

# Influência de Duas Ligaduras no Tempo de Reacção dos Peroniais

A Ferreira<sup>1</sup>, P Monteiro<sup>2</sup>, P Carvalho<sup>3</sup>, & Camilo Moreira<sup>4</sup>

<sup>1,2,3,4</sup>Centro de Estudos do Movimento e Actividade Humana (CEMAH)/Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto (ESTSP)/Instituto Politécnico do Porto (IPP)/Vila Nova de Gaia, Portugal

<sup>1</sup>*anafvferreira@gmail.com*, <sup>2</sup>*prm@estsp.pt*, <sup>3</sup>*pmc@estsp.ipp.pt*, <sup>4</sup>*can@estsp.ipp.pt*

## RESUMO

Pretendeu-se verificar a influência de dois tipos de ligaduras no tempo de reacção dos peroniais, através de electromiografia de superfície, em atletas femininas de voleibol, com história de entorse e indicadores de instabilidade. Efectuou-se um estudo com uma amostra de 15 atletas. Seleccionaram-se as ligaduras elástica adesiva em *heel-lock* e kinesiotape com aplicação peronial e ligamentar, pela sua indicação de diminuição da instabilidade túbio-társica. Utilizaram-se os testes paramétricos ANOVA de medidas repetidas e Teste t para amostras emparelhadas. Verificou-se que a aplicação da ligadura kinesiotape reduziu o tempo de reacção dos peroniais enquanto a ligadura elástica não exerceu influência sobre este.

**Palavras-chave:** Entorse, Túbio-társica, Peroniais, Kinesiotape, Ligadura.

## ABSTRACT

This study aimed to investigate the influence of two types of bandages on the reaction time of the peroneus muscles, with surface electromyography, in female volleyball athletes with sprain history and indicators of instability. A study with a sample of 15 athletes was conducted. For comparison it was selected the adhesive elastic bandages *heel-lock* and kinesiotape with peroneus and ligament application, for its indication of reduced tibio-tarsal instability. It was used the repeated measures ANOVA and T test for paired samples. The kinesiotape reduced the reaction time of peroneus muscles while the adhesive elastic band had no influence on it.

**Keywords:** Ankle, Sprain, Peroneus, Kinesiotape, Bandage.

## 1.INTRODUÇÃO

Desde 1977 que os ligamentos laterais do tornozelo são identificados como as estruturas mais comumente lesadas nos atletas, sendo 85% das entorses em inversão (Beynon, Murphy and Alosa, 2002; Morrison and Kaminski, 2007). No voleibol, a entorse do tornozelo é a lesão traumática mais frequente correspondendo a uma incidência de 10,3% (Ribeiro, 2007) e a uma prevalência de 23% (Augustsson et al, 2006).

O mecanismo de lesão por estiramento das estruturas laterais do tornozelo e o processo inflamatório decorrente, podem levar a alterações ao nível das estruturas neuromusculares, nomeadamente ao nível dos mecanorreceptores musculo-tendinosos e capsulo-ligamentares, que estão intimamente ligados à resposta muscular, o que pode conduzir a uma alteração da estabilidade articular (Cigel et al, 2006; Delahunt, 2007; Hopkins et al, 2009). Estes factores de alteração das aferências e da resposta muscular, associados a alterações da mecânica articular, estão na base das condições de instabilidade (Hopkins et al, 2009).

Os peroniais são os principais eversores e têm um papel importante na oposição do mecanismo de lesão e na manutenção da posição do pé durante os movimentos funcionais (Hopkins et al 2009). Uma activação desadequada dos mesmos pode resultar num alinhamento pouco controlado do retropé (Beynon, Murphy and Alosa, 2002). O tempo de reacção (TR) dos peroniais, refere-se ao período desde o início da inversão até à primeira resposta motora (Cordova et al, 2010). Este é um elemento essencial para a protecção contra um movimento excessivo e inesperado (Hertel, 2000; Cingel et al, 2006). Quando existem alterações ao nível dos mecanorreceptores ligamentares, a sua influência, através dos neurónios motor gama, sobre as fibras intra-fusais dos fusos neuromusculares poderá estar alterado, e consequentemente o seu papel de influenciar o *stiffness* muscular necessário para a preparação da actividade, sendo referido como responsável por um menor nível de activação dos peroniais durante as actividades dinâmicas (Rosenbaum et al, 2000; Delahunt, 2007; Jackson, Gutierrez and Kaminski, 2009).

A avaliação do TR dos Peroniais é referida como um bom indicador da estabilidade dinâmica do tornozelo, como uma medida indirecta da avaliação da proprioceptividade e é utilizada para verificar a eficácia de diferentes intervenções (Rosenbaum et al, 2000; Eechaute et al, 2009; Cordova et al, 2010). Tendo em conta que atletas com história de entorse têm o dobro da predisposição para sofrer nova entorse, levanta-se a necessidade de ter informações sobre as vantagens e desvantagens dos materiais disponíveis, principalmente sobre a sua capacidade de reduzir os níveis de carga e o aumento da capacidade de indivíduo tolerar ou reagir a padrões de carga (Beynnon, Murphy and Alosa, 2002; Atalaia et al, 2009). Foi demonstrado em termos de incidência da lesão, em estudos prospectivos, que as ortóteses e ligaduras adesivas têm resultados positivos na prevenção de recidivas e são vários os princípios descritos que podem estar na base dessa prevenção. As limitações mecânicas, nomeadamente a capacidade do suporte limitar amplitudes articulares específicas, são das mais estudadas (Hume and Gerrard 1998; Abián-Vicén et al 2009). Isto levanta, por alguns autores, a possibilidade de estas diminuírem a performance desportiva, aumentarem a sobrecarga noutras articulações ou, quando utilizadas por longos períodos, influenciarem a função da musculatura e ligamentos do tornozelo podendo ter influência na proprioceptividade e nos mecanismos intrínsecos de defesa da lesão, mencionando que ao restringirem a amplitude de movimento podem estar a reduzir a aferenciação e consequentemente a resposta muscular (Hume and Gerrard, 1998; Bot and Mechelen, 1999; Dizion and Reyes, 2010). Firer (1990) referiu que a ligadura elástica adesiva pode ser igualmente eficaz ao tape, na restrição da amplitude do movimento, apresentando uma melhor componente de conforto.

Para o presente estudo seleccionou-se a ligadura elástica adesiva com a aplicação em *heel-lock*, utilizada principalmente num período pós-lesão, em que o atleta já esteja inserido na prática desportiva, com o objectivo de dar uma componente de estabilização articular. Por outro lado seleccionou-se um material que começa a ser mais utilizado, conhecido por várias nomenclaturas, entre elas, como kinesiotape, com técnica de aplicação peronial e ligamentar (Sijmonsma, 2007; Pijnappel, 2009). Os estudos efectuados sobre kinesiotape são ainda reduzidos, pelo que procuramos dar um contributo sobre a sua efectividade. As referências existentes sobre o método mencionam que os seus benefícios passam pelas características físicas da ligadura, associadas aos princípios de aplicação preconizados pelo mesmo. São descritos efeitos fisiológicos como a analgesia, resultante da estimulação de receptores cutâneos e subcutâneos que permitem modelar os impulsos aferentes e regular o mecanismo de transporte da dor, pelo contacto da banda com a pele e dos seus movimentos de deslize; o suporte muscular e aumento do recrutamento de unidades motoras (Slupik, 2007; Sijmonsma, 2007; Pijnappel, 2009); o ênfase da actividade do sistema linfático pelo aumento do espaço disponível entre a fásia superficial, tecido subcutâneo e músculos (Lipinska et al, 2007) e a correcção articular (Sijmonsma, 2007; Pijnappel, 2009). Com este estudo pretendeu-se verificar se a aplicação com Ligadura Elástica Adesiva e a aplicação com a Ligadura Kinesiotape teriam influência sobre o TR dos peroniais.

## 2. MÉTODOS

### 2.1 Desenho de Estudo

Estudo quase-experimental em que cada indivíduo é o próprio controlo. Amostragem não probabilística, recolhida no local (Oliveira 2009).

### 2.2 Amostra

Este estudo dirige-se para a população de atletas femininas de voleibol com história de entorse da tíbio-társica em inversão. A população-alvo atletas femininas de voleibol dos clubes Boavista F.C. e Associação Académica de S. Mamede. Inicialmente foram seleccionadas as atletas que cumprissem critérios de inclusão: história de pelo menos uma entorse da tíbio-társica em inversão (Docherty and Arnold, 2008), em pelo menos um dos membros inferiores e já ter tido sensação de instabilidade no tornozelo no membro inferior lesado (Hubbard et al, 2007; Docherty and Arnold, 2008). Consideraram-se excluídas as atletas que tivessem sofrido entorse em qualquer um dos pés há menos de 6 semanas, para evitar a possibilidade de alguma dor associada ou edema que afectasse os resultados; outra lesão no membro inferior incluindo cirurgia ou fractura que pudesse diminuir a acuidade proprioceptiva; e as que tivessem conhecimento de possuir alterações vestibulares, de equilíbrio ou neurológicas (Hopkins 2009; Refshauge et al 2009; Vries et al, 2010). Num 2º momento foi identificado, através da realização do Y Balance Test (YBT) (fiabilidade intra-observador de 0,99 a 1,00 e inter-observador de 0,85 a 0,91), se as atletas teriam índice de instabilidade no tornozelo, considerando-se um índice menor que 77,6% no sentido postero-medial (Gribble and Hertel, 2003; Hertel et al, 2006). Das 5 equipas (58 atletas) que se disponibilizaram para o estudo, 15 atletas incluíram-se nos parâmetros definidos, apresentando a amostra uma média ( $\pm$ desvio padrão) de 19,33 ( $\pm$ 4,77) anos de idade, 65,03 ( $\pm$ 10,06) kg de peso, 1,69 ( $\pm$ 0,075) cm de altura e 22,81 ( $\pm$ 2,64) kg/m<sup>2</sup> de IMC.

### 2.3 Instrumentos e Material

Foi efectuada a recolha do sinal eletromiográfico superficial dos músculos Longo (LP) e Curto (CP) Peroniais pela utilização do Electromiógrafo MP 100WSW Biopac (Biopac Systems Inc. Santa Barbara, CA, USA) e o software de aquisição e análise Acqknowledge® versão 3.9. Os dados foram recolhidos com uma frequência de amostragem de 2000, com eléctrodos de superfície activos bipolares TSD150B (Ag/AgCl), com uma distância inter-eléctrodo de 20 mm e um diâmetro de 11.4 mm com impedância de entrada de 100MΩ e factor de rejeição de modo comum de 95dB (Hopkins et al, 2009). A electromiografia de superfície apresenta uma elevada capacidade na detecção do TR dos músculos peroniais, em resposta a movimentos súbitos de inversão (Benesch et al, 2000; Echaute et al, 2007). Este instrumento é considerado fiável, apresentando um coeficiente de correlação intra-classe (ICC) de 0,88 e um erro padrão médio de 4,7 ms (Echaute et al, 2009).

Para simular o mecanismo de inversão súbita foi utilizada uma TrapDoor, que consiste numa caixa de madeira, com duas plataformas independentes, capazes de rodar 30° no plano frontal, através de um dispositivo accionado manualmente pelo investigador. Cada plataforma apresenta um *switch* eléctrico que envia um sinal analógico contínuo para o Acqknowledge® quando mantida na horizontal. Quando uma das plataformas é aberta, existe uma quebra no sinal, assinalando desta forma o início do movimento (Hopkins, 2009). Para a preparação da pele antes da recolha electromiográfica utilizou-se algodão, álcool etílico a 96%, lâmina descartável e lima dérmica. Tape de 5cm marca Cramer® para colocação dos eléctrodos e eléctrodos descartáveis Dahlhausen® utilizados como eléctrodos terra (Cordova et al, 2010). Foram utilizados auscultadores para manter as atletas a ouvir música (Echaute et al, 2009) de forma a evitar a previsibilidade do teste e consequente pré-activação muscular. Foi utilizada também uma folha A4 inscrita com equação matemática que as atletas iam tentando resolver mentalmente, com o objectivo de manter uma actividade cognitiva para evitar modulação do reflexo. Para a elaboração das ligaduras foram utilizadas a ligadura elástica adesiva marca Cramer® de 5cm e Ligadura kinesiotape marca Sport Tex® bege de 5 cm. Foi utilizado um questionário construído pelo investigador e previamente testado num grupo de 5 indivíduos, para a selecção e caracterização da amostra. O YBT foi construído de acordo com Hertel et al (2006) e esquematizado na Figura 2, utilizando 3 Fitas métricas Misura® coladas no chão e anguladas pela utilização de Goniometro de marca MSD® calibrado a 1°.



**Figura 2.** Esquema representativo do Y Balance Test. Do lado esquerdo utilizado para avaliar o membro inferior (MI) esquerdo (quando este está em apoio). O esquema do lado direito, para a avaliação do MI direito.

Utilizou-se uma balança marca Soehnle® calibrada a 100g para avaliar o peso corporal total, um Estadiómetro marca SECA® calibrado a 1mm para avaliar a altura e uma Fita métrica marca Misura® calibrada a 5mm para medição do comprimento dos membros inferiores.

#### 2.4 Procedimentos

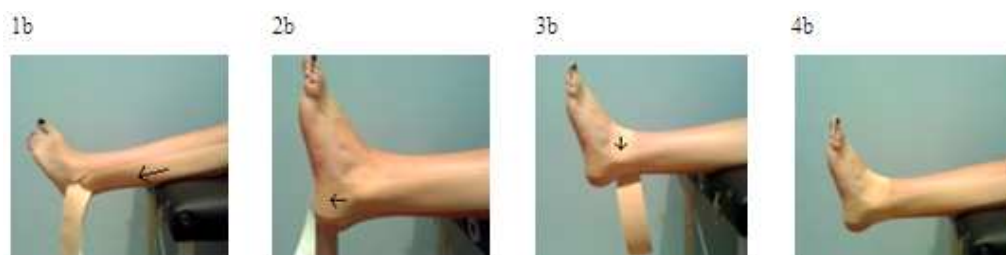
Inicialmente todas as atletas responderam ao questionário de verificação de critérios de inclusão e exclusão, sendo posteriormente seleccionadas para a recolha. As recolhas foram efectuada nas instalações do Centro de Estudos do Movimento e Actividade Humana da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto. No momento da recolha, foram confirmados, através de entrevista, todos os critérios de inclusão e exclusão considerados, não tendo ocorrido perdas. A cada atleta foi avaliado o peso, a altura, e o comprimento de ambos os membros inferiores através da distância desde a espinha ilíaca antero-superior até ao maléolo interno do mesmo lado, em decúbito dorsal (Gribble and Hertel, 2003). Posteriormente as atletas realizaram o YBT seguindo o protocolo de Gribble and Hertel (2003). O pé da atleta era centrado na intersecção das 3 fitas e foi pedido que as atletas alcançassem o mais longe que conseguissem sem perder o equilíbrio, tocando suavemente no chão e voltando depois a trazer a perna para o centro. O valor considerado resultou na média das 3 repetições no sentido postero-medial. A partir deste valor e do comprimento do membro inferior foi calculado o índice para a direcção postero-medial, através da fórmula [(Medida alcançada no YBT/Comprimento do Membro)x100] de forma a verificar se seria menor que 77,6%. Em atletas com história de entorse em ambos os membros foi seleccionado o membro com o menor índice no YBT. Após serem verificados todos os pressupostos foi efectuada a aplicação dos eléctrodos. Inicialmente a pele foi preparada de forma a reduzir a impedância, tendo sido limpa com álcool etílico a 96%, depilada com lâmina e sendo feita a remoção de células mortas com lima

dérmica. O eléctrodo activo correspondente ao LP foi colocado 3 cm inferiormente à cabeça do perónio, na linha que une esta ao maléolo lateral e o eléctrodo activo correspondente ao CP, a 5 cm acima do maléolo lateral imediatamente atrás do perónio (Rosenbaum et al, 2000; Benesch et al, 2000). O eléctrodo terra foi colocado na apófise estilóide do cúbito. A correcta colocação dos eléctrodos e a qualidade do sinal foi verificada pelo registo do sinal electromiográfico após ser pedido a cada atleta que efectuasse o movimento de eversão contra-resistência. A avaliação dos tempos de reacção dos peroniais foi recolhida em 3 condições: 1) Sem ligadura; 2) com Ligadura Elástica e 3) com Ligadura Kinesiotape, em que a ordem de colocação das duas ligaduras foi alternada de atleta para atleta, para evitar algum possível efeito de ordem. Foi pedido às atletas que subissem para a plataforma e mantivessem o peso distribuído nos dois membros. As atletas foram colocadas a ouvir música através dos auscultadores e a tentar resolver uma equação matemática numa folha colocada ao nível dos olhos. A abertura da plataforma foi feita com intervalos de tempo aleatórios para ambos os lados até perfazerem três medições para o membro em avaliação tendo sido registada a média dos três. (Vaes, Duquet and Gheluwe 2002). A técnica de aplicação da ligadura elástica foi *heel-lock* representada na figura 3 (Alt, Loher and Gollhofer, 1999). Mantendo o pé na posição neutra a aplicação é iniciada na parte superior do maléolo interno, seguindo os passos representados na figura 3, sendo aplicada tensão nos momentos 1a e 3a.



**Figura 3:** Representação das componentes de aplicação da ligadura elástica em *heel-lock*.

A aplicação da ligadura kinesiotape representada na figura 4 foi colocada a partir da cabeça do perónio mantendo os músculos peroniais em alongamento até chegar à zona do maléolo externo (1b), o pé foi colocado na posição neutra sendo aplicada tensão nas regiões ligamentares (Sijmonsma, 2007; Pijnappel, 2009).



**Figura 4:** Aplicação da Ligadura de Kinesiotape.

A aplicação das ligaduras foi realizada por um fisioterapeuta aplicador, com formação e experiência nas duas técnicas e externo ao estudo, não teve conhecimento dos resultados do sinal electromiográfico.

O tratamento do sinal em bruto foi realizado no software Acqknowledge® através da utilização de um filtro digital de baixas frequências de 10Hz e um de altas frequências de 500Hz. Posteriormente efectuou-se a rectificação do sinal, seguida da suavização do mesmo com uma janela de 10 amostras, calculando-se o Root Mean Square com uma janela de 100 amostras (Hopkins, 2009). Definiu-se como TR dos peroniais o período entre a abertura da plataforma e o início da actividade electromiográfica. A actividade basal de ambos os músculos foi definida no período de 150ms antes da abertura da plataforma. Foi considerado como início da actividade após o estímulo, o momento em que a actividade era mantida por mais de 30mseg, superior à média da actividade basal somada a 3 desvios padrão da mesma. Cada tempo de activação foi também analisado visualmente para assegurar que não existiria interferência de qualquer ruído. O início da activação analisada visualmente identificou-se como o ponto onde a actividade electromiográfica se destacava da linha base (Hopkins, 2009).

## 2.5 Ética

Este estudo foi desenvolvido de acordo com a Declaração dos Princípios Éticos, sendo que todas as participantes incluídas na amostra, após terem sido informadas dos objectivos do estudo assinaram uma Declaração de

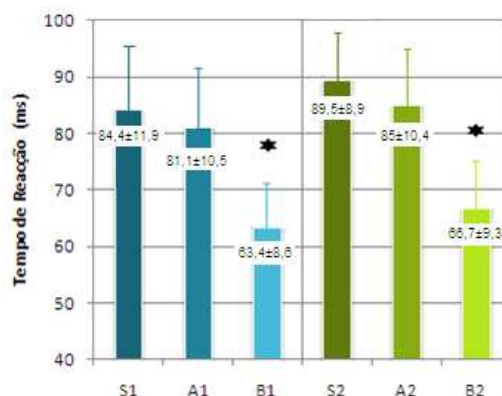
Consentimento Informado, e em que para as atletas menores de idade foi enviado um Pedido de Autorização à Participação assinada pelos seus Encarregados de Educação. A qualquer momento as atletas podiam recusar a participação no estudo. Os dados recolhidos foram tratados com confidencialidade sendo apenas conhecidos pelos investigadores e de acordo com o objectivo desta avaliação. Foi obtida autorização por parte da coordenação do Centro de Estudos do Movimento e Actividade Humano para a elaboração do mesmo.

## 2.6 Estatística

Após todas as recolhas os dados foram analisados através do programa SPSS Statistics 17.0. Foram utilizadas as medidas estatísticas sumárias: média, desvio padrão para a descrição e caracterização das medidas antropométricas, idade, peso, altura e IMC da amostra. Recorreu-se às frequências absolutas para uma análise descritiva de características específicas da amostra e à média  $\pm$  desvio padrão para descrição dos índices obtidos no YBT. Foi utilizado o teste paramétrico ANOVA para Medidas Repetidas de forma a verificar se existiam diferenças significativas no TR dos Peroniais entre as 3 condições “Sem ligadura” (S), “Com Ligadura Elástica” (A) e “Com kinesiotape” (B). Após ser verificada a presença de diferença, realizou-se Testes t para Amostras Emparelhadas com o objectivo de identificar entre que condições existiriam diferenças e em que sentido estas ocorreriam. Para cada um dos testes foram verificados os pressupostos de normalidade necessários (normalidade das variáveis e normalidade das diferenças) pelo teste de Shapiro-Wilk (Maroco, 2007). Todos os testes estatísticos foram realizados um nível de significância de 0,05.

## 3. RESULTADOS

Das 15 atletas que incluíram a amostra, 13 apresentavam história de duas ou mais entorses da tibia-társica no membro inferior avaliado. Relativamente à bilateralidade da lesão, 8 atletas apresentavam história de entorse em ambos os pés. Todas identificaram já ter tido sensação de instabilidade no pé avaliado e nenhuma utilizava, no momento da recolha, nenhum tipo de suporte externo na prática desportiva, mas 14 referiram ter utilizado algum tipo de suporte quando voltaram à prática desportiva após lesão. Na execução do YBT a amostra apresentou uma média de índice de  $65,2 \pm 6,4\%$ . Através da análise estatística dos Tempos de Reacção dos Peroniais, pela utilização da ANOVA de medidas repetidas, pôde verificar-se, a um nível de significância de 0,05, que pelo menos uma das médias seria diferente ( $p < 0,001 < 0,05$ ). Pela análise do gráfico 1 podemos observar a distribuição das médias e dos desvios padrões associados, nas 3 condições descritas, para os dois músculos avaliados. O mesmo já não se pôde afirmar na comparação das médias entre TR do LP sem ligadura (S1) e o TR LP com Ligadura Elástica (A1), pois não se verificaram evidências estatísticas para afirmar que as duas médias fossem diferentes ( $p = 0,129 > 0,05$ ).



\*, diferença significativa entre: S1/B1; A1/B1; S2/B2; A2/B2.;  $p/2 < 0,001 < 0,05$  (teste unidireccional)

**Gráfico 1.** Tempos de Reacção do Longo (1) e Curto (2) Peroniais nas condições Sem Ligadura (S), com Ligadura Elástica (A) e Kinesiotape (B).

O mesmo se verificou para as 3 condições relativamente ao Curto Peronial, em que a média do TR do CP com kinesiotape (B2) é significativamente menor comparativamente com o TR do CP sem ligadura (S2) e com ligadura elástica (A2) ( $p/2 < 0,001 < 0,05$ ), não se verificando evidências de que o S2 e A2 fossem diferentes ( $p = 0,058 > 0,05$ ).

## 4. DISCUSSÃO

Para este estudo, seleccionou-se como variável avaliada, o TR dos peroniais, por ser referido na bibliografia como um factor importante na estabilidade dinâmica do tornozelo, que pode estar alterado em atletas com

indicadores de instabilidade da t bio-társica e por ser referido como uma medida indirecta da propriocep o desta articula o (Konradsen and Ravn 1990; Rosenbaum et al 2000; Hopkins et al 2009). A sua análise, utilizando a electromiografia de superfície e plataforma Trapdoor com inclina o a 30 , tem vindo a ser efectuada por vários estudos (Rosenbaum et al, 2000; Benesh et al, 2000; Eechaute et al, 2009; Cordova et al, 2010).

A dificuldade na homogeneiza o da amostra pelo desconhecimento das características exactas da lesão, pela possibilidade de a reabilita o realizada pelas atletas na altura da lesão ser heterog nea, juntamente com a existência de diferentes defini es dos conceitos de instabilidade funcional, instabilidade mecânica ou instabilidade cr nica do tornozelo, e o facto de os critérios de inclusão e exclusão variarem nos estudos, levantou a necessidade de procurar um instrumento que permitisse objectivar um pouco mais o método de selec o, tendo por isso sido utilizado o YBT. Pela normaliza o do YBT obtida por Gribble and Hertel (2003) viu-se que o  ndice normal, para as mulheres, no sentido postero-medial (89,1 11,5%) seria no mínimo de 77,6%. Hertel et al (2006) referiram que o sentido postero-medial   representativo da presença de défice funcional em indivíduos com instabilidade cr nica do tornozelo. Considerou-se então que, para participarem no estudo as atletas deveriam apresentar um  ndice inferior a 77,6% no sentido postero-medial do YBT para o membro inferior em avalia o.

Para as ligaduras avaliadas foram seleccionados materiais diferentes, com aplica es diferentes, mas com a indica o comum de diminuir a instabilidade para prevenir entorse. A inten o foi comparar o método, que inclui a técnica de aplica o e não apenas as características do material. Pela análise dos resultados pôde-se verificar, que o TR do LP e do CP foi menor com a ligadura de kinesiotape (63,4 8,6ms e 66,7 9,3ms respectivamente), comparativamente com o TR dos mesmos músculos nas condi es sem ligadura (84,4 11,9ms e 89,5   8,9ms) e com a ligadura elástica (81,1 10,6ms e 85 10,4ms). Benesch et al (2000) descreveram qual seria o TR normal dos peroniais para uma inclina o súbita de 30  referindo que o TR do LP seria de 63 ms e do curto peronial de 66 ms, não tendo verificado diferenças entre homens e mulheres. Konradsen and Ravn (1990) compararam o TR dos peroniais de indivíduo sem instabilidade relativamente a indivíduos com instabilidade da t bio-társica. Os indivíduos sem instabilidade apresentaram um TR do LP de 65ms e do CP de 69ms, enquanto que os indivíduos com instabilidade apresentaram um TR superior de 82ms para o LP e 84ms para CP. Karlsson and Andreasson (1992) encontraram que, o membro com instabilidade cr nica do tornozelo, apresentava para o LP um TR de 81,6 5,2ms e para o CP 84,5 4,0ms, tempos superiores comparativamente com o membro contralateral não lesado que apresentava o TR do LP de 69,2 4,1ms e do CP de 68,8 4,5ms.

Fazendo um paralelismo com os autores referidos verificou-se que o TR dos Peroniais, quando aplicada kinesiotape, se assemelhou   popula o sem instabilidade destes estudos. Isto poderá ser justificado pela possível influência da ligadura sobre as fibras intra-fusais, as quais são responsáveis pela *stiffness* muscular. Devido aos achados de o TR dos Peroniais, na aplica o com ligadura elástica, não ter sido significativamente diferente da condi o sem ligadura, encontramos concordância com a informa o de que as ligaduras funcionais não alteram o tempo de reac o dos músculos peroniais (Alt, Lohrer and Gollhofer, 1999) em atletas com indicadores de instabilidade. Observou-se também que a ligadura elástica apresentou, em média, um tempo reac o menor que a condi o sem ligadura, o que apesar de não ser estatisticamente significativo, poderá ter alguma relevância clínica. Firer (1990) referiu que a correc o do alinhamento articular pode também ser um facilitador   actividade muscular, o que poderá ser o mecanismo presente na Ligadura Elástica. No entanto outros autores referem que estas podem diminuir a actividade muscular pela restri o do movimento ou por suporte externo, diminuindo a necessidade da activa o protectiva, considerando importante a pondera o do factor tempo de utiliza o (Hume and Gerrard, 1998).

Uma questão levantada para a desvantagem do material adesivo   a possível perda de eficácia após um período, com a realiza o de actividade (Firer, 1990). Abi n-Vic n et al (2009) verificaram que ao fim de 30 minutos as ligaduras adesivas, elásticas e não elásticas demonstram perda da capacidade de restri o do movimento. Por outro lado Slupik et al (2007) verificaram que após 24 horas da aplica o de kinesiotape houve um aumento significativo do recrutamento das unidades motoras identificado pelo *peak torque* e a verifica o da manuten o desse aumento nas 72h seguintes, significativo mas não tão acentuado, tendo o nível basal da actividade muscular retornado ao 4  dia de utiliza o da ligadura. O estudo efectuada apresenta um modelo sem informa o sobre a influência do tempo de utiliza o, tanto na eficácia do material como nos efeitos fisiológicos decorrentes, pelo que consideramos relevante que outros modelos sejam efectuados considerando o factor tempo de utiliza o. Verificou-se que para além da análise do TR dos peroniais, outros estudos utilizaram métodos de avalia o diferentes para analisar a influência de suportes externos como a avalia o directa da proprioceptividade pela sensa o de posi o articular (Halseth et al, 2004) ou cinestesia (Refshauge, Kilbreth and Raymond, 2000) e indirectamente pela varia o do centro de gravidade em apoio unipodal (Hertel and Olmsted-Kramer, 2007), ou também pela avalia o da força de reac o do solo na recep o ao salto (Hamill et al, 1986; Claufield and Garrett ,2004), influência no padrão de activa o muscular durante uma actividade (Suda, Amorim and Sacco, 2009) assim como parâmetros de performance desportiva como a performance no salto

(Abián-Vicén et al 2008), percursos de agilidade (Bot and Mechelen, 1999; Rosenbaum et al, 2005), velocidade de corrida (Bot and Mechelen, 1999) e testes de equilíbrio (Leanderson, Ekstam and Salomonsson, 1996; Hume and Gerrard, 1998; Rozzi et al, 1999; Abián-Vicén et al, 2008; Hardy et al, 2008). O facto de termos avaliado apenas o TR dos peroniais é uma limitação para extrapolação de que a estabilidade dinâmica melhorou. Propõe-se que estudos sejam desenvolvidos no sentido de avaliar o mesmo factor modificável mas tendo em conta outras formas de avaliação.

## 5. CONCLUSÃO

O tempo de reacção do Longo Peronial e do Curto Peronial foi menor com a aplicação da Ligadura de Kinesiotape, comparativamente com a Ligadura Elástica e a condição sem ligadura. Verificou-se que a ligadura elástica não teve influência significativa no tempo de reacção dos peroniais.

## 7. BIBLIOGRAFIA

- Abián-Vicén, J., Alegre, L. M., Fernandez-Rodríguez, J. M., Lara, A. J., Meana, M., & Aguado, X. (2008). Ankle taping does not impair performance in jump or balance tests. *J Sports Sci Med*, 7, pp. 350-6.
- Alt, W., Lohrer, H., & Gollhofer, A. (1999). Functional Properties of Adhesive Ankle Taping: Neuromuscular and Mechanical Effects Before and After Exercise. *Foot & Ankle International*, 20(4), pp. 238-45.
- Anbián-Vicén, J., Alegre, L. M., Fernández-Rodríguez, J. M., & Aguado, X. (2009). Prophylactic Ankle Taping: Elastic Versus Inelastic Taping. *Foot Ankle Int*, 30(3), pp. 218-25.
- Augustsson, S. R., Augustsson, J., Thomeé, R., & Svantesson, U. (2006). Injuries and Preventive Actions in Elite Swedish Volleyball. *Scand J Med Sci Sports*, 16, pp. 433-40.
- Beckmann, E. A. (1995). Ankle Inversion and Hipermobility: effect on hip and ankle muscle electromyography onset latency. *Arch Phys Med Rehabil*, 72(12), pp. 1138-43.
- Benesh, S., Putz, W., Rosenbaum, D., & Becker, H.-P. (2000). Reliability of Peroneal Reaction Time Measurements. *Clin Biomech*, 15.
- Beynon, B. D., Murphy, D. F., & Alosa, D. M. (2002). Predictive Factors for Lateral Ankle Sprains: A literature review. *J Athl Train*, 37(4), pp. 376-80.
- Bot, S. D., & Mechelen, W. v. (1999). The effect of ankle bracing on athletic performance. *Sports Med*, 27(3), pp. 171-8.
- Cigel, R. E., Gertian, H. v., Uitterlinden, E. J., Rooijens, P. G., Muldeer, P. G., Aufdemkamp, G., et al. (2006). Repeated ankle sprains and delayed neuromuscular response: Acceleration time parameters. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36(2), pp. 72-9.
- Cordova, M. L., Bernard, L. W., Au, K. K., Demchak, T. J., Stone, M. B., & Sefton, J. M. (2010). Cryotherapy and ankle bracing effects on peroneus longus response during sudden inversion. *J Electromyogr Kinesiol*, 20, pp. 248-53.
- Delahunt, E. (2007). Peroneal reflex contribution to the development of functional instability of the ankle joint. *Phys Ther Sport*, 8, pp. 98-104.
- Dizion, J., R, M., Joy, J., & Reyes, B. (2010). A systematic review on the effectiveness of external ankle supports in the prevention of inversion ankle sprains among elite and recreational players. *J Sci Med Sport*, 13(3), pp. 209-17.
- Docherty, C. L., & Arnold, B. L. (2008). Force sense deficits in functionally unstable ankles. *J Orthop Res*, 26(11), pp. 1489-93.
- Douglas, I. (2006). Acute Akle Sprain: An Update. *America Family Physician*, 74(10), pp. 1714-20.
- Eechaute, C., Vaes, P., Duquet, W., & Gheluwe, B. v. (2009). Reliability and discriminative validity of sudden ankle inversion measurements in patients with chronic ankle instability. *Gait & Posture*, 42(1), pp. 82-6.
- Eechaute, C., Vaes, P., Duquet, W., & Gheluwe, B. v. (2007). Test-retest of sudden ankle inversion measurements in subjects with healthy ankle joints. *J Athl Train*, 42(1), pp. 60-5.
- Frier, P. (1990). Effectiveness of taping for the prevention of ankle ligament sprains. *Br J Sp Med*, 24(1), pp. 47-50.
- Gribble, P. A., & Hertel, J. (2003). Considerations for normalizing measures of the star excursion balance test. *MPEES*, 7(2), pp. 89-100.
- Halseth, T., McChesney, J. W., DeBelisco, M., Vaughn, R., & Lien, J. (2004). The effect of kinesiotaping on proprioception at the ankle. *J Sports Sci Med*, 3, pp. 1-7.
- Hamill, J., Knutzen, K. M., Bates, B. T., & Kirkpatrick, G. (Março de 1986). Evaluation of two ankle appliances using ground reaction force data. *J Orthop Sports Phys Ther*, pp. 244-9.
- Hardy, L., Huxel, K., Bruker, J., & Nesser, T. (2008). Prophylactic ankle braces and star excursion balance measures in healthy volunteers. *J Athl Train*, 43(4), pp. 347-51.
- Hertel, J. (2000). Functional Instability Following Lateral Ankle Sprain. *Sports Med*, 2000, pp. 361-71.

- Hertel, J., & Olmsted-Kramer, L. C. (2007). Deficits in time-to-boundary measures of postural control with chronic ankle instability. *Gait & Posture*, 25, pp. 247-51.
- Hertel, J., Braham, A., Hale, S. A., & Olmsted-Kramer, L. C. (2006). Simplifying the Excursion Balance Test: Analyses of Subjects With and Without Chronic Ankle Instability. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36(3), pp. 131-7.
- Hopkins, J. T., Brown, T. N., Christensen, L., & Palmieri-Smith, R. M. (s.d.). Deficits in Peroneal Latency and Electromechanical Delay in Patients with Functional Ankle Instability. *J Orthop Res*, 27(12), pp. 1541-6.
- Hubbard, T., Kramer, L. C., Denegar, C. R., & Hertel, J. (2007). Correlations Among Multiple Measures of Functional and Mechanical Instability in Subjects with Chronic Ankle Instability. *J Athl Train*, 42(3), pp. 361-6.
- Hume, P., & Gerrard, D. F. (2007). Effectiveness of external ankle support bracing and taping in rugby union. *J Athl Train*, 42(3), pp. 361-6.
- Jackson, N. D., Gutierrez, G. M., & Kaminski, T. (2009). The effect of fatigue and habituation on the stretch reflex of the ankle musculature. *J Electromyogr Kinesiol*, 19, pp. 75-84.
- Karlsson, J., & Andreasson, G. O. (1992). The effect of external ankle support in chronic lateral joint instability: an electromyographic study. *Am J Sports Med*, 20(3), pp. 257-61.
- Konradsen, L. (2002). Sensori-motor control of the uninjured and injured human ankle. *J Electromyogr Kinesiol*, 12, pp. 199-203.
- Konradsen, L., & Ravs, J. B. (1990). Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthop Scand*, 61(5), pp. 388-90.
- Leanderson, J., Ekstam, S., & Salomonsson, C. (199). Taping of the ankle - the effect on postural sway during perturbation, before and after training session. *Knee Surg Sport Traumatol Arthroscopy*, 4, pp. 53-6.
- Lipinska, A., Sliwinski, Z., Kiebzak, W., Senderek, T., & Kirenko, J. (2007). The influence of kinesiotope applications on lymphoedema of an upper limb in women after mastectomy. *Fizjoterapia Polska*, 2(4), pp. 258-69.
- Maroco, J. (2007). *Análise estatística com utilização do SPSS*. Lisboa: Edições Sílabo.
- Morrisin, K. E., & Kaminski, T. W. (2007). Foot characteristics in association with inversion ankle injuries. *J Athl Train*, 42(1), pp. 135-42.
- Oliveira, A. G. (2009). *Bioestatística, Epidemiologia e Investigação*. Lisboa: Lidel Edições.
- Pijnappel, H. (2009). *Medical Taping Concept Handbook*. Aneid Press.
- Plisky, P. J., Gourman, P. P., Butler, R. J., Kiesel, K. B., Underwood, F. B., & Elkins, B. (2009). 4(2), pp. 92-7.
- Refshauge, K. M., Raymond, J., Kilbreath, S. L., Pengel, L., & Heijnen, I. (2009). The effect of ankle taping on detection of inversion-eversion movements in participants with recurrent ankle sprain. *Am J Sports Med*, 37(2), pp. 371-5.
- Ribeiro, F. (2007). Incidência de lesões no voleibol: acompanhamento de uma época desportiva. *Arq Fisio*, 1(3), pp. 29-34.
- Rosenbaum, D., Becker, H. P., Gerngro, H., & Claes, L. (2000). Peroneal reaction times for diagnosis of functional ankle instability. *Foot Ankle Surg*, 6, pp. 31-8.
- Rosenbaum, D., Kamps, N., Bosch, K., Thorwesten, L., Volker, K., & Eils, E. (2005). The influence of external ankle braces on subjective and objective parameters of performance in a sports-related agility course. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy*, 29(8), pp. 419-25.
- Rozzi, S. L., Lephart, S. M., Sterner, R., & Kuliogowski, I. (1999). Balance training for persons with functionally unstable ankles. *J Orthop Sports Phys Ther*, 29(8), pp. 479-86.
- Sijmonsma, J. (2007). *Taping Neuromuscular Manual*. Espanola.
- Slupik, A., Dwornik, M., Białoszewski, D., & Zych, E. (2007). Effect of kinesiotope on bioelectrical activity of the vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortop Traumatol Rehab*, 6(6), pp. 644-51.
- Suda, E. Y., Amorim, C. F., & Sacco, I. d. (2009). Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. *J Electromyogr Kinesiol*, 19, pp. e84-e93.
- Vaes, P., Duquet, W., & Gheluwe, B. v. (2002). Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. *J Athl Train*, 37(4), pp. 475-480.
- Vries, J. S., Kingma, I., Blankevoort, L., & Dijk, C. v. (2010). Difference in balance measures between patients with chronic ankle instability and patients after an acute ankle inversion trauma. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 18(5), pp. 601-6.