

Artigo de Revisão

Suportes de pé e tornozelo: efeitos na biomecânica e na prevenção de lesões desportivas

Priscila de Brito Silva
Mauro Gonçalves

Laboratório de Biomecânica do Departamento de Educação Física IB/UNESP Rio Claro, SP Brasil

Resumo: Pouco se sabe sobre como o uso de estabilizadores de pé e tornozelo promove proteção contra lesões desportivas. Neste sentido, o objetivo da presente revisão foi buscar e identificar na literatura estudos que analisaram tal efeito tanto em lesões agudas quanto por sobreuso, considerando fatores de risco predisponentes. Tais dispositivos reduzem incidência, recorrência e gravidade das lesões, principalmente em atividades que provocam aumento excessivo da inversão do pé. Tanto suportes de tornozelo quanto bandagem funcional proporcionam redução na amplitude de movimento (ADM) e na sobrecarga nos tecidos periarticulares sem inibir a função muscular normal, entretanto, efeitos adversos sobre o desempenho precisam ser mais bem investigados. Com o intuito de reduzir a incidência de entorses durante as mais diversas atividades esportivas, a utilização de estabilizadores de tornozelo parece indicada como medida profilática para atletas que estão freqüentemente expostos a situações de salto, deslocamento lateral e corrida. O entendimento dos efeitos de tais dispositivos no desempenho e ativação muscular requerem informação a respeito do uso dos mesmos a longo prazo.

Palavras-chave: Prevenção. Lesões. Esporte. Suportes. Tornozelo.

Ankle and foot orthosis: effects on biomechanics and on sports injuries prevention

Abstract: Little is known about how ankle and foot orthosis promote a protective effect against sports injuries. The present study aimed to search and identify studies that analyzed such effect both in acute and overuse injuries, considering predisposing risk factors. The orthotic devices reduce injury incidence, recurrence and level, mainly during activities that lead ankle to excessive inversion. Both ankle supports and functional taping promote range of motion (ROM) reduction and less surround tissue overload without inhibiting muscle function, however, adverse effects on performance must be better investigated. In order to reduce ankle sprains during many sport activities, ankle supports utilization seems to be a good preventive measure to athletes that are often exposed to jump, lateral displacement and running, since they reduce incidence and mainly recurrence of ankle sprains. The effect of these devices on performance and muscle activation need more information on its long term use.

Key Words: Sport. Injury. Prevention. Ankle. Orthosis.

Introdução

Nos últimos trinta anos a Biomecânica vem contribuindo na investigação dos mecanismos de ocorrência de lesões desportivas, por meio de metodologias próprias para o desenvolvimento de medidas profiláticas ideais para essas lesões. Neste sentido, por meio de simulações das mais diversas atividades, tanto os movimentos elementares do dia-a-dia quanto os mais elaborados como do esporte, torna-se possível quantificar as forças internas no corpo que, normalmente, são absorvidas pelas diferentes estruturas do aparelho locomotor. Entretanto, em algumas ocasiões, os níveis de força interna podem não ser adequadamente tolerados e isto pode ocorrer de maneira aguda ou crônica,

originando as chamadas lesões por sobreuso (*overuse*) (AMADIO; BARBANTI, 2000).

Particularmente no pé e tornozelo as forças externas são absorvidas pelas estruturas passivas (tendões, ligamentos, fásia e osso) e pelos tecidos contráteis (músculos) periarticulares (CORDOVA et al., 1998). Em muitos esportes que envolvem salto e aterrissagem existe um alto índice de lesões na articulação do tornozelo de origem traumática os quais podem ocasionar disfunções severas (OSBORNE; RIZZO, 2003, VERHAGEN; VAN DER BEEK; VAN MECHELEN, 2001, PAPADOPOULOS et al., 2005a). Estima-se que os entorses de tornozelo correspondam de 10 a 33% de todas as lesões desportivas (OSBORNE; RIZZO, 2003, BOLLEN, 2000, PAPADOPOULOS et al., 2005a) e

estes atletas que sofrem entorse de tornozelo têm maior probabilidade de lesionar o mesmo local anatômico, o que pode resultar em instabilidade articular, que é um dos principais fatores apontados como predisponentes a recorrência dessas lesões (OSBORNE; RIZZO, 2003).

A corrida é uma das atividades mais populares durante a qual lesões por sobreuso podem ocorrer. Esse tipo de lesão do sistema músculo-esquelético ocorre quando uma estrutura é submetida a sobrecargas repetidas vezes, cada uma delas abaixo do limiar de lesão aguda, com períodos insuficientes de recuperação (HUTCHINSON; CAHOON; ATKINS, 1998, SCHENCK, 2003, HRELJAC; MARSHALL; HUME, 2000, HRELJAC, 2004, NIGG, 2001). Este é um acometimento músculo-esquelético que ocorre durante a corrida e causa restrição na velocidade, distância, duração ou frequência da prática da modalidade por pelo menos uma semana (HRELJAC; MARSHALL; HUME, 2000, HRELJAC, 2004).

Vários estudos epidemiológicos estimaram que até 70% dos corredores sofrem lesão por sobreuso no período de um ano e que em sua maioria acometem os membros inferiores (HRELJAC, 2004, MURPHY; CONNOLY; BEYNNON, 2003).

A ocorrência de tais acometimentos afasta o indivíduo da atividade e pode gerar complicações associadas, exigindo para seu retorno um grande investimento de tempo e dedicação por parte dos técnicos, fisioterapeutas e médicos. Portanto, parece claro que é importante analisar os fatores de risco dessas lesões para o desenvolvimento de programas preventivos (WILLEMS et al., 2005, KROSSHAUG, 2005). Entretanto, as causas destes fatores, particularmente para o desenvolvimento de lesões nos membros inferiores, apresentam um conhecimento limitado (MURPHY; CONNOLY; BEYNNON, 2003).

Algumas situações intrínsecas ou extrínsecas, as quais expõem o sistema ósteo-mio-articular a forças repetitivas, podem interferir na fisiologia dos tecidos, o que compromete a liberdade articular, influenciando, dessa forma, a biomecânica normal desse sistema, caracterizando uma disfunção somática (WILLEMS et al., 2005).

Há a necessidade de se estudar a mecânica normal dos membros inferiores e o mecanismo anormal que leva ao aparecimento dos sintomas para que se compreenda como tal mecanismo influencia no desenvolvimento de lesões (KROSSHAUG, 2005).

O ciclo da marcha é dividido em uma fase de apoio e uma fase de balanço. No indivíduo sem disfunção, a fase de apoio

começa quando o calcanhar toca o solo, seguida pelo aplainamento do pé. O instante no qual a fase de balanço do pé passa a fase de apoio é chamado de apoio médio, que é seguido pela retirada do calcanhar e o peso corporal é suportado pelo antepé. A fase de apoio termina com a retirada dos dedos, quando o restante do pé deixa o solo (AMADIO; BARBANTI, 2000).

Na corrida normal, a face lateral do pé toca o solo primeiro, com a tibia em rotação externa. À medida que a fase de apoio progride, o peso do corpo é colocado ao longo do pé e a tibia realiza rotação interna, produzindo uma rápida inversão e pronação do calcâneo, que dissipa as forças de contato, proporcionando uma transição suave adaptando-se, assim, às superfícies (KAPANDJI, 1987, HRELJAC, 2004). A atividade elétrica dos grupos musculares no contato com o solo provê estabilidade à articulação principalmente devido à ação do músculo tibial posterior (HINTERMANN; NIGG, 1998).

Provavelmente, as lesões por estresse repetitivo na perna relacionam-se com alteração de quaisquer fases do processo descrito acima, e mesmo a ocorrência de lesões de origem traumática parece estar relacionada à disfunção da marcha, principalmente devido à perda da habilidade de adaptação à superfície (WILLEMS et al., 2006).

As disfunções geradas no membro inferior determinam compensações. Nessas circunstâncias, a compensação é uma mudança na estrutura, posição ou função de uma parte do corpo na tentativa de ajustar-se a um desvio da estrutura, posição ou função de outra parte. Uma compensação disfuncional leva a alteração da mobilidade que se ajusta à estrutura ou função anormal do tronco ou da extremidade inferior e pode resultar na alteração mecânica do sistema músculo-esquelético (NICOLOPOULOS; SCOTT; GIANNOUDIS, 2000).

Fatores predisponentes à lesão

Muitos estudos têm procurado esclarecer a etiologia e fisiopatologia das lesões desportivas por sobreuso, contudo, não há consenso na literatura quanto aos fatores que podem predispor ao desenvolvimento de tais disfunções.

Entre os fatores de risco intrínsecos mais comumente relacionados ao desenvolvimento de lesões podem-se citar as alterações de alinhamento postural estático e dinâmico.

Alterações estáticas e de flexibilidade do membro inferior correlacionam-se às maiores incidências de lesão entre jogadores de futsal (RIBEIRO et al., 2003) e corredores

(HRELJAC; MARSHALL; HUME, 2000). Contudo, tais fatores não apresentaram relação com desenvolvimento de lesões entre recrutas com história de fratura por estresse do terceiro metatarso (DIXON; CREABY; ALLSOPP, 2006). As alterações de flexibilidade podem levar à diminuição da amplitude de movimento (ADM) e conseqüente prejuízo da mecânica dos membros inferiores, alterando a mecânica adequada da marcha.

Disfunções dinâmicas estão relacionadas tanto à ocorrência de lesões agudas quanto ao desenvolvimento de lesões por sobreuso nos membros inferiores.

A pronação excessiva do pé está entre os desvios posturais mais estudados (HINTERMANN; NIGG, 1998, WILLIAMS III; McCLAY; HAMILL, 2001, NIGG, 2001, O'CONNOR; HAMILL, 2003), pois pode gerar um estresse aos músculos extrínsecos do pé (O'CONNOR; HAMILL, 2003) e predispor indivíduos a lesionar a região medial da extremidade inferior (HINTERMANN; NIGG, 1998).

Tanto estudos retrospectivos quanto os prospectivos demonstraram correlação entre padrões de marcha específicos, com algumas alterações biomecânicas dinâmicas e a incidência ou desenvolvimento de lesões nos membros inferiores.

A absorção do choque durante a marcha depende da flexão das articulações do quadril e joelho, da dorsiflexão do tornozelo e da pronação da articulação subtalar, e da flexibilidade da mesma que produz um grau de relaxamento das articulações médio-társicas e auxilia na estabilização do arco plantar (HINTERMANN; NIGG, 1998). No impacto do pé com o solo, tanto o aumento da amplitude quanto da velocidade de pronação provavelmente aumentem a taxa de estiramento dos músculos inversores, aumentando assim, a sobrecarga sobre o músculo pelo aumento da velocidade de contração excêntrica dos inversores do pé (O'CONNOR; HAMILL, 2003), o que pode levar à instalação da disfunção desses músculos.

Com a determinação do perfil da pressão plantar, por meio da decomposição do centro de pressão nos componentes médio-lateral e antero-posterior (WILLEMS et al., 2006), foi demonstrado que tanto as lesões de sobreuso quanto as agudas apresentam maior tempo de contato e maior sobrecarga medial, caracterizado pela medialização do componente do centro de pressão. Isso, possivelmente, aumenta a ADM de extensão da primeira articulação metatarso-falangeana, o que reduz sua estabilidade e lateraliza o apoio na fase de impulsão. Sendo assim, a ressupinação ocorre com atraso e com maior amplitude, alterando as fases

consecutivas como a propulsão (WILLEMS et al., 2005, 2006).

As lesões traumáticas parecem estar mais correlacionadas com a perda da habilidade do pé a se adaptar à superfície de contato, devido à tendência de haver contato inicial mais lateralizado. Essa lateralização do contato com o solo, por sua vez determina uma posição do tornozelo menos estável, favorecendo a ocorrência de entorses.

Indivíduos que não se adaptem bem à menor alteração da superfície e que cause aumento adicional da inversão, podem sofrer entorse de inversão, (WILLEMS et al., 2005), demonstrando essa correlação com o, aumento no risco de ocorrência de tais lesões traumáticas.

Já as lesões por sobreuso parecem estar mais relacionadas com alteração na absorção do impacto. Sujeitos que desenvolvem esse tipo de disfunção apresentam contato inicial mais medial, prejudicando a função da articulação subtalar de absorver impacto e considerando a transferência substancial do momento de eversão do calcâneo para a tibia, pode haver estresse excessivo nas articulações adjacentes, gerando sobrecarga às estruturas, tanto do terceiro metatarso quanto da tibia e musculatura periarticular (HINTERMANN; NIGG, 1998, WILLEMS et al., 2005, 2006, DIXON; CREABY; ALLSOPP, 2006).

Levando-se em consideração que a prescrição de órteses de pé e tornozelo é uma das medidas mais comuns para prevenção e tratamento de lesões desportivas em diversas modalidades (VERHAGEN, 2004, PAPADOPOULOS et al., 2005a, OLMSTED et al., 2004, CORDOVA et al., 2000, OSBORNE; RIZZO, 2003, LOHER; ALT; GOLHOFER, 1999, SACCO et al., 2004), é importante buscar evidências científicas de que a utilização de órteses promove a redução desses fatores predisponentes e se pode, conseqüentemente, ser indicada como uma ferramenta preventiva adequada.

Histórico do uso de suportes de tornozelo e pé

Supportes

Nicolopoulos, Scott e Giannoudis (2000) descreveram Whitman como pai das órteses funcionais para o pé, pois, em 1889, ele utilizou um suporte feito de metal para motivar o paciente, com pé plano-valgo, a manter o pé na posição neutra. Ele acreditava que a pressão exercida pelo suporte levaria o paciente a corrigir a posição do pé pela ativação muscular voluntária, e por isso, eventualmente, a órtese poderia ser descartada. Esses autores ainda contam que, mais tarde, esse dispositivo foi melhorado por Roberts e Schuster (ROBERTS;SCHUSTER, 1915 *apud* NICOLOPOULOS;

Motriz, Rio Claro, v.13, n.4, p.312-323, out/dez. 2007

SCOTT; GIANNOUDIS, 2000) para manter o calcanhar numa posição vertical e estimular a supinação. Ainda de acordo com a descrição de Nicolopoulos, Scott e Giannoudis (2000), nos anos 50 diversos autores relataram a associação entre o movimento subtalar e a rotação tibial, sendo que embasado nessa teoria Rose (ROSE, 1962 *apud* NICOLOPOULOS; SCOTT; GIANNOUDIS, 2000) construiu um modelo do pé incorporando os eixos do tornozelo, articulação subtalar, primeiro e quinto raios (correspondentes aos primeiro e quinto metatarsos), e demonstrou que o alinhamento do retropé pode ser obtido não apenas com órtese fixa de retropé, como também em uma órtese combinada que atua no antepé, médiopé e retropé. Root (ROOT, 1966 *apud* NICOLOPOULOS; SCOTT; GIANNOUDIS, 2000), utilizou os princípios de Rose (ROSE, 1962 *apud* NICOLOPOULOS; SCOTT; GIANNOUDIS, 2000), para desenvolver o conceito de órteses funcionais para os pés que ainda permanece como padrão das órteses utilizadas hoje em dia (ROOT, 1966 *apud* NICOLOPOULOS; SCOTT; GIANNOUDIS, 2000).

O primeiro suporte semi-rígido foi desenvolvido em 1974 pela Orthoplast sendo Tropp, Askling e Gillquist (1985) os primeiros a relatarem sua eficácia preventiva em atletas de futebol por fornecer suporte mecânico e quebrar o ciclo de entorses recorrentes. Daí em diante, surgiram diversos modelos de suportes externos rígidos, semi-rígidos e flexíveis, recomendados pelos fabricantes para proporcionar um efeito profilático nos esportes, prevenindo lesões recorrentes (EILS et al., 2002).

Os suportes flexíveis são geralmente confeccionados de material macio e nylon, enquanto os semi-rígidos contêm um suporte em forma de “U” de material termoplástico (CORDOVA et al., 2000).

Bandagens Funcionais

A prática do uso de bandagem para proteção da articulação do tornozelo foi descrita pela primeira vez por Gibney (GIBNEY, 1895 *apud* NICOLOPOULOS; SCOTT; GIANNOUDIS, 2000), desde então, é incluído em quase todos os procedimentos profiláticos contemporâneos.

Aplicação

A aplicação das bandagens funcionais pode ser utilizada tanto na prevenção quanto no tratamento de lesões desportivas. Os materiais elásticos são os mais utilizados. Porém, a aplicação constante de fita adesiva sobre a pele pode causar irritação, assim, para minimizar um possível efeito de desconforto, utiliza-se uma camada de espuma não adesiva

entre a pele e a fita, que não altera a quantidade de restrição do movimento conseguida pela fita (RICARD et al., 2000).

Essa camada de espuma adicional parece acrescentar 11,5% na resistência da bandagem, mas esse acréscimo reduz após 40 minutos de atividade (MANFROY et al., 1997)

Na prática desportiva a forma de aplicação mais comumente usada é a *basketwave* - Método Gibney associada ao *heel lock*, proposto por Wilkerson (1991) descritos a seguir.

Duas faixas utilizadas como fixador na junção músculo-tendínea do ventre do gastrocnêmio e tendão de Aquiles e duas âncoras em torno das articulações metatarso-falângicas. Então a *basketwave* é aplicada, um total de três tiras em forma de U na direção vertical, passando pelos dois maléolos e três na direção horizontal para estabilizar o tornozelo. Uma fita na direção vertical é aplicada, seguida de uma na direção horizontal, e esse padrão é repetido três vezes. Aplicam-se duas voltas em forma de oito para imobilizar o calcanhar (*heel lock*), passando por debaixo do calcanhar e em torno da parte inferior da perna. Visando maior resistência utiliza-se um método de bandagem *heel lock* sobre o método tradicional de Gibney (MARTIN; HARTER, 1993).

Mesmo havendo estudos documentando a duração limitada das bandagens funcionais (ALT; LOHRER; GOLLHOFER, 1999, KIRK; SAHA; BOWMAN, 2000, VERHAGEN; VAN DER BEEK; VAN MECHELEN, 2001), esse método de prevenção tradicional continua sendo o estabilizador de tornozelo e pé mais comumente usado (MARTIN; HARTER, 1993). Embora o custo benefício de fazer bandagem em um atleta apenas uma vez seja melhor do que utilizar um estabilizador de tornozelo, o último é aproximadamente três vezes mais econômico quando utilizado em uma temporada inteira (OLMSTED et al., 2004).

Suportes de tornozelo e a redução na incidência de lesões desportivas

É importante entender como o uso de órteses afeta a ADM, a força, a propriocepção e o controle neuromuscular. Contudo, antes é necessário verificar se esses dispositivos efetivamente previnem a ocorrência de lesões.

Aproximadamente 70% dos corredores com lesões nos membros inferiores tratados com dispositivos ortóticos apresentaram melhora (HINTERMANN; NIGG, 1998). Tanto a bandagem como os suportes reduzem a gravidade e a incidência de entorses de tornozelo de 60% a 85%, principalmente em indivíduos que já haviam sofrido tal

acometimento, entre os quais o uso de suportes chega garantir cinco vezes menos lesões (VERHAGEN, 2004), além disso, os suportes parecem mais efetivos que a bandagem para essa função, (OSBORNE; RIZZO, 2003, HANDOLL et al., 2000, JUNGE; DVORAK, 2004, VERHAGEN, 2004).

Restrição da ADM e controle da velocidade angular da articulação

A partir desses dados é importante entender de que maneira o uso de suportes de tornozelo e pé consegue reduzir a incidência de lesões nos membros inferiores. Acredita-se que tal intervenção preventiva é efetiva porque aumenta a sustentação do pé e melhora a propriocepção do tornozelo (OLMSTED et al., 2004).

A instabilidade articular crônica (IAC) é um fenômeno definido como uma tendência do tornozelo ceder durante atividades normais e é atribuída a duas causas potenciais: instabilidade mecânica, definida por parâmetros objetivos de amplitude articular, e instabilidade funcional, definida subjetivamente como sensação de perda de controle do tornozelo combinado com testes objetivos de amplitude articular (MONAGHAN; DELAHUNT; CAULFIELD, 2006), geradas por danos mecânicos das estruturas ligamentares, das fibras aferentes e fraqueza dos músculos periarticulares (LOHER; ALT; GOLHOFER, 1999) a instabilidade funcional é utilizada nos estudos por definir melhor a disfunção estudada, pois apenas a alteração de amplitude articular não corresponderia às características da IAC.

Em indivíduos que apresentam IAC, o contato do calcanhar com o solo acontece em uma posição mais supinada e a velocidade angular da articulação subtalar é maior, quando comparados com indivíduos sem acometimento (MONAGHAN; DELAHUNT; CAULFIELD, 2006) e, devido ao déficit proprioceptivo conseqüente, pode-se perceber nesses indivíduos a alteração da posição articular durante a marcha (KONRADSEN, 2002).

Essa disfunção é apontada como fator predisponente de lesões desportivas recorrentes e está presente em 39% dos tornozelos com história de entorse (TROPP; ASKLING; GILLQUIST, 1985) assim como ao aumento do tempo de latência dos reflexos funcionais (LOHER; ALT; GOLHOFER, 1999).

Uma vez que o aumento da mobilidade articular é apontado por diversos autores como importante fator predisponente de lesões (VERHAGEN; VAN DER BEEK; VAN MECHELEN, 2001, TROPP; ASKLING; GILLQUIST,

1985), alguns estudos buscaram verificar se os dispositivos ortóticos conseguem aumentar a restrição da mobilidade articular do tornozelo e pé e qual seu efeito sobre a função músculo-esquelética e desempenho atlético.

Afirma-se que os suportes de tornozelo semi-rígidos restringem mais a ADM do que os flexíveis (SACCO et al., 2004), e que o efeito restritivo desses dispositivos na inversão de tornozelo com descarga de peso são significativos mesmo após realização de exercício, ou seja não perdem a função (MASHARAWI et al., 2003). Contudo, muitos autores afirmam que os estabilizadores flexíveis apresentaram afrouxamento, enquanto os semi-rígidos mantêm o efeito restritivo ao longo da prática de exercício (VERHAGEN; VAN DER BEEK; VAN MECHELEN, 2001, EILS et al., 2002). A fita adesiva, por sua vez, apesar de restringir a ADM durante a inversão (LOHER; ALT; GOLHOFER, 1999), perde essa capacidade após alguns minutos de exercício físico (PARIS; VARDAXIS; KOKKALIARIS, 1995, ALT; LOHRER; GOLHOFER, 1999, LOHRER; ALT; GOLHOFER, 1999, KIRK; SAHA; BOWMAN, 2000, VERHAGEN; VAN DER BEEK; VAN MECHELEN, 2001).

Cordova, Ingersoll e Palmieri, (2002), ao avaliar os efeitos dos suportes na ADM de pé e tornozelo, concluíram que as seguintes afirmações podem ser consideradas consenso: as órteses semi-rígidas restringem mais do que os outros tipos de estabilizadores, tanto no movimento de eversão quanto de inversão, sendo que, nesses movimentos especificamente, os suportes semi-rígidos restringem mais do que a fita e suportes flexíveis antes do exercício e após exercício; não há diferença significativa entre a restrição promovida pela fita e pelo suporte flexível na ADM de inversão, mas o suporte flexível restringe mais a eversão do que a fita; a ADM de dorsiflexão é mais restringida pela fita.

O uso de fita adesiva diminui a velocidade de inversão do tornozelo, aumentando o tempo para alcançar a inversão máxima e possivelmente permitindo tempo adicional para o sistema neuromuscular reagir a modificações na posição articular no contato inicial (RICARD et al., 2000).

A bandagem teria um papel mais efetivo para amortecer o impacto, pois a força de reação do solo aumenta de modo mais lento durante a aterrissagem. Dessa forma, a sobrecarga é distribuída mais uniformemente entre os segmentos do membro inferior; o sistema músculo-esquelético consegue adaptar-se e responder melhor às sobrecargas (SACCO et al., 2004).

A grande maioria dos estudos relativos à função dos suportes de tornozelo para controlar a cinemática articular,

referem-se às lesões agudas, principalmente entorses em inversão (ALT; LOHRER; GOLLHOFER, 1999, KIRK; SAHA; BOWMAN, 2000, VERHAGEN; VAN DER BEEK; VAN MECHELEN, 2001, EILS et al., 2002, PODZIELNY; HENNIG, 1997, CORDOVA, 1998, LOHRER; ALT; GOLLHOFER, 1999, CORDOVA et al., 2000, MASHARAWI et al., 2003, KONRADSEN et al., 2005, GRIBBLE; RADEL; ARMSTRONG, 2006) e poucos são relativos às lesões por sobreuso (HRELJAC; MARSHALL; HUME, 2000, MÜNDERMANN et al., 2003a).

Para controlar a ocorrência de entorses é importante valorizar a redução da inversão máxima e da máxima velocidade de inversão, pois se houver menos inversão do retro pé no contato inicial, o braço de momento em torno do centro articular será reduzido e, então, o momento de inversão será menor (PODZIELNY; HENNIG, 1997). Os estudos que investigam as lesões por sobreuso em corrida preconizam o uso de suportes com o fim de reduzir a eversão máxima e a máxima velocidade de eversão, restabelecendo a função normal da articulação subtalar de minimizar as forças resultantes do impacto (HRELJAC; MARSHALL; HUME, 2000, MÜNDERMANN et al., 2003a). Contudo, o uso de suportes visando a essas reduções devem apenas minimizar as tendências a um contato mais supinado com o solo, sem promover excessiva limitação articular, prejudicando as funções de atenuação do impacto da articulação subtalar.

A sensação de conforto é um aspecto importante do uso de suportes na corrida e está relacionada a mudanças cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas.

A avaliação do conforto do uso desses dispositivos não apenas reflete percepção subjetiva, mas também diferenças em variáveis biomecânicas funcionais. Análises de regressão revelaram que 34,9% das diferenças na sensação de conforto podem ser explicadas por mudanças no ângulo de flexão plantar máxima, na velocidade máxima de inversão, no momento de flexão plantar máxima, pico de impacto. Maior amplitude de rotação interna da tibia e maior amplitude de flexão plantar máxima foram associadas com maior sensação de conforto, e maiores de velocidade máxima de inversão e de valores de pico de impacto foram associados com maior sensação de desconforto. Tais fatores promovem mudanças na intensidade de atividade muscular (MÜNDERMANN et al., 2003b).

A utilização de palmilhas com elevação na parte medial afeta a cinética e cinemática da extremidade inferior (MÜNDERMANN et al., 2003a). Foi demonstrado que a elevação da parte medial do solado reduz eversão máxima e

velocidade máxima de eversão, velocidade de inversão, rotação tibial máxima, velocidade máxima de rotação tibial e o momento de inversão máximo; aumenta o momento de rotação externa máxima do joelho, o pico de impacto vertical e a taxa máxima de sobrecarga vertical. Quando a palmilha é personalizada aumenta a absorção do choque pela maior área de contato com o pé (MÜNDERMANN et al., 2003a).

Desempenho atlético e função músculo-esquelética

Embora o efeito das órteses de tornozelo e pé na restrição da amplitude de movimento, principalmente de inversão, e na incidência de entorses tenha sido demonstrado, cabe ainda verificar se essa restrição pode dificultar o desempenho atlético ou gerar alterações indesejáveis na função músculo-esquelética. Considerando que a limitação do movimento do tornozelo pode levar a um aumento na sobrecarga das articulações adjacentes e no risco de lesões (SANTOS et al., 2004), os suportes de tornozelo poderiam proporcionar um efeito prejudicial.

Alguns estabilizadores, tanto bandagens funcionais quanto alguns semi-rígidos, afetam de maneira adversa a cinemática da articulação do tornozelo durante a aterrissagem, reduzindo o mecanismo de absorção de impacto promovido pela articulação do tornozelo, pois diminui a ADM de dorsiflexão dessa articulação tanto no contato inicial quanto no apoio total (McCAW; CERULLO, 1999).

A bandagem funcional potencializa a força direcionada ao salto vertical durante a impulsão e durante a aterrissagem e proporciona um tempo maior para absorção do impacto em jogadores de basquete (SACCO et al., 2004), em jogadores de futebol o uso da mesma ou dos suportes flexíveis não alteram significativamente o desempenho em testes de velocidade, equilíbrio e agilidade (PARIS et al., 1992).

A inabilidade de manter o equilíbrio dentro de padrões adequados também foi apontada como fator que aumenta a susceptibilidade do indivíduo a sofrer lesões e essa deficiência pode estar relacionada a déficits proprioceptivos (McGUINE et al., 2000). Alguns estudos demonstraram o efeito da utilização de órteses na percepção artrocinemática e durante testes de equilíbrio.

Em indivíduos com instabilidade articular crônica (IAC), tanto o suporte semi-rígido quanto o flexível reduzem significativamente a velocidade de balanço médio-lateral, possivelmente devido à melhora da propriocepção médio-lateral (BAIER; HOPF, 1998), já em indivíduos sem história de lesão o uso desses estabilizadores não afeta a realização do

teste de equilíbrio (SYKARAS; BARKOUKIS; KITSIOS, 2003).

O treinamento em pranchas de equilíbrio associado ao uso de bandagens permite que indivíduos com IAC alcancem valores de balanço postural equivalentes aos dos indivíduos normais em seis semanas (MATSUSAKA et al., 2001).

A aplicação de solados com textura (WADDINGTON; ADAMS, 2000) ou fitas adesivas cruzando a articulação do tornozelo aumenta do *feedback* sensorial cutâneo e pode ajudar a melhorar da percepção da posição articular para dorsiflexão e flexão plantar (SIMONEAU et al., 1997) mas não melhora para inversão e eversão, sem descarga de peso em indivíduos sem acometimento (KAMINSKI; GERLACH, 2001).

Efeito das órteses na ação muscular

Uma das questões mais importantes discutidas a respeito do mecanismo de atuação das órteses é seu efeito sobre a ativação muscular considerada o mecanismo ativo de proteção articular. Independente de qualquer dispositivo, a musculatura do tornozelo age para prover uma resistência contra forças externas (CORDOVA et al., 1998).

Dessa forma, parece necessário entender de que maneira esses suportes afetam a função da musculatura periarticular de pessoas sem qualquer acometimento.

O esqueleto tem uma via de movimento preferida, assim se uma intervenção ajuda ou age contra essa via preferencial, a atividade muscular pode ser alterada. Um dispositivo ortótico ideal reduziria a atividade muscular, diminuindo o gasto energético, seria confortável, de maneira que, teoricamente, poderia melhorar a desempenho (NIGG; NURSE; STEFANYSHYN, 1999).

O único efeito adverso da utilização de órteses profiláticas foi demonstrado quando as mesmas foram aplicadas com maior pressão, o que causou atraso do início da ativação do músculo fibular longo durante uma entorse simulada, demonstrando ter efeito prejudicial no mecanismo de defesa da articulação (PAPADOPOULOS et al., 2005b).

A sensação de conforto com a utilização de palmilhas está relacionada a uma série de alterações da cinemática dos segmentos e da ativação da musculatura periarticular. Especula-se que o aumento da ativação muscular associado à redução na sensação de conforto levaria ao desenvolvimento mais precoce da fadiga, como consequência, reduzindo a estabilidade ativa e propiciando o aparecimento de lesões desportivas (MÜNDERMANN et al., 2003b). Além disso, foi

demonstrado que a utilização de palmilhas com elevação na região medial altera a atividade EMG durante a fase de apoio de indivíduos pronadores que utilizaram o dispositivo apenas durante o experimento. A órtese que promove elevação da parte medial do solado aumenta a intensidade EMG do fibular longo e gastrocnêmio medial, principalmente nas bandas de alta frequência, possivelmente devido ao pouco tempo de utilização do dispositivo não permitir as adaptações necessárias e ser interpretada pelo corpo como uma condição menos estável do que a condição sem utilização de qualquer dispositivo, (MÜNDERMANN et al., 2006), o que levaria a maior solicitação da fibras do tipo II, mais susceptíveis à fadiga, com menor capacidade de resistência a exercícios de longa duração, diminuindo assim a atuação da musculatura ao longo da atividade e aumentando o risco do desenvolvimento de lesões.

O uso de suportes semi-rígidos ou flexíveis não produz mudanças imediatas na ativação do músculo fibular longo nem mudanças na ativação após um curto período de uso, durante movimento de inversão repentina induzida passivamente (GRIBBLE; RADEL; ARMSTRONG, 2006) ou ativamente (CORDOVA, 1998, CARDOSO, et al., 2005), enquanto a utilização de bandagens funcionais promove aumento na ativação (amplitude IEMG) do músculo fibular longo (LOHRER; ALT; GOLLHOFER; 1999). A duração do reflexo de estiramento, verificado pelo período de latência não é facilitada nem inibida pelo uso extensivo desses suportes (LOHRER; ALT; GOLLHOFER, 1999), portanto, o estímulo proprioceptivo fornecido pelos fusos musculares como o do músculo fibular longo não parece ser comprometido com o uso de suportes por longos períodos (CORDOVA et al., 2000).

Parece então que, sem a estabilização dinâmica da musculatura periarticular, o suporte externo de tornozelo é insuficiente para proteger contra forças externas aplicadas sobre o complexo pé e tornozelo de indivíduos sem acometimento do referido local (CORDOVA et al., 2000), de maneira que, possivelmente, não existe supressão da ativação muscular normal nem inibição da função ativa de estabilização dessa articulação.

Conclusão

A despeito da ampla utilização de estabilizadores de tornozelo em protocolos de reabilitação dessa articulação, foi objetivo do presente trabalho buscar na literatura trabalhos que justificassem os efeitos desses dispositivos na prevenção de lesões desportivas tanto agudas quanto por sobreuso,

levando-se em consideração os fatores de risco predisponentes às mesmas.

Sumarizando, parece que tanto suportes de tornozelo quanto a bandagem funcional proporcionam redução na ADM e reduzem a sobrecarga nos tecidos periarticulares sem, contudo, inibir a função muscular normal. Efeitos adversos sobre a performance ainda precisam ser melhor investigados, mas a limitação da ADM no plano sagital demonstrada com o uso de bandagens poderia, ao mesmo tempo em que altera a absorção de choque, desajustar a posição ideal de contato inicial.

O uso profilático desses dispositivos reduz a incidência e, principalmente, a recorrência e a gravidade das lesões agudas, sendo importante o seu uso contínuo em atividades que tendam a provocar o aumento excessivo da inversão do pé. Com o intuito de reduzir a incidência de entorses nos membros inferiores durante as mais diversas atividades esportivas, a utilização de estabilizadores de tornozelo parece indicada como medida profilática para atletas que estão freqüentemente expostos a situações de salto, deslocamento lateral e corrida. Isso se aplica, possivelmente, pela redução de fatores de risco intrínsecos, como melhora da propriocepção em indivíduos com déficit importante dessa habilidade e melhora no posicionamento articular no contato do pé com o solo, já que tais dispositivos parecem facilitar a adequação do posicionamento articular no contato inicial com o solo.

Considerando-se fatores como a exposição freqüente às situações esportivas, o custo, e a manutenção da propriedade de restrição da ADM de inversão e eversão, é indicado o uso de estabilizadores semi-rígidos na diminuição da ocorrência e da gravidade de entorses. O uso agudo de tais dispositivos parece gerar uma percepção alterada e sensação de desconforto, promovendo aumento da atividade da musculatura periarticular, interferindo na função muscular normal. Entretanto, cabe ressaltar que existem poucas evidências dos efeitos do uso contínuo de suportes de tornozelo.

Com o intuito de verificar por qual mecanismo esses dispositivos promovem a diminuição da incidência de lesões tanto agudas quanto por sobreuso, bem como de que maneira o atleta que utiliza tais equipamentos profiláticos adapta-se ao uso contínuo dos mesmos, são necessárias pesquisas que contribuam na verificação da função dos suportes de tornozelo a longo prazo.

Referências

- ALT, W.; LOHRER, H.; GOLLHOFER, A. Functional properties of adhesive ankle taping: neuromuscular and mechanical effects before and after exercise. **Foot & Ankle International**, Baltimore, v. 20, n. 4, p. 238-245, 1999.
- AMADIO, A. C.; BARBANTI, V. J. **Biomecânica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Escola de Educação Física, USP, 2000.
- BAIER, M.; HOPF, T. Ankle orthoses effect on single-limb standing balance in athletes with functional ankle instability. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v. 79, n. 8, p. 939-44, 1998. [http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993\(98\)90091-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993(98)90091-0)
- BOLLEN, S. Ankle injuries in sport. **Current Orthopaedics**, London, v. 14, n. 6, p. 413-417, 2000. <http://dx.doi.org/10.1054/cuor.2000.0147>
- CARDOSO, J. R.; GUERINO, C. S. M.; SANTOS, M. B.; MUSAFÁ, T.; LOPES, A. R.; DE PAULA, M. C. Influência da utilização da órtese de tornozelo durante atividades do voleibol: avaliação eletromiográfica. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 11, n. 5, 2005. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S1517-86922005000500006&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt Acesso em: 31 jan. 2007.
- CORDOVA, M. L.; ARMSTRONG, C. W.; RANKIN, J. M.; YEASTING, R. A. Ground reaction forces and EMG activity with ankle bracing during inversion stress. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, Hagerstown, v. 30, n. 9, p. 1363-70, 1998. Disponível em: <http://www.acsm-msse.org/pt/re/msse/abstract.00005768-199809000-00004.htm?jsessionid=LzMLnvRmsD8v9fp111s7H14MhMnxYxrChdLD84Jp92QFmHJBxLsb!447927974!181195628!8091!-1> Acesso em: 31 jan. 2007.
- CORDOVA, M. L.; CARDONA, C. V.; INGERSOLL, C. D.; SANDREY, M. A. Long-term ankle brace use does not affect peroneus longus muscle latency during sudden inversion in normal subjects. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 35, n. 4, p. 407-411, 2000. Disponível em: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?tool=pubmed&pubmedid=16558653> Acesso em: 31 jan. 2007.
- CORDOVA, M. L.; INGERSOLL, C. D.; PALMIERI, R. M. Efficacy of prophylactic ankle support: an experimental perspective. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 37, n. 4, p. 446-457, 2002. Disponível em: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=164376&rendertype=abstract> Acesso em: 31 jan. 2007.

DIXON, S. J.; CREABY, M. W.; ALLSOPP, A. J. Comparison of static and dynamic biomechanical measures in military recruits with and without a history of third metatarsal stress fracture. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 21, n. 4, p. 412-419, 2006. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.11.009>

EILS, E.; DEMMING, C.; KOLLMEIER, G.; THORWESTEN, L.; VÖLKER, K.; ROSENBAUM, D. Comprehensive testing of 10 different ankle braces: evaluation of passive and rapidly induced stability in subjects with chronic ankle instability. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 17, n. 7, p. 526-535, 2002. [http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00066-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00066-9)

GRIBBLE, P. A.; RADEL, S.; ARMSTRONG, C. W. The effects of ankle bracing on the activation of the peroneal muscles during a lateral shuffling movement. **Physical Therapy in Sport**, Edinburgh, v. 7, n. 1, p. 14-21, 2006. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ptsp.2005.10.003>

HANDOLL, H. H. G.; ROWE, B. H.; QUINN, K. M.; DE BIE, R. Interventions for preventing ankle ligament injuries. **Cochrane Database Systematic Reviews**, Oxford, v. 3, CD000018, 2001. <http://dx.doi.org/10.1002/14651858.CD000018>

HINTERMANN, B.; NIGG, B. M. Pronation in runners: implications for injuries. **Sports Medicine**, Auckland, v. 26, n. 3, p. 169-176, 1998. Disponível em: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=SPHS-17991&site=ehost-live> Acesso em: 31 jan. 2007.

HRELJAC, A. Impact and overuse injuries in runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Hagerstown, v. 36, n. 5, p. 845-849, 2004. Disponível em: http://www.acsm-msse.org/pt/re/msse/abstract.00005768-200405000-00017.htm;jsessionid=L2JJQhsWQOn4Pkn2GLTJJKnPwn26bKw823dCv_G6l7_cr8nF11Z1MX!-127489179!181195628!8091!-1 Acesso em: 31 jan. 2007.

HRELJAC, A.; MARSHALL, R.N.; HUME, P. A. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Hagerstown, v. 32, n. 9, p. 1635-1641, 2000. Disponível em: <http://www.acsm-msse.org/pt/re/msse/abstract.00005768-200009000-00018.htm;jsessionid=L2YJcsyXwvQjFJ2lz2hCG91Q8dCWRf0Xv5xhpvp5QGzLJ712gy7x!-127489179!181195628!8091!-1> Acesso em: 31 jan. 2007.

HUTCHINSON, M. R.; CAHOON, S.; ATKINS, T. Chronic leg pain: putting the diagnostic pieces together. **The Physician and Sportsmedicine**, Minneapolis, v. 26, n. 7, p. 37-46, jul., 1998.

JUNGE, A.; DVORAK, J. Soccer injuries: a review on incidence and prevention. **Sports Medicine**, Auckland, v. 34, n. 13, p. 929-938, 2004.

KAMINSKI, T. W.; GERLACH, T. M. The effect of tape and neoprene ankle supports on ankle joint position sense. **Physical Therapy in Sport**, Edinburgh, v. 2, n. 3, p. 132-140, 2001. <http://dx.doi.org/10.1054/ptsp.2000.0061>

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular: esquemas comentados da mecânica humana**. 5. ed. Barueri: Manole, 1987.

KIRK, T.; SAHA, S.; BOWMAN, L. S. A new ankle laxity tester and its use in the measurement of the effectiveness of taping. **Medical Engineering & Physics**, Oxford, v. 22, p. 723-731, 2000. [http://dx.doi.org/10.1016/S1350-4533\(01\)00008-X](http://dx.doi.org/10.1016/S1350-4533(01)00008-X)

KONRADSEN, L. Sensori-motor control of the uninjured and injured human ankle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 12, n. 3, p. 199-203, 2002. [http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00021-4](http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00021-4)

KONRADSEN, L.; PEURA, G.; BEYNNON, B.; RESTRÖM, P. Ankle eversion torque response to sudden ankle inversion Torque response in unbraced, braced, and pre-activated situations. **Journal of Orthopaedic Research**, New York, v. 23, n. 2, p. 315-321, 2005. <http://dx.doi.org/10.1016/j.orthres.2004.07.005>

KROSSHAUG, T.; ANDERSEN, T. E.; OLSEN, O.; MYKLEBUST, G.; BAHR, R. Research approaches to describe the mechanisms of injuries in sport: limitations and possibilities. **British Journal of Sports Medicine**, Loughborough, v. 6, n. 39, n. 6, p. 330-9, 2005. Disponível em: http://pt.wkhealth.com/pt/re/bjism/abstract.00002412-200506000-00007.htm;jsessionid=L3CQtwv_255_319c52BLL7kCr8XW801X8prFQhkhPh3GssjQMSHfvv!536197444!181195628!8091!-1 Acesso em: 31 jan. 2007.

LOHER, H.; ALT, W.; GOLHOFER, A. Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. **The American Journal of Sports Medicine**, Baltimore, v. 27, n. 1, 1999. Disponível em: <http://ajsm.highwire.org/cgi/content/abstract/27/1/69> Acesso em: 31 jan. 2007.

MANFROY, P. P.; ASHTON-MILLER, J. A.; WOJTYNS, E. M. The effect of exercise, prewrap, and athletic tape on the maximal active and passive ankle resistance of ankle inversion. **American Journal of Sports Medicine**, Baltimore, v. 25, n. 2, p. 156-163, 1997. Disponível em: <http://ajs.sagepub.com/cgi/content/abstract/25/2/156> Acesso em: 31 jan. 2007.

MARTIN, N.; HARTER, R. A. Comparison of inversion restraint provided by ankle prophylactic devices before and after exercise. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 28, n. *Motriz, Rio Claro, v.13, n.4, p.312-323, out/dez. 2007*

4, p. 324-329, 1993. Disponível em:

<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1317736> Acesso em: 31 jan. 2007.

MASHARAWI, Y.; CARMELI, E.; MASHARAWI, R.; TROTT, P. The effect of braces on restricting weight-bearing ankle inversion in elite netballers. **Physical Therapy in Sports**, Edinburgh, v. 4, n. 1, p. 24-33, 2003. [http://dx.doi.org/10.1016/S1466-853X\(02\)00108-6](http://dx.doi.org/10.1016/S1466-853X(02)00108-6)

MATSUSAKA, N.; YOKOYAMA, S.; TSURUSAKI, T.; INOKUCHI, S.; OKITA, M. Effect of ankle disk training combined with tactile stimulation to the leg and foot on functional instability of the ankle. **The American Journal of Sports Medicine**, Baltimore, v. 29, n. 1, p. 25-30, 2001. Disponível em: <http://ajs.sagepub.com/cgi/content/abstract/29/1/25> Acesso em: 31 jan. 2007.

McCAW, S. T.; CERULLO, J. F. Prophylactic ankle stabilizers affect ankle joint kinematics during drop landings. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, Hagerstown, v. 31, n. 5, p. 702-707, 1999. Disponível em: <http://vnweb.hwwilsonweb.com/hww/jumpstart.jhtml?recid=0bc05f7a67b1790ef409bfd03ef7308dc9ff4eb10d94a5baac3d593408b6daacbef6a2b4e5bc4468&fmt=H> Acesso em: 31 jan. 2007.

McGUINE, T.; GREENE, J. J.; BEST, T.; LEVERSON, G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. **Clinical Journal of Sport Medicine**, New York, v. 10, n. 4, p. 239-244, 2000. Disponível em: <http://www.cjsportsmed.com/pt/re/cjsm/abstract.00042752-200010000-00003.htm;jsessionid=L3cKJ1Q27Xc7kgR9Sc2CGVn1GppYDJ3TbzmZVsPVBp3Ykg7QFRc!-937178386!181195629!8091!-1> Acesso em: 31 jan. 2007.

MONAGHAN, K.; DELAHUNT, E.; CAULFIELD, B. Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 21, n. 2, p. 168-174, 2006. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.09.004>

MÜNDERMANN A.; NIGG, B. M.; HUMBLE, N.; STEFANYSHYN, D. J. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 18, n. 3, p. 254-262, 2003a. [http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00186-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00186-9)

MÜNDERMANN, A.; NIGG, B. M.; HUMBLE, N.; STEFANYSHYN, D. J. Orthotic comfort is related to kinematics, kinetics and EMG in recreational runners. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, Hagerstown, v. 35, n. 10, p. 1710-1719, 2003b. Disponível em: <http://vnweb.hwwilsonweb.com/hww/jumpstart.jhtml?recid=0bc05f7a67b1790ef409bfd03ef7308de>

[214f3d982a4a26a714f702615d5b2c970695fa0bd6c86fd&fmt=P](http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?tool=pmcentrez&artid=385268) Acesso em: 31 jan. 2007.

MÜNDERMANN, A.; WAKELING, J. M.; NIGG, B. M.; HUMBLE, N.; STEFANYSHYN, D. J. Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity. **Gait & Posture**, Oxford, v. 23, n. 3, p. 295-302, 2006. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.03.004>

MURPHY, D. F.; CONNOLLY, D. A. J.; BEYNNON, B. D. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. **British Journal of Sports Medicine**, Loughborough, v. 37, n. 1, p. 13-29, 2003. Disponível em: <http://pt.wkhealth.com/pt/re/bjism/abstract.00002412-200302000-00007.htm;jsessionid=L3fGqjmzpGcP9Vh0sZ44JJTRZXJ0Y9L73pG36QvmkMRPg7FdnbLQ!536197444!181195628!8091!-1> Acesso em: 31 jan. 2007.

NICOLOPOULOS, C. S.; SCOTT, B. W.; GIANNOUDIS, P. V. Biomechanical basis of foot orthotic prescription. **Current Orthopaedics**, London, v. 14, n. 6, p. 464-469, 2000. <http://dx.doi.org/10.1054/cuor.2000.0150>

NIGG, B. M. The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. **Clinical Journal of Sport Medicine**, New York, v. 11, n. 1, p. 2-9, 2001. Disponível em: http://www.cjsportsmed.com/pt/re/cjsm/abstract.00042752-200101000-00002.htm;jsessionid=L3gHT3rQXGXcNTdH4bDXRV24K5L_qwLbJL_vqSSy4P2JMdYp3ynWCY!-937178386!181195629!8091!-1 Acesso em: 31 jan. 2007.

NIGG, B. M.; NURSE, M. A.; STEFANYSHYN, D. J. Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, Hagerstown, v. 31, n. 7, p. S421-S428, 1999. Disponível em: <http://vnweb.hwwilsonweb.com/hww/jumpstart.jhtml?recid=0bc05f7a67b1790ef409bfd03ef7308dc9ff4eb10d94a5ba4389fb2848c3faa0002daba54b57a672&fmt=H> Acesso em: 31 jan. 2007.

O'CONNOR, K. M.; HAMILL, J. The role of extrinsic foot muscles during running: B-13N free communication/poster running. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, Hagerstown, v. 35, n. 5, suppl. 1, S88, 2003. Disponível em: <http://www.acsm-msse.org/pt/re/msse/abstract.00005768-200305001-00485.htm;jsessionid=L3hG8xqmhM6qZppN1bNxQqK8XpxQNXspCXdHMwhdQ5G6gdp!h WGC!-937178386!181195629!8091!-1> Acesso em: 31 jan. 2007.

OLMSTED, L. C.; VELA, L. I.; DENEGAR, C. R.; HERTEL, J. Prophylactic ankle taping and bracing: a numbers-needed-to-treat and cost-benefit analysis. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 39, n. 1, p. 95-100, 2004. Disponível em: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?tool=pmcentrez&artid=385268> Acesso em: 31 jan. 2007.

OSBORNE, M. D.; RIZZO Jr., T. D. Prevention and treatment of ankle sprain in athletes. **Sports Medicine**, Auckland, v. 33, n. 15, p. 1145-1150, 2003. Disponível em: <http://sportsmedicine.adisonline.com/pt/re/spo/abstract.00007256-200333150-00005.htm;jsessionid=L3kQpLv7Kr2rqmLLJxfdbJtKTLfw3nQ1Cncy8LGwnLv1IS128V8p!536197444!18119562818091!-1> Acesso em: 31 jan. 2007.

PAPADOPOULOS, E. S.; NICOLOPOULOS, C.; ANDERSON, E. G.; CURRAN, M.; ATHANASOPOULOS, S. The role of ankle bracing in injury prevention, athletic performance and muscular control: a review of literature. **The Foot**, Sheffield, v. 15, n. 1, p. 1-6, 2005a. <http://dx.doi.org/10.1016/j.foot.2004.07.002>

PAPADOPOULOS, E. S.; NICOLOPOULOS, C.; BALDOUKAS, A.; ANDERSON, E. G.; ATHANASOPOULOS, S. The effect of different ankle brace-skin interface application pressures on the electromyographic peroneus longus reaction time. **The Foot**, Sheffield, v. 15, n. 4, p. 175-179, 2005b. <http://dx.doi.org/10.1016/j.foot.2005.06.002>

PARIS, D. L. The effects of the swede-o, new cross, and McDavid ankle braces and adhesive ankle taping on speed, balance, agility, and vertical jump. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 27, n. 3, p. 253-256, 1992. Disponível em: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1317255> Acesso em: 31 jan. 2007.

PARIS, D. L.; VARDAXIS, V.; KOKKALIARIS, J. Ankle ranges of motion during extended activity periods while taped and braced. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 30, n. 3, p. 223-228, 1995. Disponível em: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1317866> Acesso em: 31 jan. 2007.

PODZIELNY, S.; HENNIG, E. M. Restriction of foot supination by ankle braces in sudden fall situations. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 12, n. 4, p. 253-258, 1997. [http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033\(96\)00066-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033(96)00066-6)

RIBEIRO, C. Z. P.; AKASHI, P. M. H.; SACCO, I. C. N.; PEDRINELLI, A. Relationship between postural changes and injuries of the locomotor system in indoor soccer athletes. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 9, n. 2, p. 98-103, 2003. <http://dx.doi.org/10.1590/S1517-86922003000200005>

RICARD, M. D.; SHERWOOD, S. M.; SCHULTHIES, S. S.; KNIGHT, K. L. Effects of tape and exercise on dynamic ankle inversion. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 35, n. 1, p. 31-37, 2000. Disponível em: <http://pointcarre.vub.ac.be/CMS/Members/gregmaes/artikels/rct.pdf> Acesso em: 31 jan. 2007.

SACCO, I. C. N.; TAKAHASI, H. Y.; VASCONCELLOS, A. A.; SUDA, E. Y.; BACARIN, T. A.; PEREIRA, C. S.; BATTISTELLA, L. R.; KAVAMOTO, C.; LOPES, J. A. F.; VASCONCELOS, J. C. P. Influência de implementos para o tornozelo nas respostas biomecânicas do salto e aterrissagem no basquete. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 10, n. 6, 2004. <http://dx.doi.org/10.1590/S1517-86922004000600001>

SANTOS, M. J.; MCINTIRE, K.; FOECKING, J.; LIU, W. The effects of ankle bracing on motion of the knee and the hip joint during trunk rotation tasks. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 19, n. 9, p. 964-971, 2004. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.07.002>

SCHENCK, R. C. et al. **Medicina esportiva e treinamento atlético**. São Paulo: Roca, 2003.

SIMONEAU, G. G.; DEGNER, R. M.; KRAMPER, C. A.; KITTLESON, K. H. Changes in ankle joint proprioception resulting from strips of athletic tape applied over the skin. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 32, n. 2, p. 141-141, 1997. Disponível em: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1319817> Acesso em: 31 jan. 2007.

SYKARAS, E.; BARKOUKIS, V.; KITSIOS, A. Comparison of the effectiveness of different orthotic devices on performance of a novel task. **Physiotherapy**, London, v. 89, n. 2, p. 115-120, 2003. [http://dx.doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)60582-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0031-9406(05)60582-2)

TROPP, H.; ASKLING, C.; GILLQUIST, J. Prevention of ankle sprains. **American Journal of Sports Medicine**, Baltimore, v. 13, n. 4, p. 259-262, 1985. Disponível em: <http://ajs.sagepub.com/cgi/content/abstract/13/4/259> Acesso em: 31 jan. 2007.

VERHAGEN, E. A. L. M. The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains a prospective controlled trial. **The American Journal of Sports Medicine**, Baltimore, v. 32, n. 6, p. 1385-1393, 2004. <http://dx.doi.org/10.1177/0363546503262177>

VERHAGEN, E. A. L. M.; VAN DER BEEK, A. J.; VAN MECHELEN, W. The effect of tape, braces and shoes on ankle range of motion. **Sports Medicine**, Auckland, v. 31, n. 9, p. 667-677, 2001. Disponível em: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=SPHS-786133&site=ehost-live> Acesso em: 31 jan. 2007.

WADDINGTON, G.; ADAMS, R. Textured insole effects on ankle movement discrimination while wearing athletic shoes. **Physical Therapy in Sport**, Edinburg, v. 1, n. 4, p. 119-128, 2000. <http://dx.doi.org/10.1054/ptsp.2000.0020>

WILKERSON, G. B. Comparative biomechanical effects of the standard method of ankle taping and a taping method designed to enhance subtalar stability. **American Journal of Motriz, Rio Claro**, v.13, n.4, p.312-323, out/dez. 2007

Sports Medicine, Baltimore, v. 19, n. 6, p. 588-595, 1991.
Disponível em:
<http://ajs.sagepub.com/cgi/content/abstract/19/6/588> Acesso
em: 31 jan. 2007.

WILLEMS, T.; WITVROUW, E.; DELBAERE, K.; DE
COCK, A.; DE CLERCQ, D. Relationship between gait
biomechanics and inversion sprains: a prospective study of
risk factors. **Gait & Posture**, Oxford, v. 21, n. 4, p. 379-87,
2005. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.04.002>

WILLEMS, T. M.; DE CLERCQ, D.; DELBAERE, K.;
VANDERSTRAETEN, G.; DE COCK, A.; WITVROUW, E.
A prospective study of gait related risk factors for exercise-
related lower leg pain. **Gait & Posture**, Oxford, v. 23, n. 1, p.
91-98, 2006. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.12.004>

WILLIAMS III, D. S.; McCLAY, I. S.; HAMILL, J. Arch
structure and injury patterns in runners. **Clinical
Biomechanics**, Oxford, v. 16, n. 4, p. 341-347, 2001.
[http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00005-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00005-5)

Endereço:

Priscila de Brito Silva
Laboratório de Biomecânica
Depto. de Educação Física IB/UNESP
Av. 24 A, 1515 Bela Vista
Rio Claro SP
13506-900
e-mail: priscila@rc.unesp.br
maurog@rc.unesp.br

Recebido em: 13 de janeiro de 2008.

Aceito em: 10 de junho de 2008.