora representam a ação do SNC na geração das estratégias de controle postural. Nessas situações, os APAs estabilizam a posição dos segmentos corporais antes do desempenho desse movimento (Massion, 1992) e os APCs restauram o equilíbrio postural depois do distúrbio da postura já ter ocorrido (Maki e Mcilroy, 1996; Henry, Fung e Horak, 1998).

Na edificação dos treinos de equilíbrio, interessa anotar que relatos prevêm que os exercícios parecem modular o sistema de controle postural e atenuar os APAs, mas esses resultados ainda estão em debate. Estudo investigou em idosos, o efeito da prática de exercício físico sobre os APAs em uma tarefa que envolvia o levantamento de uma carga com os braços. Esse estudo evidenciou que idosos praticantes de exercícios físicos apresentaram uma menor atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior quando comparados a idosos sedentários, sugerindo assim, que o exercício pode alterar as estratégias de controle postural (Carvalho *et al.*, 2010). Outro estudo mostrou que exercícios focados na

melhora do equilíbrio, como o método Tai Chi Chuan, levaram a reduções nos APAs de vários grupos musculares, e, ao mesmo tempo, uma melhor estabilidade postural, indicando que esta prática de treino de equilíbrio leva a uma maior utilização das estruturas periféricas, como músculos, ligamentos e tendões, além da diminuição da participação das estruturas neurais centrais no equilíbrio postural (Forrest, 1997). Portanto, existem perspectivas que o treino de equilíbrio utilizados em indivíduos com ICT modificam as estratégias de controle postural (APAs e APCs), entretanto, isso ainda não foi testado experimentalmente.

Em síntese, com base na literatura supramencionada, a ICT é uma condição na qual os indivíduos apresentam entorse recorrente ou sensação de que o tornozelo está “saindo do lugar” (*giving way*), ou ambos (Freeman, 1965). As causas da ICT geralmente são atribuídas a fatores mecânicos e funcionais. Entretanto, as causas da ICT não podem ser explicadas apenas por um ou outro desses fatores, seja ele mecânico ou funcional, mas sim, como uma combinação desses (Santos e Liu, 2008).

O tratamento e a reabilitação de pessoas com ICT é um verdadeiro desafio e tem-se utilizado principalmente o treino de equilíbrio (Freeman, Dean e Hanham, 1965; Eils e Rosenbaum, 2001; Fox *et al.*, 2008). Esse tem sido considerado uma parte importante no processo de reabilitação e prevenção de recidivas de entorses de tornozelo (Tropp, 1986; Wester *et al.*, 1996; Rozzi *et al.*, 1999; Eils e Rosenbaum, 2001). Os programas de reabilitação que envolve o treino de equilíbrio têm como alvo principal o sistema sensorio-motor e normalmente utilizam perturbações posturais com os sujeitos em pé sobre superfícies estáveis ou instáveis (Hoffman e Payne, 1995; Eils e Rosenbaum, 2001; Osborne *et al.*, 2001; Fitzgerald *et al.*, 2010). A melhora do equilíbrio alcançada com esses treinos é avaliada, na maioria dos estudos, por meio do deslocamento do COP (Verhagen *et al.*, 2005; Hale, Hertel e Olmsted-Kramer, 2007; Kidgell *et al.*, 2007). O incremento do equilíbrio normalmente é atribuído à melhora da propriocepção e controle neuromuscular do tornozelo.

Entretanto, esses programas de treinos de equilíbrio não interferem somente no controle neuromuscular do tornozelo, sendo possível que provoquem mudanças em como o SNC controla as estratégias de controle postural (Kanekar, Santos e Aruin, 2008; Santos, Kanekar e Aruin, 2010a), a fim de contemplar a melhora do equilíbrio. Dessa forma, treinos que utilizam perturbações externas da postura, como a tarefa de chutar uma bola, podem gerar alterações nas estratégias de controle postural (Aruin, Forrest e Latash, 1998; Aruin e Shiratori, 2003; Santos, Kanekar e Aruin, 2010a), ou seja, modificações nos APAs (Santos e Aruin, 2009) e nos APCs (Henry, Fung e Horak, 1998). Uma vez que os APAs e APCs são os principais mecanismos para restaurar o equilíbrio postural frente a perturbações da postura, torna-se importante entender o efeito de um treino de equilíbrio sobre essas estratégias em indivíduos com ICT.

O melhor conhecimento quanto às modificações que ocorrem com as estratégias de controle postural obtidas com os treinos de equilíbrio, fornecerão aos pesquisadores e clínicos novas perspectivas em relação aos métodos de treino de equilíbrio mais eficazes, o que contribuirá para a redução da recorrência da entorse de tornozelo, bem como prevenção da ICT.

REFERÊNCIAS

ADKIN, A. L. et al. Fear of falling modifies anticipatory postural control. **Exp Brain Res**, v. 143, n. 2, p. 160-70, Mar 2002. ISSN 0014-4819. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11880892> >.

ALEXANDER, B. H.; RIVARA, F. P.; WOLF, M. E. The cost and frequency of hospitalization for fall-related injuries in older adults. **Am J Public Health**, v. 82, n. 7, p. 1020-3, Jul 1992. ISSN 0090-0036. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1609903> >.

ALEXANDROV, A. V. et al. Feedback equilibrium control during human standing. **Biol Cybern**, v. 93, n. 5, p. 309-22, Nov 2005. ISSN 0340-1200. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16228222> >.

ARAGAO, F. A. et al. Mini-trampoline exercise related to mechanisms of dynamic stability improves the ability to regain balance in elderly. In: (Ed.). **J Electromyogr Kinesiol**. England: 2011 Elsevier Ltd, v.21, 2011. p.512-8. ISBN 1873-5711. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21306917> >.

ARNOLD, B. L. et al. Ankle instability is associated with balance impairments: a meta-analysis. In: (Ed.). **Med Sci Sports Exerc**. United States, v.41, 2009. p.1048-62. ISBN 1530-0315. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19346982> >.

ARUIN, A.; SHIRATORI, T. Anticipatory postural adjustments while sitting: the effects of different leg supports. **Exp Brain Res**, v. 151, n. 1, p. 46-53, Jul 2003. ISSN 0014-4819. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12740726> >.

ARUIN, A. S.; FORREST, W. R.; LATASH, M. L. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, v. 109, n. 4, p. 350-9, Aug 1998. ISSN 0013-4694. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9751298> >.

ARUIN, A. S.; LATASH, M. L. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. **Exp Brain Res**, v. 103, n. 2, p. 323-32, 1995a. ISSN 0014-4819. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7789439> >.

_____. The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. **Exp Brain Res**, v. 106, n. 2, p. 291-300, 1995b. ISSN 0014-4819. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8566194> >.

_____. Anticipatory postural adjustments during self-initiated perturbations of. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, v. 101, n. 6, p. 497-503, Dec 1996. ISSN 0013-4694. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9020822> >.

BAKKER, M. et al. Postural responses to multidirectional stance perturbations in cerebellar ataxia. In: (Ed.). **Exp Neurol**. United States, v.202, 2006. p.21-35. ISBN 0014-4886. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16808916> >.

BELEN'KII, V. E.; GURFINKEL, V. S.; PAL'TSEV, E. I. [Control elements of voluntary movements]. **Biofizika**, v. 12, n. 1, p. 135-41, Jan-Feb 1967. ISSN 0006-3029. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5623488> >.

BERNIER, J. N.; PERRIN, D. H. Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 27, n. 4, p. 264-75, Apr 1998. ISSN 0190-6011. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9549710> >.

BERNIER, J. N.; PERRIN, D. H.; RIJKE, A. Effect of unilateral functional instability of the ankle on postural sway and inversion and eversion strength. **J Athl Train**, v. 32, n. 3, p. 226-32, Jul 1997. ISSN 1062-6050. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16558454> >.

BIGONGIARI, A. et al. Anticipatory and compensatory postural adjustments in sitting in children with cerebral palsy. **Hum Mov Sci**, v. 30, n. 3, p. 648-57, Jun 2011. ISSN 1872-7646. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21453981>>.

BOUISSET, S.; RICHARDSON, J.; ZATTARA, M. Are amplitude and duration of anticipatory postural adjustments identically. **Neurosci Lett**, v. 278, n. 3, p. 153-6, Jan 14 2000. ISSN 0304-3940. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10653016>>.

BOUISSET, S.; ZATTARA, M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. **J Biomech**, v. 20, n. 8, p. 735-42, 1987. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3654672>>.

BURLEIGH, A.; HORAK, F. Influence of instruction, prediction, and afferent sensory information on the postural organization of step initiation. **J Neurophysiol**, v. 75, n. 4, p. 1619-28, Apr 1996. ISSN 0022-3077. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8727400>>.

CARPENTER, M. G.; ALLUM, J. H.; HONEGGER, F. Vestibular influences on human postural control in combinations of pitch and roll planes reveal differences in spatiotemporal processing. **Exp Brain Res**, v. 140, n. 1, p. 95-111, Sep 2001. ISSN 0014-4819. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11500802>>.

CARVALHO, R. et al. The effects of physical activity in the anticipatory postural adjustments in elderly people. **Motor Control**, v. 14, n. 3, p. 371-9, Jul 2010. ISSN 1087-1640. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20702897>>.

CORDO, P. J.; NASHNER, L. M. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. **J Neurophysiol**, v. 47, n. 2, p. 287-302, Feb 1982. ISSN 0022-3077. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7062101>>.

CROWTHER, R. G. et al. Kinematic responses to plyometric exercises conducted on compliant and noncompliant surfaces. In: (Ed.). **J Strength Cond Res**. United States, v.21, 2007. p.460-5. ISBN 1064-8011. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17530962>>.

DANION, F. D. R.; LATASH, M. L. **Motor control** : theories, experiments, and applications. New York: Oxford University Press, 2011. xxiv, 511 p. ISBN 9780195395273 (alk. paper).

DATIR, A.; CONNELL, D. Imaging of impingement lesions in the ankle. In: (Ed.). **Top Magn Reson Imaging**. United States, v.21, 2010. p.15-23. ISBN 1536-1004. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21317565>>.

DICKSTEIN, R. et al. Anticipatory postural adjustment in selected trunk muscles in post stroke hemiparetic patients. In: (Ed.). **Arch Phys Med Rehabil**. United States, v.85, 2004. p.261-7. ISBN 0003-9993. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14966711>>.

DIENER, H. C.; HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Influence of stimulus parameters on human postural responses. **J Neurophysiol**, v. 59, n. 6, p. 1888-905, Jun 1988. ISSN 0022-3077. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3404210>>.

DIETZ, V. Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. **Physiol Rev**, v. 72, n. 1, p. 33-69, Jan 1992. ISSN 0031-9333. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1731372>>.

DIMITROVA, D.; HORAK, F. B.; NUTT, J. G. Postural muscle responses to multidirectional translations in patients with Parkinson's disease. In: (Ed.). **J Neurophysiol**. United States, v.91, 2004. p.489-501. ISBN 0022-3077. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12944541>>.

DINGENEN, B.; STAES, F. F.; JANSSENS, L. A new method to analyze postural stability during a transition task from double-leg stance to single-leg stance. **J Biomech**, v. 46, n. 13, p. 2213-9, Sep 2013. ISSN 1873-2380. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23876714>>.

DISTEFANO, L. J. et al. Lower extremity kinematics and ground reaction forces after prophylactic lace-up ankle bracing. **J Athl Train**, v. 43, n. 3, p. 234-41, May-Jun 2008. ISSN 1938-162X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18523572>>.

DOCHERTY, C. L.; MOORE, J. H.; ARNOLD, B. L. Effects of strength training on strength development and joint position sense in functionally unstable ankles. **J Athl Train**, v. 33, n. 4, p. 310-4, Oct 1998. ISSN 1062-6050. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16558526>>.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Rev Bras Fisioter**, v. 14, n. 3, p. 183-92, 2010 May-Jun 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20730361>>.

EILS, E.; ROSENBAUM, D. A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. **Med Sci Sports Exerc**, v. 33, n. 12, p. 1991-8, Dec 2001. ISSN 0195-9131. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11740289>>.

ERGEN, E.; ULKAR, B. Proprioception and ankle injuries in soccer. In: (Ed.). **Clin Sports Med**. United States, v.27, 2008. p.195-217, x. ISBN 1556-228X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18206575>>.

FITZGERALD, D. et al. Effects of a wobble board-based therapeutic exergaming system for balance training on dynamic postural stability and intrinsic motivation levels. In: (Ed.). **J Orthop Sports Phys Ther**. United States, v.40, 2010. p.11-9. ISBN 0190-6011. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20044704>>.

FITZPATRICK, R.; MCCLOSKEY, D. I. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. **J Physiol**, v. 478 (Pt 1), p. 173-86, Jul 1 1994. ISSN 0022-3751. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7965833>>.

FONG, D. T. et al. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. In: (Ed.). **Sports Med**. New Zealand, v.37, 2007. p.73-94. ISBN 0112-1642. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17190537>>.

FORREST, W. R. Anticipatory postural adjustment and T'ai Chi Ch'uan. **Biomed Sci Instrum**, v. 33, p. 65-70, 1997. ISSN 0067-8856. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9731337>>.

FOX, J. et al. Eccentric plantar-flexor torque deficits in participants with functional ankle instability. **J Athl Train**, v. 43, n. 1, p. 51-4, Jan-Mar 2008. ISSN 1938-162X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18335013>>.

FREEMAN, M. A. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. **J Bone Joint Surg Br**, v. 47, n. 4, p. 669-77, Nov 1965. ISSN 0301-620X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5846766>>.

FREEMAN, M. A.; DEAN, M. R.; HANHAM, I. W. The etiology and prevention of functional instability of the foot. **J Bone Joint Surg Br**, v. 47, n. 4, p. 678-85, Nov 1965. ISSN 0301-620X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5846767>>.

FREEMAN, M. A.; WYKE, B. Articular reflexes at the ankle joint: an electromyographic study of normal and abnormal influences of ankle-joint mechanoreceptors upon reflex activity in the leg muscles. **Br J Surg**, v. 54, n. 12, p. 990-1001, Dec 1967. ISSN 0007-1323. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6066324>>.

FU, A. S.; HUI-CHAN, C. W. Ankle joint proprioception and postural control in basketball players with bilateral ankle sprains. In: (Ed.). **Am J Sports Med**. United States, v.33, 2005. p.1174-82. ISBN 0363-5465. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16000667>>.

GARRICK, J. G. The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains. **Am J Sports Med**, v. 5, n. 6, p. 241-2, Nov-Dec 1977. ISSN 0363-5465. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/563179>>.

- GARRICK, J. G.; REQUA, R. K. The epidemiology of foot and ankle injuries in sports. **Clin Sports Med**, v. 7, n. 1, p. 29-36, Jan 1988. ISSN 0278-5919. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2900695>>.
- GATEV, P. et al. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. **J Physiol**, v. 514 (Pt 3), p. 915-28, Feb 1 1999. ISSN 0022-3751. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9882761>>.
- GAUFFIN, H.; TROPP, H.; ODENRICK, P. Effect of ankle disk training on postural control in patients with functional instability of the ankle joint. **Int J Sports Med**, v. 9, n. 2, p. 141-4, Apr 1988. ISSN 0172-4622. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3384520>>.
- HALE, S. A.; HERTEL, J.; OLMSTED-KRAMER, L. C. The effect of a 4-week comprehensive rehabilitation program on postural control and lower extremity function in individuals with chronic ankle instability. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 37, n. 6, p. 303-11, Jun 2007. ISSN 0190-6011. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17612356>>.
- HALE, S. A. et al. Bilateral Improvements in Lower Extremity Function After Unilateral Balance Training in Individuals With Chronic Ankle Instability. **J Athl Train**, Feb 2014. ISSN 1938-162X. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24568231> >.
- HAN, K.; RICARD, M. D.; FELLINGHAM, G. W. Effects of a 4-week exercise program on balance using elastic tubing as a perturbation force for individuals with a history of ankle sprains. In: (Ed.). **J Orthop Sports Phys Ther**. United States, v.39, 2009. p.246-55. ISBN 0190-6011. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19346625>>.
- HANDOLL, H. H. et al. WITHDRAWN: Interventions for preventing ankle ligament injuries. **Cochrane Database Syst Rev**, n. 5, p. Cd000018, 2011. ISSN 1469-493X Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21563126>>.
- HAZIME, F. A. et al. Postural control under visual and proprioceptive perturbations during double and single limb stances: insights for balance training. In: (Ed.). **J Bodyw Mov Ther**. United States: 2011 Elsevier Ltd, v.16, 2012. p.224-9. ISBN 1532-9283. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22464121> >.
- HENRY, B. et al. The effect of plyometric training on peroneal latency. **J Sport Rehabil**, v. 19, n. 3, p. 288-300, Aug 2010. ISSN 1056-6716. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20811078>>.
- HENRY, S. M.; FUNG, J.; HORAK, F. B. EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations. **J Neurophysiol**, v. 80, n. 4, p. 1939-50, Oct 1998. ISSN 0022-3077. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9772251> >.
- HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 10, n. 5, p. 361-74, Oct 2000. ISSN 1050-6411. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11018445> >.
- HERTEL, J. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. **J Athl Train**, v. 37, n. 4, p. 364-375, Dec 2002. ISSN 1938-162X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12937557>>.
- HERTEL, J.; BUCKLEY, W. E.; DENEGAR, C. R. Serial Testing of Postural Control After Acute Lateral Ankle Sprain. **J Athl Train**, v. 36, n. 4, p. 363-368, Dec 2001. ISSN 1938-162X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12937477>>.
- HESS, D. M. et al. Effect of a 4-week agility-training program on postural sway in the functionally unstable ankle. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 10, n. 1, Feb 2001. ISSN 1056-6716. Disponível em: < <[Go to ISI>://WOS:000166946500003](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11018445) >.

- HINTERMANN, B.; BOSS, A.; SCHAFER, D. Arthroscopic findings in patients with chronic ankle instability. **Am J Sports Med**, v. 30, n. 3, p. 402-9, May-Jun 2002. ISSN 0363-5465. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12016082>>.
- HODGES, P. W.; RICHARDSON, C. A. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. In: (Ed.). **Arch Phys Med Rehabil**. United States, v.80, 1999. p.1005-12. ISBN 0003-9993. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10489000>>.
- HOLME, E. et al. The effect of supervised rehabilitation on strength, postural sway, position sense and re-injury risk after acute ankle ligament sprain. **Scand J Med Sci Sports**, v. 9, n. 2, p. 104-9, Apr 1999. ISSN 0905-7188. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10220845>>.
- HORAK, F. B.; HENRY, S. M.; SHUMWAY-COOK, A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. **Phys Ther**, v. 77, n. 5, p. 517-33, May 1997. ISSN 0031-9023. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9149762>>.
- HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. **J Neurophysiol**, v. 55, n. 6, p. 1369-81, Jun 1986. ISSN 0022-3077. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3734861>>.
- HORAK, F. B.; SHUPERT, C. L.; MIRKA, A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. **Neurobiol Aging**, v. 10, n. 6, p. 727-38, Nov-Dec 1989. ISSN 0197-4580. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2697808>>.
- HUANG, P. Y. et al. Lower Extremity Biomechanics in Athletes With Ankle Instability After a 6-Week Integrated Training Program. **J Athl Train**, Feb 2014. ISSN 1938-162X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24568224>>.
- HÜBSCHER, M. et al. Neuromuscular training for sports injury prevention: a systematic review. **Med Sci Sports Exerc**, v. 42, n. 3, p. 413-21, Mar 2010. ISSN 1530-0315. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19952811>>.
- HUGHES, T.; ROCHESTER, P. The effects of proprioceptive exercise and taping on proprioception in subjects with functional ankle instability: a review of the literature. In: (Ed.). **Phys Ther Sport**. England, v.9, 2008. p.136-47. ISBN 1873-1600. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19083714>>.
- HUPPERETS, M. D.; VERHAGEN, E. A.; VAN MECHELEN, W. Effect of unsupervised home based proprioceptive training on recurrences of ankle sprain: randomised controlled trial. **BMJ**, v. 339, p. b2684, 2009. ISSN 1756-1833. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19589822>>.
- HUTTUNEN, J.; HOMBERG, V. EMG responses in leg muscles to postural perturbations in Huntington's disease. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v. 53, n. 1, p. 55-62, Jan 1990. ISSN 0022-3050. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2154557>>.
- ISAKOV, E.; MIZRAHI, J. Is balance impaired by recurrent sprained ankle? **Br J Sports Med**, v. 31, n. 1, p. 65-7, Mar 1997. ISSN 0306-3674. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9132216>>.
- JACOBSON, NEWMAN, KARTUSH apud NASHER. **Handbook of Balance Function Testing**. Singular publishing group, inc. San Dugo. London. 1989 p. 263.
- JANSSEN, K. W.; VAN MECHELEN, W.; VERHAGEN, E. A. Ankles back in randomized controlled trial (ABrCt): braces versus neuromuscular. **BMC Musculoskelet Disord**, v. 12, p. 210, 2011. ISSN 1471-2474. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21951559>>.
- KAMINSKI, T. W. et al. Effect of strength and proprioception training on eversion to inversion strength ratios in subjects with unilateral functional ankle instability. **Br J Sports Med**, v. 37, n. 5, p. 410-5; discussion 415, 2003. ISSN 0306-3674. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14514531>>.

KAMINSKI, T. W.; HARTSELL, H. D. Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: A Strength Perspective. **J Athl Train**, v. 37, n. 4, p. 394-405, Dec 2002. ISSN 1938-162X (Electronic). Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12937561>>.

KANEKAR, N.; SANTOS, M. J.; ARUIN, A. S. Anticipatory postural control following fatigue of postural and focal muscles. **Clin Neurophysiol**, v. 119, n. 10, p. 2304-13, Oct 2008. ISSN 1388-2457. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18752990>>.

KANNUS, P.; RENSTROM, P. Treatment for acute tears of the lateral ligaments of the ankle. Operation, cast, or early controlled mobilization. **J Bone Joint Surg Am**, v. 73, n. 2, p. 305-12, Feb 1991. ISSN 0021-9355. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1993726>>.

KIDGELL, D. J. et al. Effect of six weeks of dura disc and mini-trampoline balance training on postural sway in athletes with functional ankle instability. In: (Ed.). **J Strength Cond Res**. United States, v.21, 2007. p.466-9. ISBN 1064-8011. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17530947>>.

LEE, A. J.; LIN, W. H. Twelve-week biomechanical ankle platform system training on postural stability and ankle proprioception in subjects with unilateral functional ankle instability. In: (Ed.). **Clin Biomech (Bristol, Avon)**. England, v.23, 2008. p.1065-72. ISBN 0268-0033. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18621453>>.

LEE, W. A.; BUCHANAN, T. S.; ROGERS, M. W. Effects of arm acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. **Exp Brain Res**, v. 66, n. 2, p. 257-70, 1987. ISSN 0014-4819. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3595773>>.

LOFVENBERG, R. et al. Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. **Am J Sports Med**, v. 23, n. 4, p. 414-7, Jul-Aug 1995. ISSN 0363-5465. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7573649>>.

LORAM, I. D.; MAGANARIS, C. N.; LAKIE, M. Active, non-spring-like muscle movements in human postural sway: how might paradoxical changes in muscle length be produced? In: (Ed.). **J Physiol**. England, v.564, 2005. p.281-93. ISBN 0022-3751. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15661825>>.

LOUDON, J. K. et al. The effectiveness of active exercise as an intervention for functional ankle instability: a systematic review. In: (Ed.). **Sports Med**. New Zealand, v.38, 2008. p.553-63. ISBN 0112-1642. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18557658>>.

MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Postural control in the older adult. **Clin Geriatr Med**, v. 12, n. 4, p. 635-58, Nov 1996. ISSN 0749-0690. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8890108>>.

MASSION, J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. In: (Ed.). **Prog Neurobiol**. England, v.38, 1992. p.35-56. ISBN 0301-0082. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1736324>>.

_____. Postural control systems in developmental perspective. In: (Ed.). **Neurosci Biobehav Rev**. United States, v.22, 1998. p.465-72. ISBN 0149-7634. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9595556>>.

MATTACOLA, C. G.; DWYER, M. K. Rehabilitation of the Ankle After Acute Sprain or Chronic Instability. **J Athl Train**, v. 37, n. 4, p. 413-429, Dec 2002. ISSN 1938-162X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12937563>>.

MCGUINE, T. A.; KEENE, J. S. The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. In: (Ed.). **Am J Sports Med**. United States, v.34, 2006. p.1103-11. ISBN 0363-5465. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16476915>>.

MCILROY, W. E.; MAKI, B. E. Changes in early 'automatic' postural responses associated with the prior-planning and execution of a compensatory step. In: (Ed.). **Brain Res.** Netherlands, v.631, 1993. p.203-11. ISBN 0006-8993. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8131048>>.

MCKEON, P. O.; HERTEL, J. Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part I: can deficits be detected with instrumented testing. **J Athl Train**, v. 43, n. 3, p. 293-304, May-Jun 2008a. ISSN 1938-162X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18523566>>.

_____. Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part II: is balance training clinically effective? **J Athl Train**, v. 43, n. 3, p. 305-15, May-Jun 2008b. ISSN 1938-162X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18523567>>.

MCKEON, P. O. et al. Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability. In: (Ed.). **Med Sci Sports Exerc.** United States, v.40, 2008. p.1810-9. ISBN 1530-0315. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18799992>>.

MITCHELL, A. et al. Biomechanics of ankle instability. Part 2: Postural sway-reaction time relationship. **Med Sci Sports Exerc**, v. 40, n. 8, p. 1522-8, Aug 2008. ISSN 1530-0315. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18614937>>.

MOHAPATRA, S.; KUKKAR, K. K.; ARUIN, A. S. Support surface related changes in feedforward and feedback control of standing posture. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 24, n. 1, p. 144-52, Feb 2014. ISSN 1873-5711. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24268589>>.

MORA, I.; QUINTEIRO-BLONDIN, S.; PEROT, C. Electromechanical assessment of ankle stability. **Eur J Appl Physiol**, v. 88, n. 6, p. 558-64, Feb 2003. ISSN 1439-6319. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12560955>>.

NAKAGAWA, L.; HOFFMAN, M. Performance in static, dynamic, and clinical tests of postural control in individuals with recurrent ankle sprains. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 13, n. 3, Aug 2004. ISSN 1056-6716. Disponível em: <[Go to ISI>://WOS:000223280000005](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1566716)>.

NASHNER, L. M.; CORDO, P. J. Relation of automatic postural responses and reaction-time voluntary movements of human leg muscles. **Exp Brain Res**, v. 43, n. 3-4, p. 395-405, 1981. ISSN 0014-4819. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7262232>>.

NASHNER, L. M.; MCCOLLUM, G. THE ORGANIZATION OF HUMAN POSTURAL MOVEMENTS - A FORMAL BASIS AND EXPERIMENTAL SYNTHESIS. **Behavioral and Brain Sciences**, v. 8, n. 1, 1985 1985. ISSN 0140-525X. Disponível em: <[Go to ISI>://WOS:A1985ANN3200080](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/477777)>.
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/477777>>.

OSBORNE, M. D. et al. The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain. **Am J Sports Med**, v. 29, n. 5, p. 627-32, Sep-Oct 2001. ISSN 0363-5465. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11573922>>.

PONTAGA, I. Ankle joint evertor-invertor muscle torque ratio decrease due to recurrent lateral ligament sprains. In: (Ed.). **Clin Biomech (Bristol, Avon)**. England, v.19, 2004. p.760-2. ISBN 0268-0033. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15288464>>.

POSTLE, K.; PAK, D.; SMITH, T. O. Effectiveness of proprioceptive exercises for ankle ligament injury in adults: a systematic literature and meta-analysis. In: (Ed.). **Man Ther**. Scotland: 2012 Elsevier Ltd, v.17, 2012. p.285-91. ISBN 1532-2769. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22459604>>.

PREUSCHOFT, H. Mechanisms for the acquisition of habitual bipedality: are there biomechanical reasons for the acquisition of upright bipedal posture? **J Anat**, v. 204, n. 5, p. 363-84, May 2004. ISSN 0021-8782. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15198701>>.

REFSHAUGE, K. M.; KILBREATH, S. L.; RAYMOND, J. Deficits in detection of inversion and eversion movements among subjects with recurrent ankle sprains. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 33, n. 4, p.

166-73; discussion 173-6, Apr 2003. ISSN 0190-6011. Disponível em:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12723673>>.

REIN, S. et al. The influence of playing level on functional ankle stability in soccer players. **Arch Orthop Trauma Surg**, v. 131, n. 8, p. 1043-52, Aug 2011. ISSN 1434-3916. Disponível em:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21331548>>.

RIEMANN, B. L. et al. Effect of lateral ankle ligament anesthesia on single-leg stance stability. **Med Sci Sports Exerc**, v. 36, n. 3, p. 388-96, Mar 2004. ISSN 0195-9131. Disponível em:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15076779>>.

RIETDYK, S. et al. NACOB presentation CSB New Investigator Award. Balance recovery from. **J Biomech**, v. 32, n. 11, p. 1149-58, Nov 1999. ISSN 0021-9290. Disponível em:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10541064>>.

RILEY, M. A. et al. Common effects of touch and vision on postural parameters. **Exp Brain Res**, v. 117, n. 1, p. 165-70, Oct 1997. ISSN 0014-4819. Disponível em:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9386016>>.

ROGERS, M. W. et al. Triggering of protective stepping for the control of human balance: age and contextual dependence. In: (Ed.). **Brain Res Cogn Brain Res**. Netherlands, v.16, 2003. p.192-8. ISBN 0926-6410. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12668227>>.

ROGERS, M. W.; MILLE, M. L. Lateral stability and falls in older people. **Exerc Sport Sci Rev**, v. 31, n. 4, p. 182-7, Oct 2003. ISSN 0091-6331. Disponível em:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14571957>>.

ROSS, S. E. Noise-enhanced postural stability in subjects with functional ankle instability. In: (Ed.). **Br J Sports Med**. England, v.41, 2007. p.656-9; discussion 659. ISBN 1473-0480. Disponível em:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17550917>>.

ROSS, S. E. et al. Enhanced balance associated with coordination training with stochastic resonance stimulation in subjects with functional ankle instability: an experimental trial. In: (Ed.). **J Neuroeng Rehabil**. England, v.4, 2007. p.47. ISBN 1743-0003. Disponível em:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18086314>>.

ROSS, S. E.; GUSKIEWICZ, K. M. Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles. In: (Ed.). **Clin J Sport Med**. United States, v.14, 2004. p.332-8. ISBN 1050-642X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15523204>>.

ROTHWELL, J. C. **Control of human voluntary movement**. Rockville, Md.: Aspen Publishers, 1987. xii, 325 p. ISBN 0871893118.

ROZZI, S. L. et al. Balance training for persons with functionally unstable ankles. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 29, n. 8, p. 478-86, Aug 1999. ISSN 0190-6011. Disponível em:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10444738>>.

SANTOS, M. J.; ARUIN, A. S. Role of lateral muscles and body orientation in feedforward postural control. **Exp Brain Res**, v. 184, n. 4, p. 547-59, Feb 2008. ISSN 1432-1106. Disponível em:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17912508>>.

_____. Effects of lateral perturbations and changing stance conditions on anticipatory postural adjustment. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 19, n. 3, p. 532-41, Jun 2009. ISSN 1873-5711. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18249139>>.

SANTOS, M. J. D.; GORGES, A. L.; RIOS, J. L. Individuals with chronic ankle instability exhibit decreased postural sway while kicking in a single-leg stance. **Gait & Posture**, n. 0, 2014. ISSN 0966-6362. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636214002926>>.

SANTOS, M. J. **Functional Ankle Instability and a Reactive Strategy to Avoid an Ankle Sprain.** ProQuest, 2006. 123 páginas. Disponível em:
<http://books.google.com.br/books?id=n_8FuijuldEC&printsec=frontcover&hl=pt-BR&source=gbs_ge_summary_r&cad=0#v=onepage&q&f=false>.

SANTOS, M. J.; KANEKAR, N.; ARUIN, A. S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. In: (Ed.). **J Electromyogr Kinesiol.** England: 2009. Published by Elsevier Ltd., v.20, 2010a. p.388-97. ISBN 1873-5711. Disponível em:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19660966>>.

_____. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. In: (Ed.). **J Electromyogr Kinesiol.** England: 2010 Elsevier Ltd, v.20, 2010b. p.398-405. ISBN 1873-5711. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20156693>>.

SANTOS, M. J.; LIU, W. Possible factors related to functional ankle instability. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 38, n. 3, p. 150-7, Mar 2008. ISSN 0190-6011. Disponível em:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18383650>>.

SEIGLE, B.; RAMDANI, S.; BERNARD, P. L. Dynamical structure of center of pressure fluctuations in elderly people. **Gait Posture**, v. 30, n. 2, p. 223-6, Aug 2009. ISSN 1879-2219. Disponível em:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19493680>>.

SEKIR, U. et al. Effect of isokinetic training on strength, functionality and proprioception in athletes with functional ankle instability. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, v. 15, n. 5, p. 654-64, May 2007. ISSN 0942-2056. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16770637>>.

SHETH, P. et al. Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. **Am J Sports Med**, v. 25, n. 4, p. 538-43, Jul-Aug 1997. ISSN 0363-5465. Disponível em:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9240989>>.

SHIRATORI, T.; LATASH, M. The roles of proximal and distal muscles in anticipatory postural adjustments under asymmetrical perturbations and during standing on rollerskates. In: (Ed.). **Clin Neurophysiol.** Netherlands, v.111, 2000. p.613-23. ISBN 1388-2457. Disponível em:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10727912>>.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Motor control : theory and practical applications.** 2nd. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. x, 614 p. ISBN 068330643X. Disponível em: < Publisher description <http://www.loc.gov/catdir/enhancements/fy0711/00064290-d.html>>. Disponível em: < Table of contents only <http://www.loc.gov/catdir/enhancements/fy1012/00064290-t.html>>.

SLIJPER, H.; LATASH, M. L. The effects of muscle vibration on anticipatory postural adjustments. In: (Ed.). **Brain Res.** Netherlands, v.1015, 2004. p.57-72. ISBN 0006-8993. Disponível em:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15223367>>.

SMITH, B. I. et al. Ankle strength and force sense after a progressive, 6-week strength-training program in people with functional ankle instability. **J Athl Train**, v. 47, n. 3, p. 282-8, 2012. ISSN 1938-162X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22892409>>.

SMITH, R. W.; REISCHL, S. F. Treatment of ankle sprains in young athletes. **Am J Sports Med**, v. 14, n. 6, p. 465-71, Nov-Dec 1986. ISSN 0363-5465. Disponível em:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3099587>>.

TAKAO, M. et al. Arthroscopic assessment for intra-articular disorders in residual ankle disability after sprain. In: (Ed.). **Am J Sports Med.** United States, v.33, 2005. p.686-92. ISBN 0363-5465. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15722274>>.

TROPP, H. Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. **Int J Sports Med**, v. 7, n. 5, p. 291-4, Oct 1986. ISSN 0172-4622. Disponível em:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3793339>>.

TROPP, H.; ASKLING, C.; GILLQUIST, J. Prevention of ankle sprains. **Am J Sports Med**, v. 13, n. 4, p. 259-62, Jul-Aug 1985. ISSN 0363-5465. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3927758>>.

TROPP, H.; EKSTRAND, J.; GILLQUIST, J. Factors affecting stabilometry recordings of single limb stance. **Am J Sports Med**, v. 12, n. 3, p. 185-8, May-Jun 1984a. ISSN 0363-5465. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6742298>>.

_____. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. **Med Sci Sports Exerc**, v. 16, n. 1, p. 64-6, 1984b. ISSN 0195-9131. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6708781>>.

TROPP, H.; ODENRICK, P. Postural control in single-limb stance. **J Orthop Res**, v. 6, n. 6, p. 833-9, 1988. ISSN 0736-0266. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3171763>>.

TROPP, H.; ODENRICK, P.; GILLQUIST, J. Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. **Int J Sports Med**, v. 6, n. 3, p. 180-2, Jun 1985. ISSN 0172-4622. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4030196>>.

VAES, P.; VAN GHELUWE, B.; DUQUET, W. Control of acceleration during sudden ankle supination in people with unstable ankles. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 31, n. 12, p. 741-52, Dec 2001. ISSN 0190-6011. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11767249>>.

VAILLANCOURT, D. E.; NEWELL, K. M. Changing complexity in human behavior and physiology through aging and disease. **Neurobiol Aging**, v. 23, n. 1, p. 1-11, Jan-Feb 2002. ISSN 0197-4580. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11755010>>.

VAN CINGEL, R. E. et al. Repeated ankle sprains and delayed neuromuscular response: acceleration time parameters. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 36, n. 2, p. 72-9, Feb 2006. ISSN 0190-6011. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16494074>>.

VAN RIJN, R. M. et al. What is the clinical course of acute ankle sprains? A systematic literature review. In: (Ed.). **Am J Med**. United States, v.121, 2008. p.324-331 e6. ISBN 1555-7162. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18374692>>.

VERHAGEN, E. et al. The effect of a balance training programme on centre of pressure excursion in one-leg stance. In: (Ed.). **Clin Biomech (Bristol, Avon)**. England, v.20, 2005. p.1094-100. ISBN 0268-0033. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16129528>>.

_____. The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains: a prospective controlled trial. In: (Ed.). **Am J Sports Med**. United States, v.32, 2004. p.1385-93. ISBN 0363-5465. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15310562>>.

VERHAGEN, E. A.; BAY, K. Optimising ankle sprain prevention: a critical review and practical appraisal of. **Br J Sports Med**, v. 44, n. 15, p. 1082-8, Dec 2010. ISSN 1473-0480. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21047837>>.

VERHAGEN, R. A.; DE KEIZER, G.; VAN DIJK, C. N. Long-term follow-up of inversion trauma of the ankle. **Arch Orthop Trauma Surg**, v. 114, n. 2, p. 92-6, 1995. ISSN 0936-8051. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7734241>>.

VUILLERME, N.; FORESTIER, N.; NOUGIER, V. Attentional demands and postural sway: the effect of the calf muscles fatigue. **Med Sci Sports Exerc**, v. 34, n. 12, p. 1907-12, Dec 2002. ISSN 0195-9131. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12471295>>.

WEBSTER, K. A.; GRIBBLE, P. A. Functional rehabilitation interventions for chronic ankle instability: a systematic review. **J Sport Rehabil**, v. 19, n. 1, p. 98-114, Feb 2010. ISSN 1056-6716. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20231748>>.

- WEDDERKOPP, N. et al. Comparison of two intervention programmes in young female players in European handball--with and without ankle disc. In: (Ed.). **Scand J Med Sci Sports**. Denmark, v.13, 2003. p.371-5. ISBN 0905-7188. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14617058>>.
- WESTER, J. U. et al. Wobble board training after partial sprains of the lateral ligaments of the ankle: a prospective randomized study. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 23, n. 5, p. 332-6, May 1996. ISSN 0190-6011. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8728532>>.
- WIKSTROM, E. A. et al. Balance capabilities after lateral ankle trauma and intervention: a meta-analysis. **Med Sci Sports Exerc**, v. 41, n. 6, p. 1287-95, Jun 2009. ISSN 1530-0315. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19461536>>.
- WILLEMS, T. et al. Proprioception and Muscle Strength in Subjects With a History of Ankle Sprains and Chronic Instability. **J Athl Train**, v. 37, n. 4, p. 487-493, Dec 2002. ISSN 1938-162X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12937572>>.
- WILLEMS, T. M. et al. Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in male subjects: a prospective study. **Am J Sports Med**, v. 33, n. 3, p. 415-23, Mar 2005. ISSN 0363-5465. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15716258>>.
- WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & Posture**, v. 3, n. 4, p. 193-214, 1995. ISSN 0966-6362. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0966636296828499>>.
- WINTER, D. A. et al. Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. **J Neurophysiol**, v. 85, n. 6, p. 2630-3, Jun 2001. ISSN 0022-3077. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11387407>>.
- WITCHALLS, J. et al. Ankle instability effects on joint position sense when stepping across the active movement extent discrimination apparatus. **J Athl Train**, v. 47, n. 6, p. 627-34, 2012. ISSN 1938-162X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23182010>>.
- WORTMANN, M. A.; DOCHERTY, C. L. Effect of balance training on postural stability in subjects with chronic ankle instability. **J Sport Rehabil**, v. 22, n. 2, p. 143-9, May 2013. ISSN 1056-6716. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23117258>>.
- YEUNG, M. S. et al. An epidemiological survey on ankle sprain. **Br J Sports Med**, v. 28, n. 2, p. 112-6, Jun 1994. ISSN 0306-3674. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7921910>>.
- ZATTARA, M.; BOUISSET, S. Posturo-kinetic organisation during the early phase of voluntary upper limb movement. 1. Normal subjects. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v. 51, n. 7, p. 956-65, Jul 1988. ISSN 0022-3050. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3204405>>.

3 ARTIGO CIENTÍFICO

Efeitos do treino de equilíbrio mediante perturbações de chutar uma bola sobre as estratégias de controle postural em indivíduos com instabilidade crônica do tornozelo: estudo piloto randomizado controlado.

Effects of a kicking a ball balance perturbation training on the strategies of postural control in individuals with chronic ankle instability: a randomized controlled pilot study.

Josilene Souza Conceição¹, Felipe Gustavo Schaefer de Araújo¹, Gilmar Moraes Santos¹, John Kieghley³ and Marcio José dos Santos^{1,2}

¹ Department of Physical Therapy, Center of Health Sciences and Sport, Santa Catarina State University, Santa Catarina, Brazil.

² Department of Physical Therapy and Rehabilitation Sciences, School of Health Professions, Kansas University Medical Center, Kansas City, USA.

³ Department of Biostatistics, School of Medicine, Kansas University Medical Center, Kansas City, USA.

Autor Correspondente:

Marcio José dos Santos, P.T., M.S., Ph.D.

Assistant Professor

Endereço completo:

Kansas University Medical Center, Kansas City, KS 66160, USA.

Phone: 913 588-4343

FAX: 913 588-84568

msantos@kumc.edu

marciojsantos@yahoo.com

RESUMO

Objetivo: Investigar os efeitos do treino de equilíbrio mediante perturbações sobre as estratégias de controle postural em indivíduos com instabilidade crônica do tornozelo (ICT).

Desenho: Estudo piloto randomizado controlado.

Ambiente: Laboratório.

Sujeitos: Quarenta e quatro indivíduos com ICT foram aleatorizados no grupo treino (GT; $n = 22$) e grupo controle (GC; $n = 22$).

Intervenções: O GT realizou uma única sessão de treino de equilíbrio (30 minutos) que envolveu a tarefa de chutar uma bola em apoio unipodal. O GC não recebeu a intervenção.

Medidas principais: O desfecho primário foi a soma da integral eletromiográfica ($\sum \text{EMG}$) dos músculos do membro inferior de apoio. As $\sum \text{EMGs}$ foram calculadas nos intervalos de tempo típicos para os ajustes antecipatórios e compensatórios. Desfechos secundários incluiu o deslocamento do centro de pressão corporal (COP) durante intervalos de tempo similares.

Resultados: A $\sum \text{EMG}$ diminuiu para os músculos dorsais após o treino, somente para o GT, durante o ajuste compensatório, i.e., o intervalo de tempo que sucedeu o início do movimento da perna. Nesse intervalo, a $\sum \text{EMG}$ dos músculos dorsais foi menor no GT do que no GC. Consequentemente, houve um aumento significativo do deslocamento do COP após o treino durante a tarefa dinâmica.

Conclusões: Uma única sessão de treino de equilíbrio pode promover modificações nas estratégias de controle postural em indivíduos com ICT. Particularmente, diminuindo a atividade compensatória de grupos musculares específicos e aumentando a oscilação postural durante a tarefa dinâmica. Esses resultados devem impulsionar novos e mais abrangentes estudos a fim de investigar os efeitos dos treinos de equilíbrio que usam perturbações posturais sobre o controle postural em indivíduos com ICT.

Palavras-chave: Instabilidade do tornozelo, ajuste antecipatório, reações compensatórias, controle postural, treino de equilíbrio.

ABSTRACT

Objective: To investigate the effect of balance perturbation training on the strategies of postural control in subjects with chronic ankle instability (CAI).

Design: Randomized controlled pilot study

Setting: Laboratory.

Subjects: Forty-four subjects with CAI were randomly assigned in the training (TG, n=22) and control (CG, n=22) groups.

Interventions: The TG performed a single session of balance perturbation training (30 minutes) involving a task of kicking a ball in single-leg stance; CG received no intervention.

Main measures: The primary outcome was the sum of the integral electromyographic (\sum EMG) of the supporting leg lower limb muscles. The \sum EMGs were calculated during the typical intervals for anticipatory and compensatory adjustments. Secondary outcomes included the displacement of center of pressure (COP) during similar intervals.

Results: The \sum EMG was lower for the dorsal muscles after the training, only for the TG, during the compensatory adjustment, i.e., the time interval that followed the leg movement. In this interval, the dorsal muscle \sum EMG was smaller in the experimental than in the control group. Consequently, there was a significant increase in the COP displacement during the task after the training. .

Conclusion: A single session of balance perturbation training may promote changes in postural control strategies in subjects with CAI. Particularly, reducing the compensatory activity of specific muscle groups and increasing postural sway during dynamic tasks. These results might stimulate new and more comprehensive studies to investigate the effect of balance perturbation trainings on postural control in individuals with CAI.

Key-words: Ankle instability, anticipatory adjustment, compensatory reactions, postural control, balance training.

INTRODUÇÃO

Lesões de tornozelo são as mais frequentes durante a prática de modalidades esportivas e atividades físicas,¹ sendo que as entorses de tornozelo constituem 85% dessas lesões.² Setenta por cento dos indivíduos que tiveram a primeira entorse podem desenvolver sensação de instabilidade no tornozelo e entorses recorrentes,³ o que é denominado instabilidade crônica do tornozelo (ICT).⁴ Déficit de equilíbrio é um dos principais sintomas desta condição, e normalmente é documentado por meio do aumento do deslocamento do centro de pressão corporal (COP) quando esses indivíduos equilibram-se em apoio unipodal sem perturbação externa da postura.⁵⁻⁷

Por esta razão, o tratamento padrão na reabilitação de pacientes com ICT envolvem os treinos de equilíbrio.⁸⁻¹⁰ Esses incluem tarefas como a de equilibrar-se em apoio bipodal e unipodal enquanto perturbações posturais são efetuadas via superfícies instáveis, ou pelo terapeuta, requerendo dos indivíduos pegar ou chutar bolas em condição postural estável (solo rígido) ou instável (superfícies instáveis).^{11, 12} Por exemplo, após seis semanas de treino de equilíbrio utilizando um minitrampolim, indivíduos com ICT tiveram um menor deslocamento do COP durante a postura unipodal estática no pós-treino quando comparado ao pré-treino.¹³ Entretanto, são escassos os estudos mostrando modificações no deslocamento do COP pós-treino durante tarefas dinâmicas usadas nos treinos de equilíbrio.

A possível melhora do equilíbrio postural obtida por meio desses treinos de equilíbrio normalmente é atribuída à melhora da propriocepção e controle neuromuscular do tornozelo. Entretanto, treinos que usam perturbações posturais não interferem apenas nas fontes de aferência/eferência do tornozelo, mas também sobre sistemas proprioceptivos (mecanismos de *feedback*) de outras regiões corporais,¹⁴ ou sobre o sistema nervoso central por mecanismos de *feedforward*,¹⁵ que, em conjunto, são responsáveis por manter o equilíbrio postural.¹⁶ Por essa razão, é possível que os treinos provoquem mudanças em como o sistema nervoso central controla as estratégias de controle postural, ou seja, os ajustes posturais antecipatórios (APAs)¹⁶ e os ajustes posturais compensatórios (APCs).¹⁷ O primeiro consiste de pequena atividade dos músculos posturais e diminutos movimentos corporais antes que uma perturbação ocorra e são usados para minimizar o distúrbio da postura que está na iminência de ocorrer.¹⁸ Já os APCs lidam com a perturbação propriamente dita, em que a ativação muscular e movimentos corporais são usados para contrarreatar ao distúrbio postural que já ocorreu.¹⁹ APA e APCs podem ser observados e analisados por meio da atividade eletromiográfica dos músculos posturais,¹⁶ do deslocamento do COP,²⁰ do centro de massa e dos movimentos articulares,²¹ ou ainda, da combinação desses.

Existem evidências de que as estratégias de controle postural são modificadas em função de treinos de equilíbrio²² e atividade física.²³ Por exemplo, estudos mostraram que exercícios focados na melhora do equilíbrio, como o método Tai Chi Chuan, levaram a reduções nos APAs de vários músculos e ao mesmo tempo uma melhor estabilidade postural.²² Embora os treinos de equilíbrio que envolvem perturbações posturais tenham sido amplamente utilizados em clínicas e clubes desportivos para melhorar o equilíbrio e potencialmente diminuir as entorses recorrentes de pacientes com ICT, ainda é desconhecido o efeito desses treinos sobre as estratégias de controle postural. É provável que treinos de equilíbrio provoquem modificações nos APAs e/ou APC a fim de propiciar um melhor controle postural durante tarefas dinâmicas. O conhecimento de como essas estratégias são modificadas em função dos treinos podem ajudar pesquisadores e clínicos no aperfeiçoamento das técnicas já existentes ou desenvolver novas intervenções fisioterapêuticas mais eficazes para restabelecer a estabilidade postural de indivíduos com ICT.

Um estudo recente demonstrou que indivíduos com ICT apresentaram uma drástica diminuição da excursão do COP, especialmente durante a fase dos APCs, quando comparados aos controles saudáveis durante uma tarefa dinâmica comumente usada para reabilitar indivíduos com ICT, i.e., chutar uma bola em apoio unipodal.²⁰ Os autores sugerem que indivíduos com ICT aumentam a rigidez das articulações do membro inferior (via mecanismos neuromusculares) durante a tarefa, com receio de sofrer uma nova entorse. Nessas situações, o efeito do treino de equilíbrio poderia ser reverso ao da tarefa estática, ou seja, os indivíduos deveriam aumentar a excursão do COP, aproximando-se dos indivíduos saudáveis. Isso poderia ocorrer à medida que se tornassem familiarizados com a demanda da tarefa e seus níveis de ansiedade em relação à instabilidade do tornozelo diminuíssem. Essa hipótese precisa ser testada experimentalmente, pois para a tarefa dinâmica o aumento da excursão do COP não indicaria necessariamente a diminuição da estabilidade postural. Isso potencialmente terá um impacto direto na forma de como a instabilidade postural será testada em pacientes com ICT no futuro.

O objetivo principal deste estudo piloto consistiu em investigar os efeitos imediatos de uma sessão de treino de equilíbrio sobre as estratégias de controle postural em indivíduos com ICT em uma tarefa dinâmica de chutar uma bola em apoio unipodal. O efeito do treino sobre o equilíbrio postural durante uma tarefa estática também foi avaliado. Para tanto, a atividade eletromiográfica dos músculos do membro inferior de apoio e o deslocamento do COP foram registrados e avaliados durante os intervalos de tempo típicos para os APAs e APCs em dois grupos de sujeitos com ICT (treino e controle), antes e após o treino. Baseado em estudos prévios, nossas hipóteses foram que ocorreriam diferenças entre grupos no que tange as estratégias de controle postural após o treino: 1) diminuição da magnitude da atividade antecipatória (APAs) e compensatória (APCs) dos músculos do membro inferior de apoio, com consequente aumento do deslocamento do COP durante a tarefa dinâmica; 2) diminuição do deslocamento do COP durante a tarefa estática.

MÉTODO

DELINEAMENTO DO ESTUDO

Estudo piloto randomizado controlado e unicego para o avaliador dos dados. Indivíduos com ICT foram aleatoriamente designados por meio da randomização numérica em bloco (preparado por um pesquisador independente que não tinha conhecimento do código numérico dos grupos) para um dos dois grupos: grupo treino (GT) ou grupo controle (GC). Os participantes não tiveram conhecimentos das hipóteses do estudo. Os sujeitos do GT foram submetidos a uma sessão de treino de equilíbrio (30 minutos), enquanto o GC não realizou nenhum tratamento. A medida de desfecho primário foi à soma da integral eletromiográfica ($\sum \text{EMG}$) dos músculos do membro inferior de apoio; as medidas de desfecho secundário foram à área e as variações do deslocamento do COP e a integral eletromiográfica ($\int \text{EMG}$) dos músculos analisados individualmente.

SUJEITOS

Quarenta e quatro indivíduos fisicamente ativos com ICT foram recrutados da Universidade e área metropolitana durante o primeiro semestre de 2013 por um dos pesquisadores (avaliador cego para a intervenção). Fisicamente ativo foi considerado como os que fazem atividades físicas pelo menos meia hora por dia, três dias por semana.²⁴ 22 indivíduos compuseram o grupo que efetuou o treino (GT) (11 mulheres e onze homens; média da idade de 24 ± 4 anos, entre 19–30) e 22 o grupo controle (GC) (11 mulheres e onze homens; média da idade de 22 ± 3 anos, entre 18–30). Os critérios de elegibilidade para ambos os grupos foram: sujeitos de 18 a 30 anos de idade; histórico de duas ou mais entorses de tornozelo, com ao menos uma entorse nos últimos seis meses; sensação de instabilidade no tornozelo, ou seja, a sensação de que o tornozelo “sai do lugar” durante atividades funcionais (trabalho, lazer e/ou desportiva); e menor pontuação que 28 na versão validada em Português-Brasil do *Cumberland Ankle Instability Tool* (CAIT).²⁵ Quando o sujeito relatou instabilidade bilateral nos tornozelos, o membro mais acometido (menor pontuação no CAIT) foi usado na análise. Os critérios de exclusão foram: sinais agudos da inflamação (dor, calor, rubor, edema) no tornozelo; e histórico de fraturas, problemas reumáticos, neurológicos, ou qualquer outra patologia nos membros inferiores que pudesse interferir na realização das tarefas propostas pelo estudo. Os potenciais participantes foram entrevistados por telefone e, quando selecionados, foram avaliados em laboratório pelo avaliador cego para a alocação/intervenção, para confirmar todos os critérios de elegibilidade. Após acordo dos sujeitos em participar do estudo, foi realizado os procedimentos experimentais. Somente o pesquisador independente (não tinha participação direta no estudo) teve acesso à randomização e o pesquisador fisioterapeuta (responsável pela aplicação da intervenção) soube em qual grupo pertenceriam os participantes somente após a coleta pré-teste (antes do treino).

O cálculo do tamanho amostral foi realizado utilizando um tamanho de efeito de 1,15, baseado em estudo anterior²³ que possui a mesma medida de resultado primário ($\int \text{EMG}$ dos músculos do membro inferior) que o presente estudo. Foram indicados 18 sujeitos por grupo para detectar diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, com 80% de poder e nível alfa de 0,05. Vinte e dois indivíduos por grupo foram recrutados para compensar possíveis desistências.

Todos os indivíduos foram esclarecidos sobre os objetivos e procedimentos desta pesquisa e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética Local (protocolo n. 205/2011). Este estudo foi registrado no Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos (REBEC) sob o número RBR-8d67bt.

INSTRUMENTOS

O CAIT foi utilizado para avaliar a severidade da instabilidade da articulação do tornozelo,²⁶ cujas menores pontuações, de 0 a 30, indicam instabilidades mais severas. O gênero dos sujeitos, idade, estatura, massa corporal, lateralidade e número de entorses também foram registrados.

As forças de reação do solo (F_x , F_y e F_z) e os momentos de força (M_x , M_y e M_z) foram registrados por uma plataforma de força (AMTI modelo OR6-7, Watertown, USA®). A partir desses dados, o deslocamento do COP foi calculado e avaliado. Para aquisição e monitoramento da atividade elétrica muscular foi utilizado um eletromiógrafo com saída analógica, ganho de 2000, filtro passa banda analógico de 23 a 500Hz, taxa de rejeição de modo comum (*common mode rejection ratio* - CMRR) maior que 80dB e amplificador diferencial (EMG SYSTEM DO BRASIL®, modelo 811C, São José dos Pinhais/SP, Brasil). Um acelerômetro de configuração triaxial (EMG System do Brasil®, modelo ACL13000/03, São José dos Pinhais/SP, Brasil) foi utilizado para marcar o momento das perturbações da postura.

Todos os sinais foram enviados ao computador por meio de uma placa de conversão analógico-digital (modelo PCI 6259, *National Instruments*, USA) com uma frequência de 1000 Hz e resolução de 16 bits, adquiridos em ambiente *LabView (SignalExpress ® 2010, Version 4.0.0 for Windows ®, National Instruments ® Brand, USA)*.

PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Para a coleta da atividade elétrica muscular, eletrodos de superfície monopolares Ag/AgCl descartáveis, 10 mm de diâmetro, com área de gel circular (Meditrace 200, Kendall™, EUA), foram fixados na pele dos participantes após assepsia com algodão umedecido em álcool 70% e tricotomização, quando necessário. A distância inter-eletrodos centro a centro foi de 20 mm. Os eletrodos foram colocados sobre os músculos: tibial anterior (TA), fibular longo (FL), gastrocnêmios (porção medial – GasM e porção lateral – GasL), sóleo (SOL), reto femoral (RF) e bíceps femoral (BF) do lado do membro acometido pela ICT, que foi a perna de apoio durante as tarefas experimentais. Eletrodo adicional foi colocado no músculo adutor longo (AD) da perna contralateral, i.e., perna executora dos chutes (veja abaixo). Eletrodo de referência foi posicionado no maléolo medial da perna de apoio dos participantes. O acelerômetro foi afixado no maléolo lateral da perna contralateral (perna executora da tarefa de chute). Todos os procedimentos descritos acima foram executados pelo mesmo avaliador (cego para a alocação/intervenção) e seguiram as normas estabelecidas pelo SENIAM.²⁷

Um lançador de bola fabricado em laboratório foi construído para garantir similaridade das tarefas experimentais entre tentativas e sujeitos (descrito em detalhe em estudo prévio).²⁰ Desta forma, a bola oficial de futsal (350g), uma vez lançada, chegaria a cada sujeito com similar latência, altura e velocidade após lançada. (Figura 2B).

Experimento 1 (tarefa estática)

Este experimento objetivou investigar o equilíbrio postural (por meio do deslocamento do COP) dos participantes em posição ortostática sem perturbação da postura (tarefa estática). Os indivíduos foram posicionados descalços sobre a plataforma de força, em apoio unipodal sobre a perna com ICT. O membro contralateral foi posicionado com o quadril na posição neutra e flexão de joelho de aproximadamente 90°. A perna suspensa dos participantes não deveria tocar o membro contralateral ou a superfície de suporte durante as coletas. Sujeitos foram instruídos a cruzar os braços na frente do peito e focar num pequeno círculo preto localizado 4 m à frente (condição de olhos abertos (OA)). Eles realizaram a mesma tarefa com os olhos fechados (OF). As duas condições (OA e OF) foram aleatoriamente determinadas (sorteio simples) para cada sujeito. Foram realizadas cinco tentativas em cada condição com duração de 10 segundos para cada tentativa (Figura 2A). Quando o sujeito não conseguiu permanecer por 10 segundos sobre a perna de apoio, como por exemplo, tocando o membro suspenso no chão ou na perna de apoio, a tentativa foi descartada e repetida.

Experimento 2 (tarefa dinâmica)

Este experimento objetivou investigar as estratégias de controle postural mediante perturbações externas da postura. Os indivíduos foram posicionados descalços sobre a plataforma de força, em apoio unipodal, com as mãos na cintura, sobre a perna com ICT, e a outra perna ficou suspensa com o quadril em rotação lateral, joelho levemente flexionado e o tornozelo em posição neutra, de maneira que o

calcâneo da perna suspensa permaneceu na altura do maléolo medial da perna de apoio. Os participantes ficaram a uma distância de 136 cm em frente ao lançador de bolas (Figura 2B).

A bola foi posicionada na extremidade superior do lançador de bolas e liberada por um dos pesquisadores. A bola foi lançada na direção do pé suspenso do participante, que foi requerido chutá-la através de dois bastões (39 cm de altura e 80 cm entre eles), posicionados na frente do lançador de bolas. O par de bastões foi destinado a proporcionar aos participantes um ponto de referência ao chutar, em vez de um alvo. Como a bola foi lançada sempre da mesma distância e altura, os indivíduos receberam perturbações similares durante todas as condições experimentais. Neste experimento os indivíduos foram submetidos a duas perturbações sequenciais: a primeira, pelo movimento da perna (perturbação interna: gerada pelo próprio indivíduo); e a segunda, pelo impacto da bola (perturbação externa: gerada por forças ao redor do indivíduo). Os intervalos de tempos APA, APC1 e APC2 correspondem aos eventos antes do movimento da perna, antes do chute e após o chute, respectivamente. O APC1 por sua vez é compensatório ao movimento da perna, mas antecipatório a perturbação a ser provocada pelo impacto da bola. Nós arbitrariamente decidimos denominá-lo como compensatório. Foram realizadas cinco tentativas (lançamentos da bola).

Para ambos os experimentos, antes do início da aquisição dos sinais, três lançamentos testes foram realizados com o objetivo de familiarização do participante com as tarefas propostas. Os participantes foram solicitados a informar (por meio da palavra "ok") quando estavam na postura mais estável possível (para todas as tentativas e condições). A partir do "ok" do participante, foi iniciada a coleta dos dados. Todos os participantes foram requeridos a não praticar atividade física estressante nas últimas 24 horas antes da coleta. Todos os procedimentos descritos em ambos os experimentos foram executados pelos mesmos pesquisadores.

TREINO DE EQUILÍBRIO

Os experimentos 1 (tarefa estática) e 2 (tarefa dinâmica) foram realizados antes e após uma única sessão de treino de equilíbrio para o GT. O GC também realizou tais tarefas 2 vezes, antes e após 30 minutos de descanso. O treino foi aplicado de maneira progressiva, com nível de exigência neuromuscular aumentado gradualmente ao longo do período do treino (30 minutos). Este tipo de treino é bastante utilizado na prática clínica da fisioterapia e clubes desportivos, especialmente com atletas e jogadores de futebol. Os participantes seguiram o protocolo de treino após aquecimento (movimentos de dorsiflexão-plantiflexão, inversão-eversão dos tornozelos) (2 minutos). O treino de equilíbrio consistiu em os participantes chutarem uma bola arremessada manualmente pelo pesquisador fisioterapeuta nas seguintes condições sequenciais: 1) apoio bipodal sobre a superfície estável, 2) apoio unipodal em superfície estável, 3) apoio bipodal em superfície instável (minitrampolim), 4) apoio unipodal sobre o minitrampolim e 4) apoio unipodal sobre o minitrampolim, mas posicionado a 45° (entre os planos frontal e sagital) em relação ao experimentador (Figura 2C).

Um total de 15 chutes foi realizado em cada condição acima. O pesquisador responsável pela aplicação do treino manteve-se posicionado sentado a 170 cm de distância do participante, permitindo que os lançamentos da bola aos participantes fossem similares entre as tentativas e participantes. Durante todas as condições de treino, os indivíduos foram orientados a chutar a bola, devolvendo-a para o pesquisador ou na direção dele, mantendo a postura o mais estável possível após o chute. Os participantes do GT descansaram por 2 minutos entre cada condição. Os 15 chutes em cada condição intervalados por 2 minutos de descanso totalizaram aproximadamente 30 minutos de treino. Foi concedido 10 minutos de descanso após a conclusão de todos os exercícios, antes da repetição da coleta pós-treino. Este descanso foi empregado para prevenir os possíveis efeitos da fadiga muscular sobre o controle postural.²⁸

PROCESSAMENTO DE DADOS

O deslocamento do COP nas direções ânteroposterior e médiolateral foi calculado como descrito em estudos prévios.^{20, 29}

Experimento 1: a área do deslocamento do COP na tarefa estática ($eCOP_A$), com os olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF), foi calculada durante os 10 segundos da tarefa, com intervalo de confiança de 95% da área dos pontos do COP (elipse).³⁰ Esta medida representa a estabilidade postural durante a tarefa estática.

Experimento 2: uma combinação de um algoritmo gerado por computador e inspeção visual foi usada para detectar o início do movimento da perna e impacto da bola por meio do sinal do acelerômetro. O início do movimento da perna foi definido como o ponto no tempo quando o sinal atingiu 5% do seu pico de aceleração. O tempo do impacto foi definido como o pico mais alto do sinal e geralmente coincidiu

com o reverso de aceleração. O tempo de chute (TC) foi então calculado subtraindo o tempo de impacto do início do movimento da perna.

Para calcular as $\int EMG$, primeiramente os dados brutos foram filtrados com filtro *Butterworth* passa banda (30 – 400 Hz) de segunda ordem.³¹ A seguir, os intervalos de tempo da $\int EMG$ durante os APA e APCs foram demarcados a partir do *onset* do adutor (t), denominado músculo focal (principal músculo da ação do chute neste experimento). O *onset* do adutor correspondeu ao ponto onde o sinal suavizado excedeu o limiar da média mais dois desvios padrões da linha de base por mais de 25 ms.¹⁶ A partir desse ponto obteve-se os intervalos de tempo a serem integrados que compreenderam 200 ms ($x_0 - x_1$): 1) 200 ms antes de t , referido como APA; 2) 200 ms após t , referido como APC1, e 3) 200 ms até 400 ms após t , denominado APC2. As $\int EMG$ foram corrigidas pela $\int EMG$ da linha de base, que foi calculada entre 1000 a 800 ms antes do *onset* do adutor conforme a equação abaixo:

$$\int EMG = \int_{x_1}^{x_0} EMG - \int_{1000}^{800} EMG$$

$\int EMG$ representa a integral da atividade EMG nos intervalos de tempo determinados para os ajustamentos antecipatórios e compensatórios ($\int_{x_1}^{x_0} EMG$) menos a integral da linha de base (200ms). A duração dos intervalos de tempo do APA e APCs foi selecionada de acordo com os dados de estudos pilotos e da literatura prévia.^{32, 33} Uma vez que as $\int EMG$ foram calculadas, os dados foram normalizados entre os sujeitos. A normalização incluiu a obtenção do valor máximo absoluto das $\int EMG$ s (VMA $\int EMG$) para cada músculo (TA, FL, GasM, GasL, SOL, RF e BF), de cada sujeito dentre todos os intervalos de tempo. Em seguida foi realizada a razão entre cada $\int EMG$ pelo seu VMA $\int EMG$ respectivo. Como resultado, os possíveis valores da $\int EMG$ para cada músculo foram entre -1 e 1, com valores positivos associados à ativação e negativos à inibição muscular.

Para averiguar a magnitude da $\int EMG$ do conjunto de músculos agonistas e antagonistas do membro inferior, a soma das $\int EMG$ dos músculos ventrais (TA+RF = $\sum \int EMG_{VEN}$) e dorsais (GasM+GasL+SOL+BF = $\sum \int EMG_{DOR}$) do membro de apoio foi calculada nos três intervalos de tempo. Os músculos agonistas e antagonistas foram determinados a partir da verificação da atividade dos músculos durante a fase antecipatória.

A variação dos deslocamentos do COP (cm) na tarefa dinâmica, na direção ânteroposterior (dCOP_{AP}) e médiolateral (dCOP_{ML}) foram calculadas e quantificadas nos intervalos de tempo correspondentes ao APA e APCs. Os intervalos de tempo do COP foram prolongados 50ms em relação à atividade EMG devido ao atraso eletromecânico.³⁴ Portanto, o intervalo de tempo APA envolveu o intervalo entre 150 ms antes do *onset* do adutor (t) e 50 ms após esse; o APC1 incluiu o intervalo de tempo de 50 ms a 250 ms após o t , e o APC2 correspondeu ao intervalo de 250ms a 450ms após o t . A área do deslocamento do COP dinâmico (dCOP_A) foi calculada como no experimento 1, mas durante um intervalo de tempo que compreendeu o tempo total dos três intervalos de tempo das estratégias de controle postural, mais 2300 ms após o intervalo do APC2. O tempo do intervalo para o cálculo da área do COP, do experimento 2, foi escolhido com base em estudos prévios²⁰ e piloto que mostraram que durante aproximadamente os dois primeiros segundos subsequentes ao chute foi que ocorreram mudanças substanciais no deslocamento do COP, especialmente na direção médiolateral. Esta medida representa a estabilidade postural durante a tarefa dinâmica. Todos os dados foram processados através de rotinas em Matlab (The MathWorks®, versão R2010b, EUA).

ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística foi realizada de acordo com a análise de intenção de tratar. Os dados obtidos com a ficha de identificação e a pontuação do CAIT foram analisados através de estatística descritiva (média, desvio padrão da média, valores mínimos e máximos). Testes t independentes foram utilizados para comparar os dados (características demográficas e variáveis dependentes) entre os grupos no pré-teste. As variáveis dependentes deste estudo foram o deslocamento do COP estático (eCOP_A com os AO e OF) e dinâmico (dCOP_{AP}, dCOP_{ML} e dCOP_A), as $\int EMG$ dos músculos (individualmente: TA, FL, GasM, GasL, SOL, RF e BF; e somados: músculos ventrais ($\sum \int EMG_{VEN}$) e dorsais ($\sum \int EMG_{DOR}$) e o tempo de chute. Primeiramente, estas variáveis foram analisadas através de estatística descritiva (média, valores mínimos e máximos, desvio padrão e erro padrão da média) e a normalidade da distribuição das variáveis foi realizada por meio do teste *Shapiro-Wilk*. Como apresentaram distribuição próxima da normal, utilizou-se a análise de variância (ANOVA) fatorial, *design* misto, 2x2, considerando o fator treino

(pré e pós) e o fator grupo (GT e GC). Ao detectar-se efeito do treino, dos grupos ou interações entre eles, análises adicionais foram realizadas por meio do teste t (teste t pareado entre treinos e teste t independente entre grupos). As mensurações do tamanho do efeito também foram calculadas, η^2 e Cohen's d, para análise de variância e testes t, respectivamente. De acordo com Cohen,³⁵ o tamanho do efeito é definido como pequeno, $\eta^2=0,01$ e $d=0,2$, médio, $\eta^2=0,06$ e $d=0,5$ e grande, $\eta^2=0,14$ e $d=0,8$. Para todos os testes o limiar indicativo de significância estatística foi fixado em $p < 0,05$. Toda a análise estatística foi realizada no programa *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS), version 20.0.

RESULTADOS

CARACTERÍSTICAS DOS PARTICIPANTES

Quarenta e quatro sujeitos foram incluídos neste estudo. A Figura 1 mostra o fluxograma deste estudo. O GT teve média de 8 entorses de tornozelo nos últimos dois anos (mínimo de duas e máximo de 20), e pontuação no CAIT de $15,2 \pm 5$ (mínimo de 6 e máximo de 24 pontos) para o tornozelo acometido. O GC teve média de 7 entorses de tornozelo nos últimos dois anos (mínimo de duas e máximo de 15), e pontuação no CAIT de $15,4 \pm 4,6$ (mínimo de três e máximo de 24 pontos). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos (GT e GC) tanto para as características iniciais, como para as variáveis dependentes (todos $p > 0,05$) antes da intervenção.

EXPERIMENTO 1

Deslocamento do COP

A área do deslocamento do eCOP nas duas condições (OA e OF), pré e pós-treino de equilíbrio são mostrados na Figura 5. Não houve diferença significativa para a eCOP_A, em nenhuma das condições, entre treino e entre grupos. Entretanto, uma interação estatisticamente significativa foi detectada entre treino e grupo para a eCOP_A ($F = 13,698$; $p = 0,001$; $\eta^2 = 0,246$) na condição OA. Por meio das análises adicionais, o teste t independente não evidenciou diferença entre grupos (GT versus GC no pós-treino) para a eCOP_A ($t = -1,231$; $p = 0,225$; $d = -0,38$). O teste t pareado (pré versus pós-treino) evidenciou o efeito do treino sobre a eCOP_A ($t = 3,485$; $p = 0,002$; $d = 0,54$) para o GT, o qual foi menor pós-treino quando comparado ao pré-treino.

EXPERIMENTO 2

Tempo de Chute

Não houve diferença estatisticamente significativa para o TC entre grupos ($F = 0,091$; $p = 0,764$). Desta forma, ambos os grupos realizaram a tarefa de chute de forma semelhante. Os valores médios do TC, respectivamente para o GT e GC, no pré-treino foram $192,3 \pm 6,7$ ms e $198,8 \pm 7,59$ ms, e no pós-treino foram $194,9 \pm 7,46$ ms e $192,9 \pm 5,61$ ms.

Integrais da atividade EMG

Os efeitos principais do treino, grupos e interações sobre as \int EMG são mostrados na Tabela 1. Efeito significativo entre treino ocorreu para a \int EMG no intervalo de tempo APC1 para TA e BF; e entre grupos durante o APC2 para o TA. Significante interação entre treino e grupo ocorreu para o músculo TA e SOL durante o APC2. Por meio das análises adicionais, o teste t independente (GT versus GC no pós-treino) não confirmou tais diferenças significantes durante o APC2 para o TA ($t = -0,160$; $p = 0,874$; $d = 0,048$) e SOL ($t = -1,827$; $p = 0,075$; $d = -0,551$). Teste t pareado confirmou a diferença para o TA no GT durante o intervalo de tempo APC2 ($t = -2,098$; $p = 0,048$; $d = -0,53$). Durante este intervalo houve aumento da magnitude da \int EMG do TA no pós-treino quando comparado ao pré-treino para o GT (Figura 3).

Soma das integrais EMG

Os efeitos principais do treino, grupos e interações sobre as \sum \int EMG são mostrados na Tabela 1. Efeito significativo do treino ocorreu para a \sum \int EMG_{VEN} e \sum \int EMG_{DOR} durante o APC1. Uma significativa interação do treino e grupo ocorreu para a \sum \int EMG_{DOR} durante o APC1. Análises subsequentes

mostraram diferença entre grupos no pós-treino para a $\sum \text{EMG}_{\text{DOR}}$ ($t = -2,158$; $p = 0,037$; $d = -0,65$), com magnitude da $\sum \text{EMG}_{\text{DOR}}$ menor no GT do que no GC.

Análise adicional evidenciou que o efeito do treino sobre a $\sum \text{EMG}_{\text{VEN}}$ ($t = 2,730$; $p = 0,013$; $d = 0,647$) e $\sum \text{EMG}_{\text{DOR}}$ ($t = 3,344$; $p = 0,001$; $d = 0,52$) ocorreu no GT. Para esse grupo, ambas as magnitudes foi menor no pós-treino quando comparado ao pré-treino. O efeito do treino também foi detectado na $\sum \text{EMG}_{\text{VEN}}$ para o GC. Para este grupo, a magnitude da $\sum \text{EMG}_{\text{VEN}}$ foi menos no pós-treino comparado ao pré-treino ($t = 2,200$; $p = 0,039$; $d = 0,69$) (Figura 4).

Deslocamento do COP dinâmico

Os efeitos principais do treino, grupos e interações sobre os dCOP são mostrados na Tabela 1. Interação significativa entre treino e grupo ocorreu para o dCOP_{AP} durante o APA. Significante efeito do treino ocorreu para o dCOP_{AP} durante o APC2. Interação entre treino e grupo ocorreu para a dCOP_{A} . O teste t independente não confirmou diferenças significantes entre os grupos para o dCOP_{AP} durante o APA ($t = 0,133$; $p = 0,895$; $d = -0,04$); e nem durante o APC2 ($t = 0,656$; $p = 0,515$; $d = 0,198$). Teste t pareado evidenciou que o efeito do treino para o dCOP_{AP} durante o APC2 ($t = -2,294$; $p = 0,032$; $d = -0,54$) e para a dCOP_{A} ($t = -2,298$; $p = 0,032$; $d = -0,39$) ocorreram somente no GT. Ambas variáveis foram maiores no pós-treino quando comparado ao pré-treino para o GT (Figura 5).

DISCUSSÃO

Boa parte dos indivíduos com ICT possuem déficits no controle postural,^{5-7, 36} o que os predispõem às entorses recorrentes;³⁷ sendo assim, os treinos de equilíbrio que usam perturbações posturais têm um papel importante no processo de reabilitação e prevenção dessas recidivas.^{8, 12, 38, 39} Porém, até o presente momento, as possíveis modificações que ocorrem com as estratégias de controle postural mediante estes treinos eram pouco conhecidas. Os resultados do presente estudo mostram que uma sessão de treino de equilíbrio pode provocar mudanças nas estratégias de controle postural. Embora a análise entre grupos não tenha apresentado diferenças estatisticamente significantes, análises subsequentes mostraram efeitos significativos do treino e interações (treino x grupos) para algumas das variáveis estudadas. O presente estudo mostrou que, mudanças significativas nas estratégias de controle postural devido ao treino de equilíbrio proposto envolvendo perturbações, ocorreram principalmente durante a fase de compensação e nos músculos dorsais e ventrais da extremidade inferior, que diminuíram sua atividade após o treino. Consequentemente, foi observado um aumento da oscilação postural durante o desempenho da tarefa.

Nosso estudo mostrou que durante a tarefa dinâmica (experimento 2) o treino provocou uma diminuição da atividade dos músculos ventrais e dorsais (soma) do membro inferior de apoio, no GT, especialmente no intervalo de tempo do APC1, ou seja, antes do impacto da bola (Figura 4). Indivíduos com ICT podem apresentar frouxidão ligamentar,⁴⁰ danos nos mecanorreceptores aferentes da articulação do tornozelo (desafereção articular),⁴¹ e deficiências nas reações motoras.⁴² Este conjunto de modificações pode fazer com que esses indivíduos aumentem a atividade muscular (dos músculos dorsais para a tarefa realizada nesse estudo) para obter maior estabilidade postural, aumentando a rigidez das articulações do membro inferior (*stiffness* articular via mecanismos neuromusculares).⁴³ Este mecanismo potencialmente diminuiria o risco de sofrer entorses recorrentes durante a tarefa de chutar uma bola em condição instável (pré-treino). Entretanto, o treino provavelmente pode ter proporcionado um efeito imediato na confiança dos sujeitos que treinaram e melhor habilidade em lidar com essa perturbação postural. Desta forma, o grupo que efetuou o treino pode ter diminuído a atividade dos músculos do membro inferior de apoio, que potencialmente foram os principais responsáveis pela diminuição da *stiffness* articular. Esses resultados estão em paralelo com o estudo de Nagai e colaboradores,⁴⁴ o qual mostrou que o treino de equilíbrio em idosos levou a uma diminuição da ativação muscular durante o controle postural no pós-treino, quando avaliado em tarefas funcionais de alcance dos braços na posição ortostática. Portanto, nossos resultados, junto aos resultados do estudo acima, sugerem que o treino de equilíbrio proporciona uma diminuição da atividade muscular durante tarefas dinâmicas, o que leva a um aumento da oscilação postural (veja abaixo). Curiosamente, o grupo controle também apresentou diminuição da atividade dos músculos ventrais após repouso; isso pode ser explicado devido ao efeito da aprendizagem obtida com os 5 primeiros tentativas no pré-treino. No entanto, diferente do grupo treino, eles não mostram alterações nos músculos dorsais ou em qualquer uma das variáveis do deslocamento do COP (como consequência das mudanças da atividade EMG).

Quando os músculos foram avaliados individualmente, o GT mostrou um aumento da magnitude do TA no pós-treino durante o APC2, i.e., intervalo que sucede o impacto da bola. Uma explicação para este achado pode estar na função deste músculo durante certas tarefas dinâmicas, que consiste em

limitar a excessiva pronação com contrações excêntricas (quando este atua como inversor em cadeia cinética fechada).⁴⁵ Estudo anterior mostrou que sujeitos com ICT apresentaram diminuição da atividade eletromiográfica do TA, quando comparados a controles saudáveis na tarefa de salto lateral, durante o intervalo de tempo dos ajustes compensatórios ou, também denominados, respostas reativas (fase de aterrissagem). Isso, tende a limitar a estabilização dinâmica do tornozelo e predispor a entorses recorrentes.⁴⁶ Assim, o aumento da ativação deste músculo faz-se necessário a fim de controlar a excessiva pronação da articulação subtalar durante a tarefa efetuada no presente estudo. Portanto, o aumento da magnitude do TA durante o APC2 observado nesse estudo poderia ser interpretado como favorável à prevenção de entorses recorrentes durante a fase que sucede a perturbação postural, já que tal ação tenderá a promover melhor estabilidade do tornozelo, assim como já abordado em outro estudo.⁴⁷

Estudos têm mostrado que indivíduos com instabilidade de tornozelo apresentam maior deslocamento do COP quando avaliados em apoio unipodal estático em comparação com controles saudáveis,^{5, 48, 49} e que o treino de equilíbrio diminui o deslocamento do COP.^{13, 38, 50} Por exemplo, após seis semanas de treino de equilíbrio (incluindo exercícios de pegar uma bola), indivíduos com ICT tiveram um menor deslocamento do COP no pós-treino quando comparado ao pré-treino.⁵¹ Tais resultados são condizentes com achados do presente estudo quando analisamos o efeito do treino (pré e pós-treino em cada grupo) sobre o deslocamento do COP na tarefa estática (experimento 1). O GT diminuiu significativamente a área do deslocamento do COP durante a tarefa estática, o que é interpretado por vários estudos como melhora da estabilidade postural.^{13, 52} Nossos resultados, porém, acrescentam uma nova informação, a de que apenas uma sessão de treino de equilíbrio pode modificar a oscilação postural quando o equilíbrio é avaliado na postura ereta estática em apoio unipodal (tarefa estática). Note que essa melhora se deu somente na condição de olhos abertos. Esse fator pode ser endereçado à condição do treino que foi aplicado, em que nenhum exercício de olhos fechados foi incluído no protocolo do presente estudo.

Ao contrário dos resultados obtidos com o treino de equilíbrio para o deslocamento do COP na tarefa estática (experimento 1), na tarefa dinâmica (experimento 2), o presente estudo mostrou que o deslocamento do COP dos indivíduos com ICT que receberam a intervenção aumentou após o treino. Recentemente, Santos e colaboradores²⁰ demonstraram que indivíduos com ICT diminuem drasticamente a excursão do COP durante a tarefa de chutar uma bola em apoio unipodal. Os autores sugerem que tal diminuição é devida à mudança na preparação para a resposta motora (*central set*), relacionadas aos níveis de ansiedade desses indivíduos. Logo, a sensação de instabilidade no tornozelo, baixa confiança no controle postural e receio de entorses recorrentes, faria com que esses indivíduos, aumentassem a rigidez das articulações do membro inferior, o que acarretaria na diminuição da excursão do COP. Os resultados do presente estudo sugerem que, com o treino de equilíbrio, esses níveis de ansiedade podem ser minimizados, proporcionando que o COP alcance maiores amplitudes durante a tarefa dinâmica. De fato, estudos que investigaram o efeito do treino de equilíbrio sobre o equilíbrio postural dinâmico em indivíduos com instabilidade crônica do tornozelo, identificaram que após o treino, esses indivíduos conseguiram atingir uma maior distância de alcance no teste de equilíbrio de excursão da estrela (*Star Excursion Balance Test*) em comparação a controles saudáveis.^{53, 54} Portanto, os resultados de prévios estudos somados aos resultados do presente sugerem que o treino de equilíbrio pode promover uma diminuição da oscilação postural quando testados durante uma tarefa estática unipodal, e aumento deste, quando testados durante uma tarefa dinâmica. Este último pode representar um melhor desempenho do controle postural durante uma tarefa funcional (dinâmica), na qual os indivíduos com ICT iriam aumentar seus limites de estabilidade devido a um melhor controle/confiança na articulação do tornozelo. Essa hipótese precisa ser testada experimentalmente em futuros estudos.

Durante a tarefa dinâmica, observou-se de maneira geral, que em antecipação ao movimento da perna, ambos os grupos de indivíduos ativam os pares de músculos agonistas e antagonistas de forma recíproca. Ou seja, ativação do BF com inibição do RF ao nível da coxa, e ativação dos músculos dorsais da perna com inibição do músculo anterior (TA) e lateral (FL). Entretanto, antes e após o impacto da bola (APC1 e APC2), a estratégia utilizada foi a co-ativação muscular (Figura 3). A primeira estratégia (recíproca) foi usada para estabilizar a postura em relação ao movimento da perna em direção à bola, enquanto a segunda (co-ativação) foi utilizada para estabilizar a postura mediante a perturbação a ser causada (APC1) ou já causada (APC2) pelo impacto da bola. Possivelmente a segunda perturbação foi a mais desestabilizadora fazendo com que os indivíduos utilizassem a co-ativação muscular, estratégia que exige maior gasto energético, mas que pode aumentar ainda mais a rigidez articular a fim de promover estabilização postural.⁵⁵ Estudos prévios que avaliaram APAs seguidas por APCs mostraram resultados similares,¹⁶ em que, mediante perturbações externas previstas (olhos abertos), por meio de um pêndulo em movimento, indivíduos saudáveis utilizaram a estratégia de ativação recíproca tanto nos APAs como nos APCs. Entretanto, quando a dificuldade da tarefa tornou-se maior, envolvendo

perturbações não previsíveis (olhos fechados), os indivíduos optaram pela estratégia de co-ativação, especialmente para os músculos da perna durante os APCs.

Sem dúvida, este estudo apresenta limitações, como a quantidade reduzida de intervenções. Por outro lado, investigando o efeito imediato desse tipo de intervenção (uma sessão de treino de equilíbrio) possibilitou que os eletrodos que registraram a atividade eletromiográfica não fossem removidos, o que diminuiu a potencial variabilidade inter-sujeitos dos sinais EMG devido a precisa localização dos eletrodos entre pré e pós-treino.

CONCLUSÃO

Embora o presente estudo não tenha evidenciado efeitos principais significantes do treino de equilíbrio sobre as estratégias de controle postural na comparação entre os grupos, análises subsequentes devido as interações significativas identificou diferenças entre os grupos, em que a magnitude dos músculos dorsais foi menor no grupo treino do que no grupo controle. Além disso, a atividade EMG de ambos, músculos ventrais e dorsais, diminuiu no pós-treinamento para os indivíduos com CAI que receberam a intervenção. Essas mudanças foram associadas com o aumento da oscilação postural durante a tarefa de chutar uma bola em movimento no pós-treino. Ao contrário, a oscilação postural durante a tarefa estática diminuiu após o treino para o grupo treino. Portanto, é possível que os treinos de equilíbrio, especialmente o usado nesse estudo, proporcionem modificações no sistema de controle postural, que dependem da característica da tarefa, estática ou dinâmica. Isso impacta a prática clínica no que tange a avaliação do controle postural mediante os treinos de equilíbrio que usam perturbações posturais. Por exemplo, a diminuição da atividade muscular e o aumento da oscilação postural em tarefas dinâmicas pode não significar necessariamente menor estabilidade postural em sujeitos com ICT. Ao contrário, isso pode representar um melhor controle da postura ao lidar com a tarefa dinâmica. Portanto, os resultados desse estudo piloto devem incentivar novos e mais abrangentes estudos visando avaliar o equilíbrio postural estático e dinâmico dentro de outra perspectiva. Assim como, investigar se essas mudanças no controle postural devido ao treino, especialmente durante tarefas dinâmicas, são transformadas em melhor estabilidade do tornozelo em indivíduos com ICT.

Mensagens clínicas

- Programas de reabilitação para ICT que envolvem treinos de equilíbrio mediante perturbações de chutar uma bola, podem diminuir a atividade de certos grupos musculares do membro inferior, e aumentar a oscilação postural durante tarefas dinâmicas.
- Essas mudanças podem representar um melhor controle da postura devido a maior confiança/controla na articulação do tornozelo ao realizar a tarefa.

Agradecimentos

Agradecemos aos professores doutores Isabel de Camargo Neves Sacco, Lílian Gerdi Kittel Ries e Gilmar Moraes Santos, por seus comentários sobre este manuscrito. Agradecemos também o apoio do Programa Fundo de Apoio à Manutenção e ao Desenvolvimento da Educação Superior (FUMDES) e participantes pela contribuição neste estudo. Agradecemos ainda, a Luiza Mazzola pelo suporte técnico (tradução).

Financiamento

Esta pesquisa não recebeu subvenção específica de nenhuma agência de fomento em setores público, comercial ou outros setores sem fins-lucrativas.

Declaração de Conflito de Interesses

Os autores declaram que não há conflito de interesse.

REFERÊNCIAS

1. Fong DT, Hong Y, Chan LK, Yung PS, Chan KM. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Med.* 2007;37(1):73-94.
2. Garrick JG, Requa RK. The epidemiology of foot and ankle injuries in sports. *Clin Sports Med.* 1988;7(1):29-36.
3. Yeung MS, Chan KM, So CH, Yuan WY. An epidemiological survey on ankle sprain. *Br J Sports Med.* 1994;28(2):112-6.
4. van Cingel RE, Kleinrensink G, Uitterlinden EJ, Rooijens PP, Mulder PG, Aufdemkampe G, et al. Repeated ankle sprains and delayed neuromuscular response: acceleration time parameters. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36(2):72-9.
5. Ross SE, Guskiewicz KM, Gross MT, Yu B. Balance measures for discriminating between functionally unstable and stable ankles. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(2):399-407.
6. Knapp D, Lee SY, Chinn L, Saliba SA, Hertel J. Differential ability of selected postural-control measures in the prediction of chronic ankle instability status. *J Athl Train.* 2011;46(3):257-62.
7. Santos MJ, Liu W. Possible factors related to functional ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38(3):150-7.
8. Loudon JK, Santos MJ, Franks L, Liu W. The effectiveness of active exercise as an intervention for functional ankle instability: a systematic review. *Sports Med.* 2008;38(7):553-63.
9. McKeon PO, Hertel J. Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part II: is balance training clinically effective? *J Athl Train.* 2008;43(3):305-15.
10. De Ridder R, Willems T, Vanrenterghem J, Roosen P. Effect of balance training on dynamic postural control in subjects with chronic ankle instability. *Br J Sports Med.* 2014;48(7):584.
11. Mattacola CG, Dwyer MK. Rehabilitation of the Ankle After Acute Sprain or Chronic Instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):413-29.
12. 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.
13. Kidgell DJ, Horvath DM, Jackson BM, Seymour PJ. Effect of six weeks of dura disc and mini-trampoline balance training on postural sway in athletes with functional ankle instability. *J Strength Cond Res.* 2007;21(2):466-9.
14. Kiers H, Brumagne S, van Dieen J, van der Wees P, Vanhees L. Ankle proprioception is not targeted by exercises on an unstable surface. *Eur J Appl Physiol.* 2012;112(4):1577-85.
15. Aruin AS, Forrest WR, Latash ML. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1998;109(4):350-9.
16. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(3):388-97.
17. Henry SM, Fung J, Horak FB. EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations. *J Neurophysiol.* 1998;80(4):1939-50.
18. Bouisset S, Zattara M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *J Biomech.* 1987;20(8):735-42.
19. Alexandrov AV, Frolov AA, Horak FB, Carlson-Kuhta P, Park S. Feedback equilibrium control during human standing. *Biol Cybern.* 2005;93(5):309-22.

20. dos Santos MJ, Gorges AL, Rios JL. Individuals with chronic ankle instability exhibit decreased postural sway while kicking in a single-leg stance. *Gait Posture*. 2014;40(1):231-6.
21. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(3):398-405.
22. Forrest WR. Anticipatory postural adjustment and T'ai Chi Ch'uan. *Biomedical sciences instrumentation*. 1997;33:65-70.
23. Carvalho R, Vasconcelos O, Gonçalves P, Conceição F, Vilas-Boas JP. The effects of physical activity in the anticipatory postural adjustments in elderly people. *Motor Control*. 2010;14(3):371-9.
24. Haskell WL, Lee IM, Pate RR, Powell KE, Blair SN, Franklin BA, et al. Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Med Sci Sports Exerc*. 2007;39(8):1423-34.
25. 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;87(9):1235-41.
26. De 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(26):1959-65.
27. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10(5):361-74.
28. Kanekar N, Santos MJ, Aruin AS. Anticipatory postural control following fatigue of postural and focal muscles. *Clin Neurophysiol*. 2008;119(10):2304-13.
29. Claudino R, dos Santos EC, Santos MJ. Compensatory but not anticipatory adjustments are altered in older adults during lateral postural perturbations. *Clin Neurophysiol*. 2013;124(8):1628-37.
30. Duarte M, Zatsiorsky VM. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Exp Brain Res*. 2002;146(1):60-9.
31. De Luca CJ, Gilmore LD, Kuznetsov M, Roy SH. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *J Biomech*. 2010;43(8):1573-9.
32. Shiratori T, Latash ML. Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects. *Clin Neurophysiol*. 2001;112(7):1250-65.
33. Dimitrova D, Horak FB, Nutt JG. Postural muscle responses to multidirectional translations in patients with Parkinson's disease. *J Neurophysiol*. 2004;91(1):489-501.
34. Cavanagh PR, Komi PV. Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1979;42(3):159-63.
35. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd ed. Hillsdale, N.J.: L. Erlbaum Associates; 1988. xxi, 567 p. p.
36. Dingenen B, Staes FF, Janssens L. A new method to analyze postural stability during a transition task from double-leg stance to single-leg stance. *J Biomech*. 2013;46(13):2213-9.
37. Witchalls J, Blanch P, Waddington G, Adams R. Intrinsic functional deficits associated with increased risk of ankle injuries: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2012;46(7):515-23.
38. Eils E, Rosenbaum D. A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Med Sci Sports Exerc*. 2001;33(12):1991-8.

39. Wortmann MA, Docherty CL. Effect of balance training on postural stability in subjects with chronic ankle instability. *J Sport Rehabil.* 2013;22(2):143-9.
40. Hintermann B, Boss A, Schafer D. Arthroscopic findings in patients with chronic ankle instability. *Am J Sports Med.* 2002;30(3):402-9.
41. Freeman MA, Wyke B. Articular reflexes at the ankle joint: an electromyographic study of normal and abnormal influences of ankle-joint mechanoreceptors upon reflex activity in the leg muscles. *Br J Surg.* 1967;54(12):990-1001.
42. Kavanagh JJ, Bisset LM, Tsao H. Deficits in reaction time due to increased motor time of peroneus longus in people with chronic ankle instability. *J Biomech.* 2012;45(3):605-8.
43. Kuitunen S, Ogiso K, Komi PV. Leg and joint stiffness in human hopping. *Scand J Med Sci Sports.* 2011;21(6):e159-67.
44. Nagai K, Yamada M, Tanaka B, Uemura K, Mori S, Aoyama T, et al. Effects of balance training on muscle coactivation during postural control in older adults: a randomized controlled trial. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2012;67(8):882-9.
45. Wilkerson GB, Pinerola JJ, Caturano RW. Invertor vs. evertor peak torque and power deficiencies associated with lateral ankle ligament injury. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997;26(2):78-86.
46. Rosen A, Swanik C, Thomas S, Glutting J, Knight C, Kaminski TW. Differences in lateral drop jumps from an unknown height among individuals with functional ankle instability. *J Athl Train.* 2013;48(6):773-81.
47. Suda EY, Amorim CF, Sacco IeC. Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(2):e84-93.
48. Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Med Sci Sports Exerc.* 1984;16(1):64-6.
49. Groeters S, Groen BE, van Cingel R, Duysens J. Double-leg stance and dynamic balance in individuals with functional ankle instability. *Gait Posture.* 2013;38(4):968-73.
50. Ross SE, Arnold BL, Blackburn JT, Brown CN, Guskiewicz KM. Enhanced balance associated with coordination training with stochastic resonance stimulation in subjects with functional ankle instability: an experimental trial. *J Neuroeng Rehabil.* 2007;4:47.
51. Huang PY, Chen WL, Lin CF, Lee HJ. Lower Extremity Biomechanics in Athletes With Ankle Instability After a 6-Week Integrated Training Program. *J Athl Train.* 2014.
52. Hale SA, Hertel J, Olmsted-Kramer LC. The effect of a 4-week comprehensive rehabilitation program on postural control and lower extremity function in individuals with chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37(6):303-11.
53. McKeon PO, Ingersoll CD, Kerrigan DC, Saliba E, Bennett BC, Hertel J. Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40(10):1810-9.
54. Sefton JM, Yazar C, Hicks-Little CA, Berry JW, Cordova ML. Six weeks of balance training improves sensorimotor function in individuals with chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011;41(2):81-9.
55. Garland SJ, Stevenson TJ, Ivanova T. Postural responses to unilateral arm perturbation in young, elderly, and hemiplegic subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78(10):1072-7.

TABELA 1

Tabela 1- Resultado da ANOVA fatorial (2x2) durante o APA, APC1 e APC2.

		TRAINING			GROUP			TRAINING XGRUPO			
		F	p	η^2	F	p	η^2	F	p	η^2	
APA	EMG	BF	0.05	0.83	0.00	0.58	0.45	0.01	0.48	0.49	0.01
		RF	0.76	0.39	0.02	0.71	0.41	0.02	0.68	0.41	0.02
		SOL	0.50	0.48	0.01	0.87	0.36	0.02	3.49	0.07	0.08
		GasL	2.34	0.13	0.05	3.23	0.08	0.07	1.47	0.23	0.03
		GasM	0.49	0.49	0.01	1.73	0.20	0.04	0.01	0.92	0.00
		FL	0.57	0.46	0.01	0.25	0.62	0.01	3.01	0.09	0.07
		TA	2.46	0.12	0.06	0.09	0.77	0.00	0.01	0.93	0.00
		\sum EMG _{VEN}	1.56	0.22	0.04	1.16	0.29	0.03	0.02	0.89	0.00
		\sum EMG _{DOR}	0.62	0.44	0.01	1.94	0.17	0.04	0.02	0.88	0.00
	COP	dCOP _{AP}	0.01	0.94	0.00	2.56	0.12	0.06	4.55	0.04*	0.10
dCOP _{ML}		0.53	0.47	0.01	0.04	0.85	0.00	0.19	0.67	0.00	
APC1	EMG	BF	4.45	0.04*	0.10	0.01	0.91	0.00	0.03	0.86	0.00
		RF	0.99	0.33	0.02	0.90	0.35	0.02	0.01	0.93	0.00
		SOL	0.10	0.76	0.00	1.56	0.22	0.04	1.20	0.28	0.03
		GasL	1.13	0.29	0.03	0.77	0.39	0.02	1.93	0.17	0.04
		GasM	2.91	0.10	0.07	0.32	0.57	0.01	1.16	0.29	0.03
		FL	0.46	0.50	0.01	0.00	1.00	0.00	0.76	0.39	0.02
		TA	5.23	0.02*	0.11	0.06	0.80	0.00	0.35	0.56	0.01
		\sum EMG _{VEN}	10.59	0.00*	0.20	0.14	0.71	0.00	0.34	0.56	0.01
		\sum EMG _{DOR}	7.66	0.01*	0.15	0.06	0.80	0.00	7.85	0.01*	0.16
	COP	dCOP _{AP}	3.02	0.09	0.07	0.88	0.35	0.02	0.43	0.52	0.01
dCOP _{ML}		0.31	0.58	0.01	0.35	0.56	0.01	2.50	0.12	0.06	
APC2	EMG	BF	2.50	0.12	0.06	0.40	0.53	0.01	0.01	0.94	0.00
		RF	0.30	0.59	0.01	0.00	0.96	0.00	0.01	0.93	0.00
		SOL	0.01	0.93	0.00	0.05	0.82	0.00	5.98	0.02*	0.13
		GasL	1.06	0.31	0.03	0.01	0.91	0.00	0.30	0.59	0.01
		GasM	0.02	0.89	0.00	0.46	0.50	0.01	0.08	0.78	0.00
		FL	3.37	0.07	0.07	0.63	0.43	0.02	0.10	0.76	0.00
		TA	0.27	0.61	0.01	5.41	0.03*	0.11	4.90	0.03*	0.10
		\sum EMG _{VEN}	0.14	0.71	0.00	2.05	0.16	0.05	1.21	0.28	0.03
		\sum EMG _{DOR}	0.01	0.94	0.00	0.15	0.70	0.00	1.32	0.26	0.03
	COP	dCOP _{AP}	5.37	0.03*	0.11	0.27	0.60	0.01	2.75	0.11	0.06
dCOP _{ML}		0.07	0.80	0.00	0.41	0.52	0.01	0.51	0.48	0.01	
	dCOP _A	3.22	0.08	0.07	0.01	0.92	0.00	4.41	0.04*	0.10	
	TC	0.07	0.79	0.00	0.09	0.76	0.00	0.44	0.51	0.01	

Músculos: bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), sóleo (SOL), gastrocnêmio (porção medial – GasM e porção lateral – GasL), fibular longo (FL) e tibial anterior (TA); Soma da |EMG dos músculos ventrais (\sum |EMG_{VEN}): TA+RF; e dorsais (\sum |EMG_{DOR}): GasM+GasL+SOL+BF; e deslocamento do centro de pressão corporal no sentido ânteroposterior (dCOP_{AP}) e médiolateral (dCOP_{ML}), nos intervalos de tempo: ajuste postural antecipatório (APA), ajuste postural compensatório 1 (APC1) e ajuste postural compensatório 2 (APC2); e área do deslocamento do centro de pressão corporal (dCOP_A) e tempo de chute (TC). * indica diferença estatisticamente significativa.

LEGENDA DESCRITIVA DAS FIGURAS

Figura 1 - FLUXOGRAMA CONSORT

Figura 2 - Representação das tarefas experimentais e protocolo de treino de equilíbrio. **A)** Experimento 1: coleta do deslocamento do COP na tarefa estática. **B)** Experimento 2: coleta dos dados do COP e EMG na tarefa dinâmica (tarefa funcional). **C)** protocolo de treino de equilíbrio.

Figura 3 - Média das integrais EMG normalizadas (\int EMG, em unidades arbitrárias) do bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), sóleo (SOL), gastrocnêmio (porção medial – GasM e porção lateral – GasL), fibular longo (FL) e tibial anterior (TA) durante os intervalos de tempo: ajuste postural antecipatório (APA), ajuste postural compensatório 1 (APC1) e ajuste postural compensatório 2 (APC2), pré e pós-treino de equilíbrio. * Indica diferenças significativas. Magnitude da \int EMG do TA foi significativamente maior no pós-treino quando comparado ao pré-treino para o grupo treino no APC2 (*).

Figura 4 - Média da soma das integrais EMG normalizadas (\sum \int EMG, em unidades arbitrárias) dos músculos ventrais (\sum \int EMG_{VEN}: TA+RF; e dorsais (\sum \int EMG_{DOR}): GasM+GasL+SOL+BF, nos intervalos de tempo: ajuste postural antecipatório (APA), ajuste postural compensatório 1 (APC1) e ajuste postural compensatório 2 (APC2), pré e pós-treino de equilíbrio. Magnitude da \sum \int EMG_{VEN} e \sum \int EMG_{DOR} foi significativamente menor no pós-treino quando comparado ao pré-treino para o grupo treino no APC1; a \sum \int EMG_{DOR} foi significativamente menor do grupo treino do que no grupo controle (*). A \sum \int EMG_{VEN} também diminuiu para o grupo controle.

Figura 5 - Experimento 1: média da área do deslocamento do COP na tarefa estática ($eCOP_A$, com intervalo de confiança de 95%, elipse), durante a tarefa estática ($eCOP_A$), pré e pós-treino de equilíbrio, nas condições: olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF). (*) Observe a diminuição significativa da $eCOP_A$ no grupo treino no pós-treino na condição OA. Experimento 2: média da área do deslocamento do COP na tarefa dinâmica ($dCOP_A$) e variação do COP ânteroposterior ($dCOP_{AP}$) e médiolateral ($dCOP_{ML}$), nos intervalos de tempo: APA, APC1 e APC2, pré e pós-treino de equilíbrio. (*) A $dCOP_A$ aumentou significativamente no grupo treino no pós-treino quando comparado ao pré-treino. O $dCOP_{AP}$ também aumentou após o treino para o grupo treino durante o APC2.

FIGURA 1

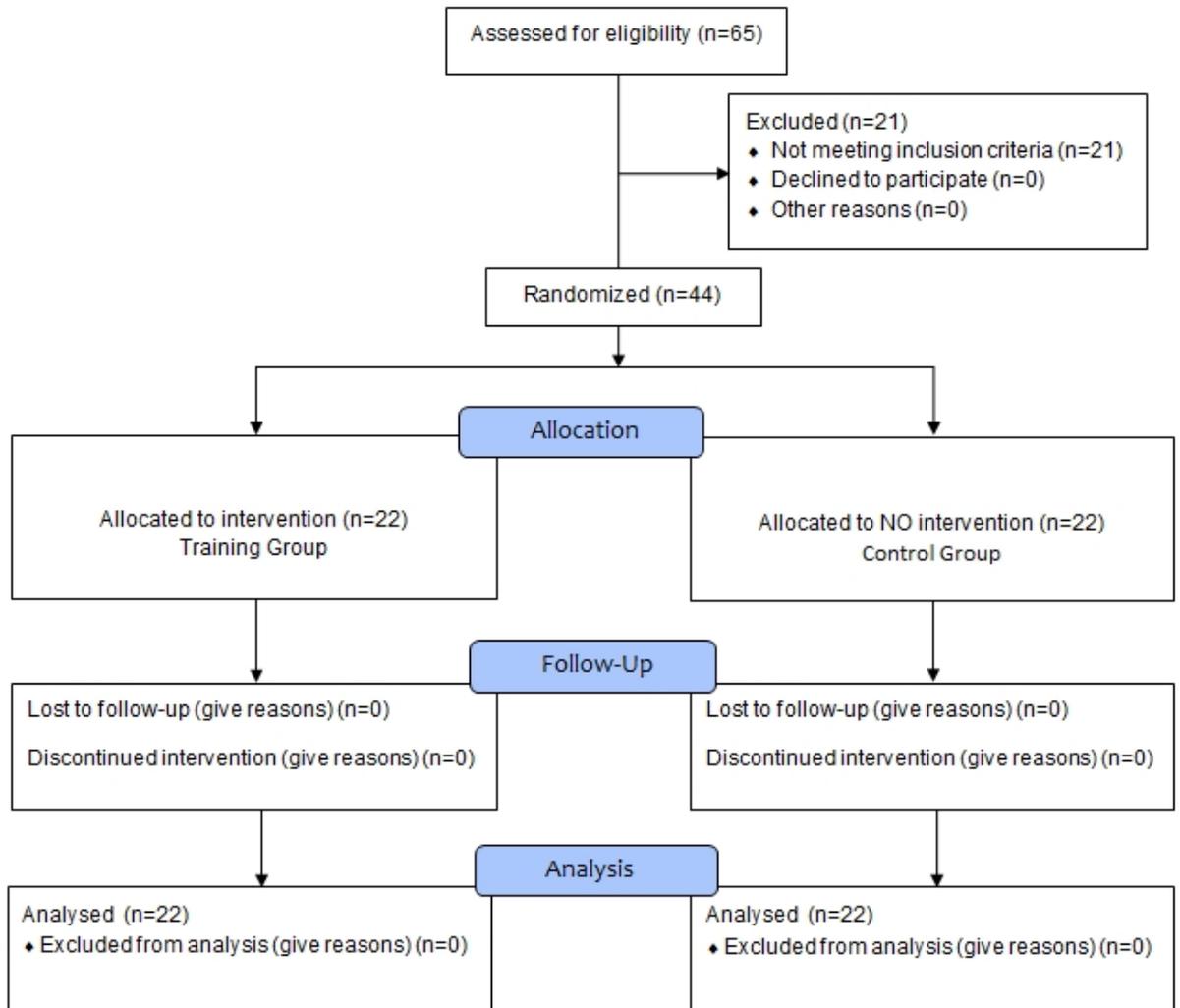
Figura 1- Fluxograma *CONSORT*

FIGURA 2

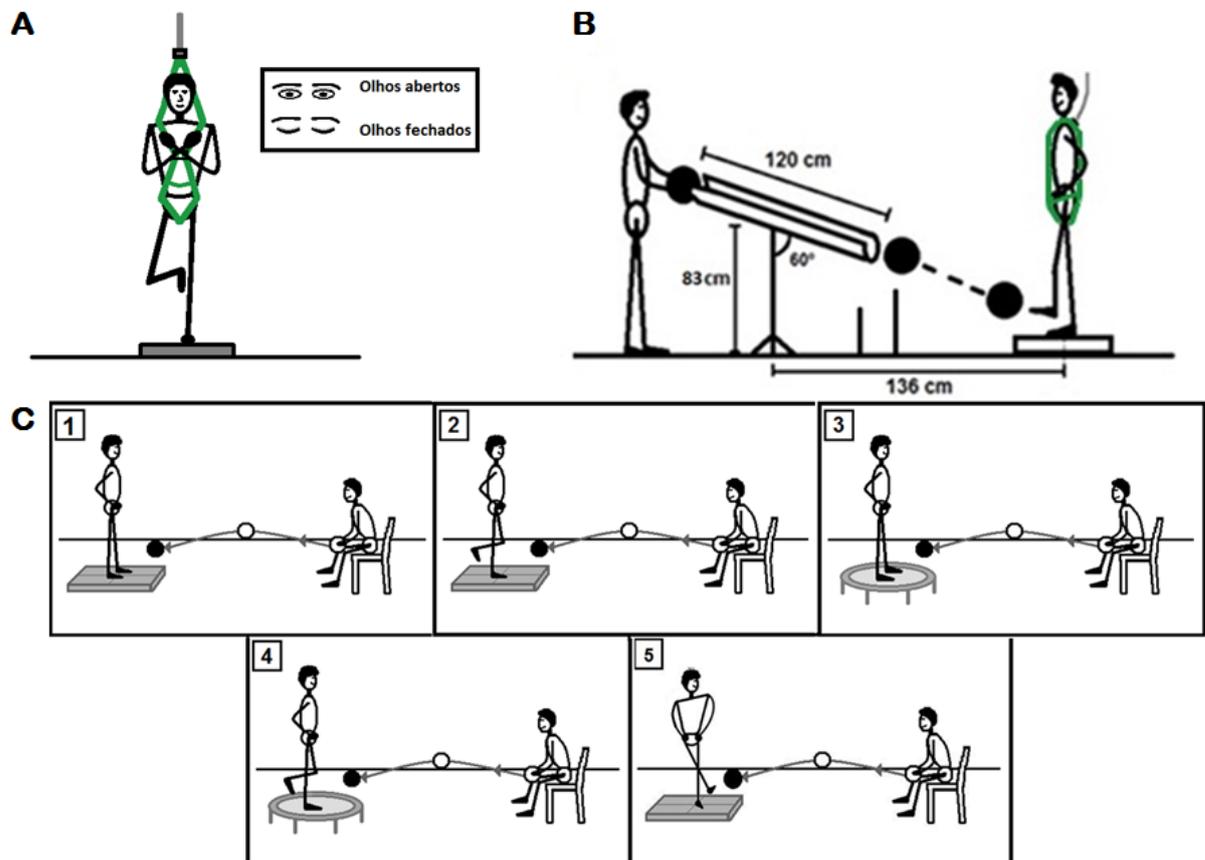


Figura 2 - Representação das tarefas experimentais e protocolo de treino de equilíbrio. **A)** Experimento 1: coleta do deslocamento do COP na tarefa estática. **B)** Experimento 2: coleta dos dados do COP e EMG na tarefa dinâmica (tarefa funcional). **C)** protocolo de treino de equilíbrio.

FIGURA 3

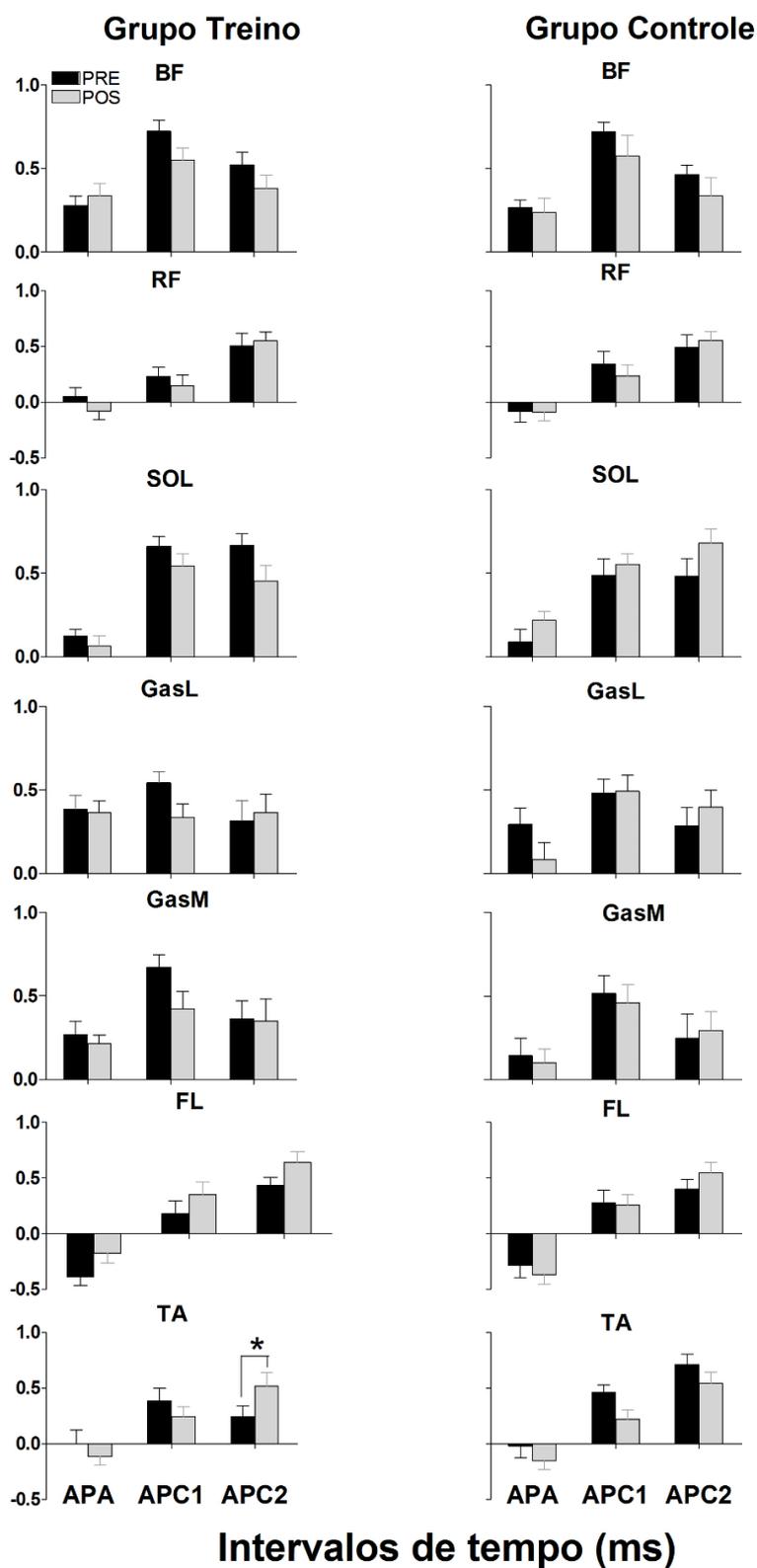


Figura 3 - Média das integrais EMG normalizadas (\int EMG, em unidades arbitrárias) do bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), sóleo (SOL), gastrocnêmio (porção medial – GasM e porção lateral – GasL), fibular longo (FL) e tibial anterior (TA) durante os intervalos de tempo: ajuste postural antecipatório (APA), ajuste postural compensatório 1 (APC1) e ajuste postural compensatório 2 (APC2), pré e pós-treino de equilíbrio. * Indica diferenças significativas. Magnitude da \int EMG do TA foi significativamente maior no pós-treino quando comparado ao pré-treino para o grupo treino no APC2 (*).

FIGURA 4

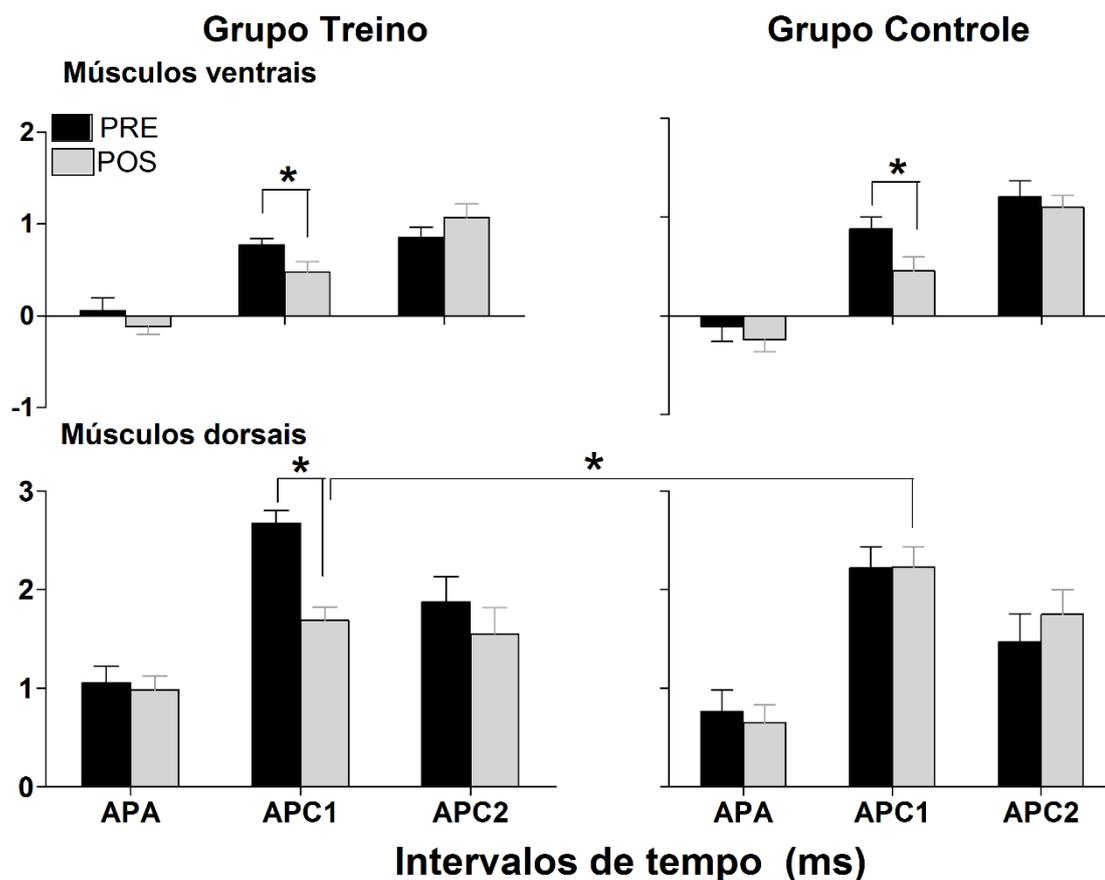


Figura 4 - Média da soma das integrais EMG normalizadas ($\sum \text{EMG}$, em unidades arbitrárias) dos músculos ventrais ($\sum \text{EMG}_{\text{VEN}}$): TA+RF; e dorsais ($\sum \text{EMG}_{\text{DOR}}$): GasM+GasL+SOL+BF, nos intervalos de tempo: ajuste postural antecipatório (APA), ajuste postural compensatório 1 (APC1) e ajuste postural compensatório 2 (APC2), pré e pós-treino de equilíbrio. Magnitude da $\sum \text{EMG}_{\text{VEN}}$ e $\sum \text{EMG}_{\text{DOR}}$ foi significativamente menor no pós-treino quando comparado ao pré-treino para o grupo treino no APC1; a $\sum \text{EMG}_{\text{DOR}}$ foi significativamente menor do grupo treino do que no grupo controle (*). A $\sum \text{EMG}_{\text{VEN}}$ também diminuiu para o grupo controle.

FIGURA 5

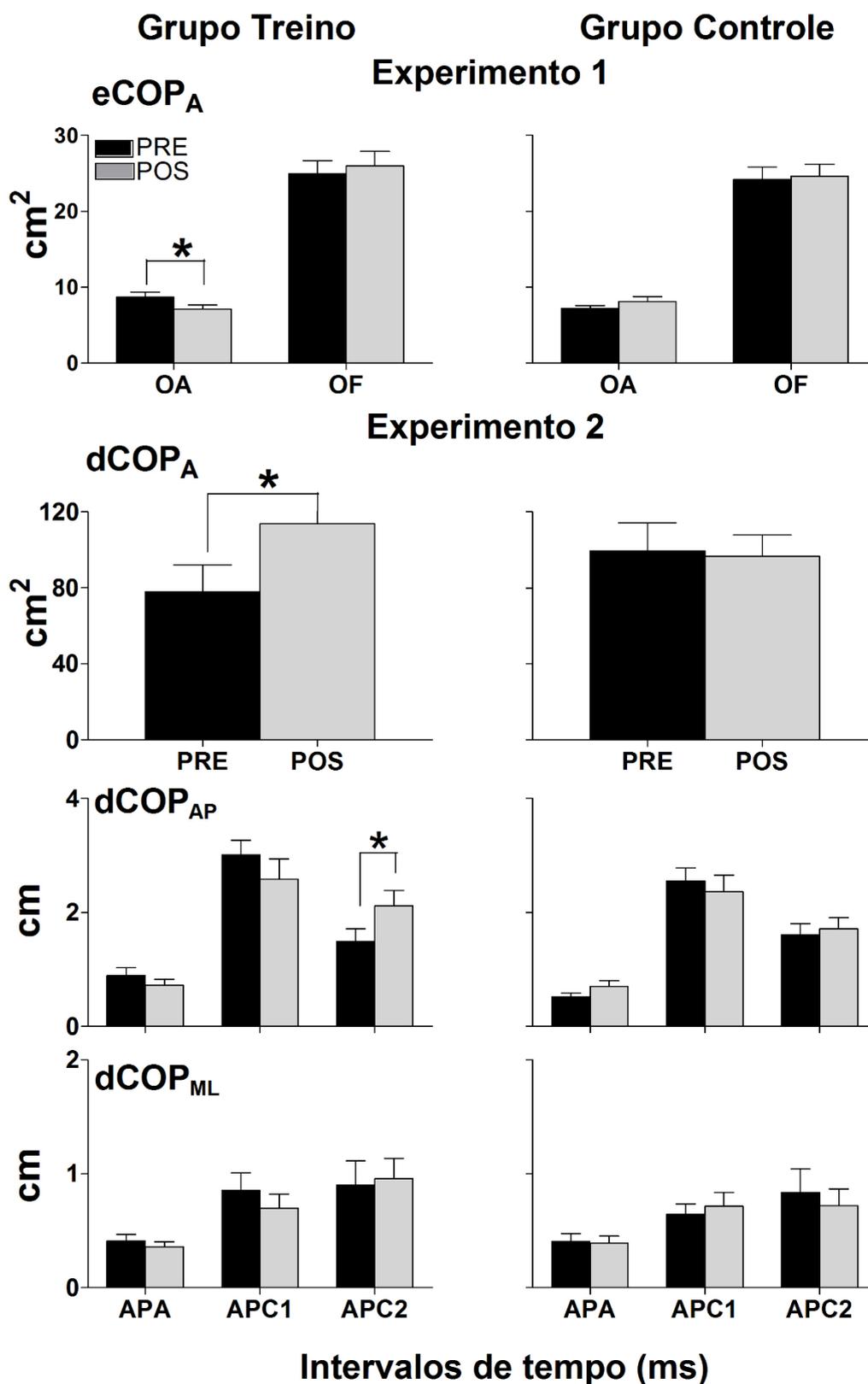


Figura 5 - Experimento 1: média da área do deslocamento do COP na tarefa estática (eCOP_A, com intervalo de confiança de 95%, elipse), durante a tarefa estático (eCOP_A), pré e pós-treino de equilíbrio, nas condições: olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF). (*) Observe a diminuição significativa da eCOP_A no grupo treino no pós-treino na condição OA. Experimento 2: média da área do deslocamento do COP na tarefa dinâmico (dCOP_A) e variação do COP ânteroposterior (dCOP_{AP}) e médiolateral (dCOP_{ML}), nos intervalos de tempo: APA, APC1 e APC2, pré e pós-treino de equilíbrio. (*) A dCOP_A aumentou significativamente no grupo treino no pós-treino quando comparado ao pré-treino. O dCOP_{AP} também aumentou após o treino para o grupo treino durante o APC2.

APÊNDICE DO ARTIGO

Características da amostra do estudo.

	GT		GC	
	Média	DP	Média	DP
Idade (anos)	24	4	22	3
Massa Corporal (kg)	72,6	11,9	70,0	11,0
Altura (m)	1,73	0,1	1,71	0,1
CAIT	15,2	5,0	15,4	4,6

Onde GT = grupo treino; GC = grupo controle; DP = desvio padrão da média e CAIT= *Cumberland Ankle Instability Tool*.

APÊNDICE

FICHA DE IDENTIFICAÇÃO DOS SUJEITOS DA PESQUISA

Número de identificação: _____

Data da avaliação: ____/____/____.

Data de Nascimento: ____/____/____.

Idade: _____

Estatura: _____cm

Massa corporal: ____ kg

Lateralidade membro inferior: () destro () sinistro () ambidestro

Número de entorses de tornozelo: () 0 () 1 () 2 () _____

Data da última entorse ____/____/____.

Instabilidade de tornozelo: () não;

() sim, à direita;

() sim, à esquerda;

() sim, em ambos.

Pratica algum tipo de atividade física? () sim () não Frequência? ____/semana

Qual? _____.

Já participou de algum protocolo de reabilitação para o tornozelo? () não () sim.

Perna de apoio para a coleta: () direita () esquerda

ANEXOS

ANEXO A – VERSÃO BRASILEIRA/PORTUGUESA DO CAIT

ANEXO B – NORMAS SENIAM: TRADUÇÃO LIVRE PARA O PORTUGUÊS.

ANEXO C – CARTA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA

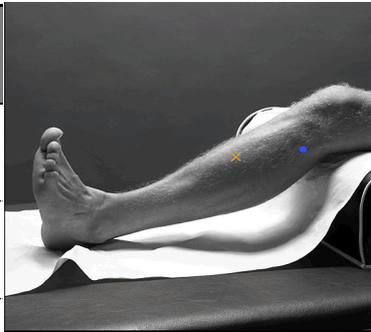
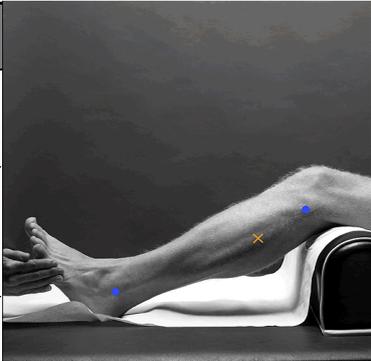
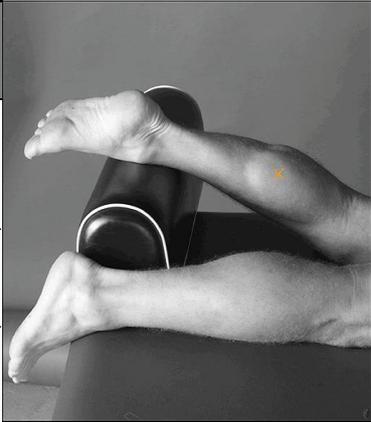
ANEXO D – NORMAS DA REVISTA SELECIONADA PARA SUBMISSÃO DO ARTIGO

ANEXO A – VERSÃO BRASILEIRA/PORTUGUESA DO CAIT

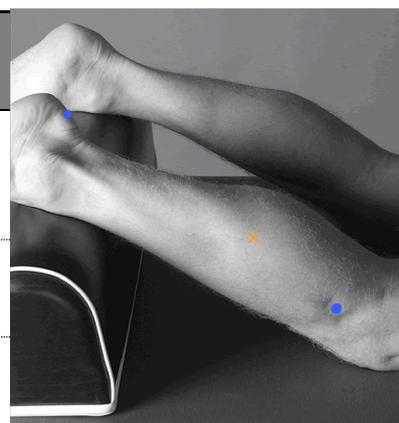
Fonte: De Noronha M, Refshauge KM, Kilbreath SL, Figueiredo VG. Cross-cultural adaptation of the Brazilian-Portuguese version of the Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT). *Disabil Rehabil.* 2008;30(26):1959-65.

Este **ANEXO A** foi removido da dissertação em sua versão final, uma vez que os autores não estão autorizados a reproduzi-la.

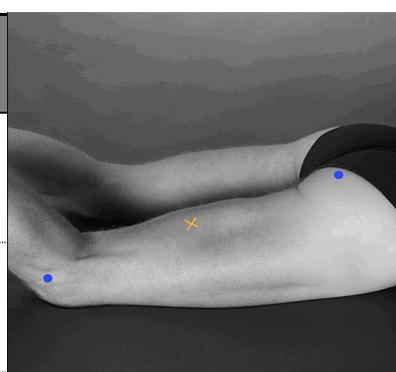
ANEXO B – NORMAS SENIAM: TRADUÇÃO LIVRE PARA O PORTUGUÊS.

Recomendação para colocação de eletrodo no músculo sóleo		
Postura inicial	Sentando com o joelho flexionado aproximadamente 90 graus e o calcanhar/pé da perna investigada apoiada no chão.	
Localização do eletrodo	Devem ser colocados em 2/3 da linha entre o côndilo medial do fêmur ao maléolo medial.	
Orientação do eletrodo	Na direção da linha entre o côndilo medial e o maléolo medial.	
Recomendação para colocação de eletrodo no tibial anterior		
Postura inicial	Supina ou sentado.	
Localização do eletrodo	Devem ser colocados a 1/3 na linha entre a ponta da fíbula e o ápice do maléolo medial.	
Orientação do eletrodo	Na direção da linha entre a ponta da fíbula e o ápice do maléolo medial	
Recomendação para colocação de eletrodo no fibular longo		
Postura inicial	Sentar-se com a perna rodada medialmente.	
Localização do eletrodo	Devem ser colocados a 25% sobre a linha entre a ponta da cabeça da fíbula para o ápice do maléolo lateral.	
Orientação do eletrodo	Na direção da linha entre a ponta da cabeça da fíbula para o ápice do maléolo lateral	
Recomendação para colocação de eletrodo no gastrocnêmio (porção medial)		
Postura inicial	Deitado sobre a barriga com a face voltada para baixo, o joelho estendido e o pé projetado sobre a extremidade da mesa.	
Localização do eletrodo	Devem ser colocados no local mais proeminente do ventre muscular.	
Orientação do eletrodo	Na direção da perna	

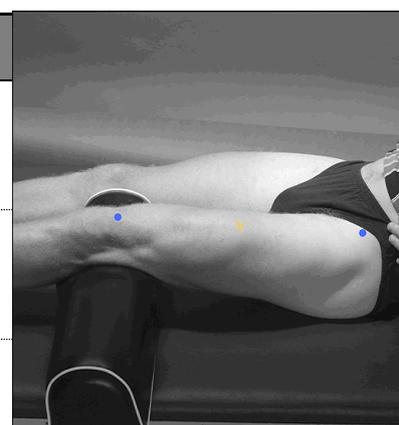
Recomendação para colocação de eletrodo no gastrocnêmio (porção lateral)	
Postura inicial	Deitado sobre a barriga com a face voltada para baixo, o joelho estendido e o pé projetado sobre a extremidade da mesa.
Localização do eletrodo	Devem ser colocados no 1/3 entre a cabeça da fíbula e o calcanhar.
Orientação do eletrodo	Na direção da perna



Recomendação para colocação de eletrodo no bíceps femoral	
Postura inicial	Deitado sobre a barriga com a face voltada para baixo e joelhos em flexão (a menos de 90 graus).
Localização do eletrodo	Devem ser colocados a 50% na linha entre a tuberosidade isquiática e epicôndilo lateral da tíbia.
Orientação do eletrodo	Na direção da linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia.



Recomendação para colocação do retofemoral	
Postura inicial	Sentado em uma mesa com os joelhos em ligeira flexão e parte superior do corpo ligeiramente curvar para trás.
Localização do eletrodo	Devem ser colocados em 50% sobre a linha do anterior espinha íliaca superior à parte superior da patela.
Orientação do eletrodo	Na direção da linha a partir da espinha íliaca anterior superior e à parte superior da patela.



Fonte: (Hermens *et al.*, 2000).

ANEXO C – CARTA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA
GABINETE DO REITOR
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS

Florianópolis, 31 de outubro de 2012

Nº. de Referência: **205/2011 - Emenda**

A(o) Pesquisador(a),

Prof. Márcio José dos Santos

Analisamos o projeto de pesquisa intitulado **“As estratégias de reação postural em indivíduos saudáveis e com déficit no controle motor submetidos a perturbações posturais”** enviado previamente por V. S.^a. Desta forma, comunicamos que o Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos tem como resultado à **Aprovação da Emenda** ao referido projeto.

Este Comitê de Ética em Pesquisa segue as Normas e Diretrizes Regulamentadoras da Pesquisa Envolvendo Seres Humanos – Resolução CNS 196/96, criado para defender os interesses dos sujeitos da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos.

Gostaríamos de salientar que quaisquer alterações do procedimento e metodologia que houver durante a realização do projeto em questão e, que envolva os indivíduos participantes, deverá ser informado imediatamente ao Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos.

Duas vias do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido deverão ser assinadas pelo indivíduo pesquisado ou seu representante legal. Uma cópia deverá ser entregue ao indivíduo pesquisado e a outra deverá ser mantida pelos pesquisadores por um período de até cinco anos, sob sigilo.

Atenciosamente,

Prof. Dr. José Claudio Morelli Matos
Coordenador do CEPSS - UDESC
Matr. 30920-1A02

Prof. Dr. José Claudio Morelli Matos

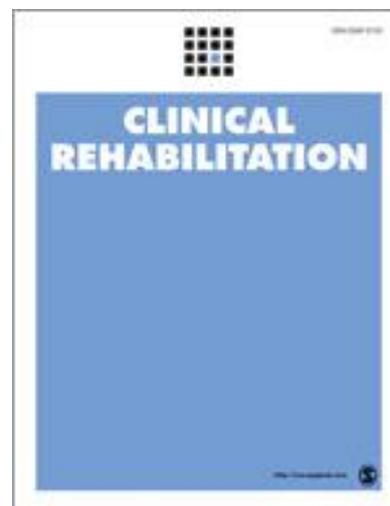
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos – UDESC

ANEXO D – NORMAS DA REVISTA SELECIONADA PARA SUBMISSÃO DO ARTIGO

Manuscript Submission Guidelines

Clinical Rehabilitation

1. **Peer review policy**
2. **Article types**
 - 2.1 **Summary of manuscript structure/style**
3. **How to submit your manuscript**
4. **Journal contributor's publishing agreement**
 - 4.1 **SAGE Choice**
5. **Declaration of conflicting interests policy**
6. **Other conventions**
 - 6.1 **Informed consent**
 - 6.2 **Ethics**
7. **Acknowledgments**
 - 7.1 **Funding acknowledgement**
8. **Permissions**
9. **Manuscript style**
 - 9.1 **File types**
 - 9.2 **Journal style**
 - 9.3 **Reference style**
 - 9.4 **Manuscript preparation**
 - 9.4.1 **Keywords and abstracts: Helping readers find your article online**
 - 9.4.2 **Corresponding author contact details**
 - 9.4.3 **Guidelines for submitting artwork, figures and other graphics**
 - 9.4.4 **Guidelines for submitting supplemental files**
 - 9.4.5 **English language editing services**
10. **After acceptance**
 - 10.1 **Proofs**
 - 10.2 **E-Prints and complimentary copies**
 - 10.3 **SAGE production**
 - 10.4 **OnlineFirst publication**
11. **Further information**
 - 11.1 **Important 'Instructions to Authors' – from the Editor**
 - 11.2 **Contact SAGE**



Clinical Rehabilitation is a highly ranked, peer reviewed scholarly journal. It is a multi-professional journal covering the whole field of disability and rehabilitation, publishing research and discussion articles which are scientifically sound, clinically relevant and sometimes provocative.

The journal acts as a forum for the international dissemination and exchange of information amongst the large number of professionals involved in rehabilitation.

The leading journal in its field, *Clinical Rehabilitation* combines clinical application of scientific results and theoretical aspects in an ideal form. It gives high priority to articles describing effectiveness of therapeutic interventions and the evaluation of new techniques and methods.

1. Peer review policy

The journal's policy is to obtain at least two independent reviews of each article. It operates a double-blind reviewing policy in which the reviewer's name is always concealed from the submitting author; authors may choose to reveal their name but the journal otherwise leaves the article anonymous. Referees will be encouraged to provide substantive, constructive reviews that provide suggestions for improving the work and distinguish between mandatory and non-mandatory recommendations.

All manuscripts accepted for publication are subject to editing for presentation, style and grammar. Any major redrafting is agreed with the author but the Editor's decision on the text is final.

2. Article types

The journal publishes original papers, systematic reviews, Rehabilitation in Practice articles correspondence relating to published papers and short reports. Other article types should be discussed with the editor before submission.

2.1 Summary of manuscript structure:

- A title page with names and contact details for all authors
- A **structured** abstract of **no more than 250 words** (the website checks this)
- The text (usually Introduction, Methods, Results, Discussion)
- Clinical Messages (2-4 bullet points, 50 words or less)
- Acknowledgements, author contributions, competing interests and funding support
- References (Vancouver style)
- Tables, each starting on a new page
- Figures, each starting on a new page
- Appendix (if any)

Please note that short reports follow a different format:

- The main text of a short report will usually be between **1000 and 1500 words** in length.
- A short report should have sufficient key references to cover all important points, but no more and usually there will be a **maximum of 15 references**.
- Tables and figures can be very efficient and effective ways of presenting data. A short report will usually have **no more than three tables and figures** (in total) and most will be restricted to two. Further information on short reports can be found [here](#).

3. How to submit your manuscript

Before submitting your manuscript, please ensure you carefully read and adhere to all the guidelines and instructions to authors provided below. Manuscripts not conforming to these guidelines may be returned. If you would like to discuss your paper prior to submission, please contact the Editor (Derick Wade) at: clinical.rehabilitation@sagepub.co.uk.

Clinical Rehabilitation has a fully web-based system for the submission and review of manuscripts. All submissions should be made online at the *Clinical Rehabilitation* SAGETRACK website: <http://mc.manuscriptcentral.com/clinrehab>.

Note: Online submission and review of manuscripts is now used for all types of papers.

New User Account

Please log onto the website. If you are a new user, you will first need to create an account.

Follow the instructions and please ensure to enter a current and correct email address.

Creating your account is a three-step process that takes a matter of minutes. When you have finished, your User ID and password is sent immediately via email. Please edit your user ID and password to something more memorable by selecting 'edit account' at the top of the screen. If you have already created an account but have forgotten your details type your email address in the 'Password Help' to receive an emailed reminder. Full instructions for uploading the manuscript are provided on the website.

New Submission

Submissions should be made by logging in and selecting the Author Centre and the 'Click here to Submit a New Manuscript' option. Follow the instructions on each page, clicking the 'Next' button on each screen to save your work and advance to the next screen. If at any stage you have any questions or require the user guide, please use the '**Get Help Now**' button at the top right of every screen. Further help is available through ScholarOne's® Manuscript Central™ customer support at +1 434 817 2040 x 167 or email the editor with your manuscript as an attachment(s) and write a note to explain why you need to submit via this route.

To upload your files, click on the 'Browse' button and locate the file on your computer. Select the designation of each file (i.e. *for review* – the main text, tables etc – or *for the editor only*, which is for the title page and any other files such as previous reviews or closely related articles) in the drop down menu

next to the browse button. When you have selected all the files you wish to upload, click the 'Upload Files' button.

Review your submission (in both PDF and HTML formats) and then click the Submit button. You may suspend a submission at any point before clicking the Submit button and save it to submit later. After submission, you will receive a confirmation e-mail. You can also log back into your author centre at any time to check the status of your manuscript, but not to change it.

Please ensure that you submit editable/source files only (Microsoft Word or RTF) and that your document does not include page numbers; the SAGETRACK system will generate them for you, and then automatically convert your manuscript to PDF for peer review. All correspondence, including notification of the Editor's decision and requests for revisions, will be by email.

If you would like to discuss your paper prior to submission please contact the Editor: clinical.rehabilitation@sagepub.co.uk, and if you wish to seek advice on the submission process please contact the Publishing Editor: charlotte.jardine@sagepub.co.uk

4. Journal contributor's publishing agreement

Before publication, SAGE requires the author as the rights holder to sign a Journal Contributor's Publishing Agreement. SAGE's Journal Contributor's Publishing Agreement is a exclusive licence agreement which means that the author retains copyright in the work but grants SAGE the sole and exclusive right and licence to publish for the full legal term of copyright. Exceptions may exist where an assignment of copyright is required or preferred by a proprietor other than SAGE. In this case copyright in the work will be assigned from the author to the society. For more information please visit our [Frequently Asked Questions](#) on the SAGE Journal Author Gateway.

4.1 SAGE Choice

If you wish your article to be freely available online immediately upon publication (as some funding bodies now require), you can opt for it to be included in SAGE Choice subject to payment of a publication fee. The manuscript submission and peer reviewing procedure is unchanged. On acceptance of your article, you will be asked to let SAGE know directly if you are choosing SAGE Choice. For further information, please visit [SAGE Choice](#).

5. Declaration of conflicting interests

Within your Journal Contributor's Publishing Agreement you will be required to make a certification with respect to a declaration of conflicting interests. It is the policy of *Clinical Rehabilitation* to require a declaration of conflicting interests from all authors enabling a statement to be carried within the paginated pages of all published articles.

Please include any declaration at the end of your manuscript after any acknowledgements and prior to the references, under a heading 'Conflict of Interest Statement'. If no declaration is made, the following will be printed under this heading in your article: 'None Declared'. Alternatively, you may wish to state that 'The Author(s) declare(s) that there is no conflict of interest'.

When making a declaration, the disclosure information must be specific and include any financial relationship that all authors of the article have with any sponsoring organization and the for-profit interests that the organisation represents, and with any for-profit product discussed or implied in the text of the article.

Any commercial or financial involvements that might represent an appearance of a conflict of interest need to be additionally disclosed in the covering letter accompanying your article to assist the Editor in evaluating whether sufficient disclosure has been made within the Conflict of Interest statement provided in the article.

For more information please visit the [SAGE Journal Author Gateway](#).

6. Other conventions

6.1 Informed Consent

Authors are required to ensure that the following guidelines are followed, as recommended by the International Committee of Medical Journal Editors ("Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals": http://www.icmje.org/urm_full.pdf).

Patients have a right to privacy that should not be infringed without informed consent. Identifying information, including patients' names, initials, or hospital numbers, should not be published in written descriptions, photographs, and pedigrees unless the information is essential for scientific purposes and the patient (or parent or guardian) gives written informed consent for publication. Informed consent for this purpose requires that a patient who is identifiable be shown the manuscript to be published.

Complete anonymity is difficult to achieve, however, and informed consent should be obtained if there is any doubt. For example, masking the eye region in photographs of patients is inadequate protection of anonymity. If identifying characteristics are altered to protect anonymity, such as in genetic pedigrees, authors should provide assurance that alterations do not distort scientific meaning and editors should so note.

When informed consent has been obtained it should be indicated in the submitted article.

Authors should identify individuals who provide writing/administrative assistance, indicate the extent of assistance and disclose the funding source for this assistance.

Identifying details should be omitted if they are not essential.

6.2 Ethics

When reporting experiments on human subjects, indicate whether the procedures followed were in accordance with the ethical standards of the responsible committee on human experimentation (institutional or regional) or with the Declaration of Helsinki 1975, revised Hong Kong 1989. Do not use patients' names, initials or hospital numbers, especially in illustrative material. When reporting experiments on animals, indicate which guideline/law on the care and use of laboratory animals was followed.

7. Acknowledgements

Any acknowledgements should appear first at the end of your article prior to your Declaration of Conflicting Interests (if applicable), any notes and your References.

All contributors who do not meet the criteria for authorship should be listed in an 'Acknowledgements' section. Examples of those who might be acknowledged include a person who provided purely technical help, writing assistance, or a department chair who provided only general support. Authors should disclose whether they had any writing assistance and identify the entity that paid for this assistance.

7.1 Funding Acknowledgement

To comply with the [guidance for Research Funders, Authors and Publishers](#) issued by the Research Information Network (RIN), *Clinical Rehabilitation* additionally requires all Authors to acknowledge their funding in a consistent fashion under a separate heading. All research articles should have a funding acknowledgement in the form of a sentence as follows, with the funding agency written out in full, followed by the grant number in square brackets:

This work was supported by the Medical Research Council [grant number xxx].

Multiple grant numbers should be separated by comma and space. Where the research was supported by more than one agency, the different agencies should be separated by semi-colons, with "and" before the final funder. Thus:

This work was supported by the Wellcome Trust [grant numbers xxxx, yyyy]; the Natural Environment Research Council [grant number zzzz]; and the Economic and Social Research Council [grant number aaaa].

In some cases, research is not funded by a specific project grant, but rather from the block grant and other resources available to a university, college or other research institution. Where no specific funding has been provided for the research we ask that corresponding authors use the following sentence:

This research received no specific grant from any funding agency in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Please include this information under a separate heading entitled "Funding" directly after any other Acknowledgements prior to your "Declaration of Conflicting Interests" (if applicable), any Notes and your References.

For more information on the guidance for Research Funders, Authors and Publishers, please visit: <http://www.rin.ac.uk/funders-acknowledgement>.

8. Permissions

Authors are responsible for obtaining permission from copyright holders for reproducing any illustrations, tables, figures or lengthy quotations previously published elsewhere. For further information including guidance on fair dealing for criticism and review, please visit our [Frequently Asked Questions](#) on the SAGE Journal Author Gateway.

9. Manuscript style

9.1 File types

Only electronic files conforming to the journal's guidelines will be accepted. Preferred formats for the text and tables of your manuscript are Word DOC, and tiff or jpeg for figures (ideally figures will use journal colours). RTF, XLS and LaTeX files are also accepted. Please also refer to additional guideline on submitting artwork [and supplemental files] below.

9.2 Journal Style

Clinical Rehabilitation conforms to the SAGE house style. [Click here](#) to review guidelines on SAGE UK House Style, which is summarised in 2.1.

9.3 Reference Style

Clinical Rehabilitation operates a SAGE Vancouver reference style. [Click here](#) to review the guidelines on SAGE Vancouver to ensure that your manuscript conforms to this reference style, which is summarised in 2.1.

9.4. Manuscript Preparation

The text should be double-spaced throughout and with a minimum of 3cm for left and right hand margins and 5cm at head and foot. Text should be standard 10 or 12 point. SI units should be used throughout the text.

9.4.1 Keywords and Abstracts

The title, keywords and abstract are key to ensuring that readers find your article online through online search engines such as Google. Please refer to the information and guidance on how best to title your article, write your abstract and select your keywords by visiting SAGE's Journal Author Gateway Guidelines on [How to Help Readers Find Your Article Online](#).

9.4.2 Corresponding Author Contact details

Provide full contact details for the corresponding author including email, mailing address and telephone numbers. Academic affiliations are required for all co-authors.

9.4.3 Guidelines for submitting artwork, figures and other graphics

For guidance on the preparation of illustrations, pictures and graphs in electronic format, please visit SAGE's [Manuscript Submission Guidelines](#).

Images should be supplied as bitmap based files (i.e. with .tiff or .jpeg extension) with a resolution of at least **300 dpi** (dots per inch). Line art should be supplied as vector-based, separate .eps files (not as .tiff files, and not only inserted in the Word or pdf file), with a resolution of **600 dpi**. Images should be clear, in focus, free of pixilation and not too light or dark.

If, together with your accepted article, you submit usable colour figures, these figures will appear in colour online regardless of whether or not these illustrations are reproduced in colour in the printed version. If a charge applies you will be informed by your SAGE Production Editor. For specifically requested colour reproduction in print, you will receive information regarding the costs from SAGE after receipt of your accepted article.

All submissions should be written in a clear and succinct manner, following the style of the journal. The title page should include a descriptive title, authors' surnames and forenames, address of each author and full address, telephone, fax and email contacts for the corresponding author. In text: tables and figures are either inserted as part of a sentence, for example table 1 or in parentheses for example (figure

1). Each table should carry a descriptive heading. Each figure should be submitted either electronically or as finalised hard copy with descriptive legends on a separate sheet. In text: references (where relevant) by superscript number after punctuation.

9.4.4 Guidelines for submitting supplemental files

The journal may be able to host approved supplemental materials online, alongside the full-text of articles. Supplemental files will be subjected to peer-review alongside the article. Please contact the Editor (clinical.rehabilitation@sagepub.co.uk) in the first instance. For more information please refer to SAGE's [Guidelines for Authors on Supplemental Files](#).

9.4.5 English Language Editing

Non-English speaking authors who would like to refine their use of language in their manuscripts might consider using a professional editing service. Visit <http://www.sagepub.co.uk/authors/journal/submission.sp> for further information.

10. After acceptance

10.1 Proofs

We will email a PDF of the proofs to the corresponding author. Corrections should be limited to typographical amendments. Authors' approval will be assumed if corrections are not returned by the date indicated. **Note:** the file "PDF Proof" received with the acceptance email is **not** a proof, despite its name.

10.2 E-Prints and Complimentary Copies

SAGE provides authors with access to a PDF of their final article. For further information please visit <http://www.sagepub.co.uk/authors/journal/reprint.sp>.

10.3 SAGE Production

At SAGE we place an extremely strong emphasis on the highest production standards possible. We attach high importance to our quality service levels in copy-editing, typesetting, printing, and online publication (<http://online.sagepub.com/>). We also seek to uphold excellent author relations throughout the publication process.

We value your feedback to ensure that we continue to improve our author service levels. On publication all corresponding Authors will receive a brief survey questionnaire on your experience of publishing in *Clinical Rehabilitation* with SAGE.

10.4 Online First Publication

Clinical Rehabilitation provides the opportunity for your article to be included in OnlineFirst, a feature offered through SAGE's electronic journal platform, SAGE Journals Online. It allows final revision articles (completed articles in queue for assignment to an upcoming issue) to be hosted online prior to their inclusion in a final print and online journal issue. This significantly reduces the lead time between submission and publication. For more information please visit our [OnlineFirst Fact Sheet](#).

11. Further information

11.1 Important 'Instructions to Authors' – from the Editor

Further specific advice on editorial aspects of the journal and of writing for the journal are also available. [Click here for further information and advice on submitting to *Clinical Rehabilitation*](#).

11.2 Contact SAGE

Any correspondence, queries or additional requests for information on the Manuscript Submission process should be sent to the Editorial Office as follows:

Charlotte Jardine
Publishing Editor
SAGE Publications
1 Oliver's Yard
55 City Road
London
EC1Y 1SP
charlotte.jardine@sagepub.co.uk
+44 (0)20 7336 1244