



UNIVERSIDADE FERNANDO PESSOA

FCS/ESS

LICENCIATURA EM FISIOTERAPIA

Ano Letivo 2014-2015

4º Ano

PROJETO FINAL

“Efeitos da aplicação de kinesio taping no controle motor de jogadores de rugby após entorse da tibiotársica”

Maria Aragão Guimarães de Mendonça Português

Estudante de Fisioterapia

Escola Superior de Saúde - UFP

25717@ufp.edu.pt

Prof. Doutor José Lumini de Oliveira

Escola Superior de Saúde - UFP

joselo@ufp.edu.pt

Porto, 29 de Maio de 2015

Resumo

Objetivo: Verificar se a aplicação de KT melhora o controlo motor nos jogadores de rugby, comparando os resultados com e sem o KT. **Metodologia:** Foram seleccionados 20 jogadores do CDUP Rugby com entorse e submetidos ao *Y Balance Test* e ao IAT, com e sem a aplicação do KT. **Resultados:** Verificou-se que, na realização *Y Balance Test* com KT, os jogadores obtiveram maiores valores em todas as distâncias, havendo maior diferença na Posterolateral. No IAT observou-se que os atletas efetuaram menores tempos quando com KT. **Conclusão:** A aplicação de KT tem efeito no controlo motor dos jogadores de rugby com entorses do tornozelo, afetando-lhes a agilidade.

Palavras-chave: Entorse da tibiotársica, agilidade, *Kinesio Taping*, *Y Balance Test*, *Illinois Agility Test*, controlo motor, proprioção e rugby.

Abstract

Objective: Verify if the application of KT affect the motor control in rugby players, comparing the results with and without KT. **Methodology:** Twenty CDUP Rugby players with ankle sprain were selected and submitted to *Y Balance Test* and IAT, with and without KT application. **Results:** It was shown that, in *Y Balance Test* with KT, players obtained higher values at all distances, with greater differences in the Posterolateral. In IAT was observed that athletes made shorter times with KT. **Conclusion:** The application of KT was an effect on the motor control rugby players, affecting their agility.

Keywords: Ankle sprain, agility, *Kinesio Taping*, *Y Balance Test*, *Illinois Agility Test*, motor control, proprioception and rugby.

1. INTRODUÇÃO

O rugby é um desporto fisicamente exigente, que implica momentos frequentes de corrida e colisão física, intercalados com curtos períodos de baixa intensidade. Assim, os jogadores da modalidade devem desenvolver várias aptidões físicas, tais como força muscular, velocidade, agilidade e potência aeróbia (Gabbett, 2002).

Em várias modalidades desportivas, a entorse do tornozelo é a lesão mais comum (Fong et al., 2007), sendo que, especificamente no rugby, está entre as duas lesões mais frequentes e com maior grau de gravidade (Brooks, 2005), responsável por 38-45% de todas as lesões encontradas neste desporto (Hume1 e Gerrard, 1998).

A maioria das entorses do tornozelo compromete os ligamentos laterais do mesmo, e são causadas pelo mecanismo de inversão do tornozelo (Tiemstra, 2012). A disposição anatómica das estruturas ósseas, a origem e inserção dos músculos e ligamentos, as propriedades viscoelásticas desses mesmos ligamentos, a resposta estrutural dos tecidos e nervos conjuntivos, assim como a proprioceção e força, podem afetar a estabilidade da articulação e a suscetibilidade desta para a lesão (Hume1 e Gerrard, 1998).

A existência de história de anterior entorse do tornozelo é o maior fator de risco para nova entorse (Tiemstra, 2012), assim sendo, indivíduos que tenham sofrido uma lesão do tornozelo estão perante um maior risco de recidiva (Witchallsa et al., 2013), presente em 3-34% dos casos (Van Rijn et al., 2008).

Aletas com lesões ligamentares do tornozelo podem apresentar posteriormente sequelas como a laxidez ligamentar, traduzindo-se em instabilidade funcional do tornozelo, presente em 20 a 40% dos casos (Witchallsa et al., 2013 e Hammond, 2012), limitando assim a atividade física (Hubbard e Wikstrom, 2010).

A instabilidade crónica do tornozelo pode levar a alterações da proprioceção, do controlo neuromuscular e conseqüentemente da agilidade, da força, diminuição do controlo postural e dos padrões de movimento do tornozelo durante a marcha e corrida (Fong et al., 2009, Kovalski et al., 2014 e Noronha et al., 2007).

A agilidade é um fator essencial para a prática desportiva (Eom, 2014), sendo determinada pelas componentes de equilíbrio, coordenação motora, força muscular e velocidade (Raya, 2013). Esta tem sido definida como a capacidade de manter o controlo da posição corporal e de mudar de direção rapidamente sem perder o equilíbrio, o controlo do corpo, ou a velocidade (Raya, 2013). Os benefícios de uma

maior agilidade incluem um maior controlo do corpo durante os movimentos rápidos, maior coordenação intramuscular e diminuição do risco de lesão ou recaída (Raya, 2013).

Para diminuir os défices apresentados na agilidade pós entorse, muitas vezes recorre-se ao *Kinesio Taping* (KT) que tem sido fortemente introduzido no desporto e no domínio terapêutico (Miralles, 2014). Esta fita à prova de água foi projetada com o objetivo de igualar as características da pele humana em termos de peso e espessura por Kenzo Kase em 1973 (Miralles, 2014). Esta é uma fita elástica que é aplicada sobre um músculo, com vista a reduzir a dor e a inflamação, a relaxar os músculos fatigados ou, a otimizar a performance, e fornecer também suporte aos músculos recrutados em movimento (Hammond, 2012). O material é mais fino e mais elástico do que o tape convencional, produzindo assim uma contenção menos mecânica, evitando a restrição da mobilidade articular (Eom, 2014), com isso o KT fornece estabilidade e suporte para os músculos e articulações sem restringir a amplitude de movimento (Hammond, 2012).

Pretende-se então, através deste projeto, verificar se a aplicação de KT melhora o controlo motor nos jogadores de rugby, após entorse da tibiotársica com vista ao desenvolvimento de protocolos de reabilitação mais adequados a estes desportista, com o objetivo de prevenir recidivas e melhorar o seu desempenho durante a prática desportiva.

2. METODOLOGIA

2.1 Participantes

A amostra do estudo foi de conveniência, sendo constituída por 20 atletas com história de entorse da tibiotársica com idades compreendidas entre os 18 e os 26 anos.

Os participantes foram recrutados na equipa de rugby do *CDUP Rugby*, actualmente presente no Campeonato Nacional da Divisão de Honra.

Critérios de exclusão: lesão de entorse da tibiotársica grau III sujeita a cirurgia, lesão de entorse por mecanismo de eversão, outras lesões músculo-esqueléticas nos membros inferiores e coluna lombar, sintomatologia algica nas mesmas regiões e lesão de entorse superior a um ano.

2.2 Considerações éticas

O protocolo foi submetido à aprovação da comissão de ética da Universidade Fernando Pessoa. Os participantes do estudo foram devidamente esclarecidos sobre os procedimentos e objetivos da investigação bem como as suas implicações, tendo os mesmos de declarar formalmente que estão inteiramente informados sobre o estudo em questão e o desejo de participar no mesmo através da assinatura do consentimento informado.

Aos indivíduos foi explicado que poderiam abandonar o estudo, em qualquer momento, sem sofrerem qualquer tipo de represálias ou prejuízo pessoal, tendo sido garantida a total anonimidade dos dados obtidos de acordo com a declaração de Helsínquia.

2.3 Instrumentos

Foi utilizado um questionário para a recolha de dados antropométricos onde os atletas responderam a questões sobre os antecedentes de lesões contraídas e do estado funcional do tornozelo (Anexo 1).

Para avaliar a instabilidade articular do tornozelo, foi realizado o teste da gaveta anterior que foi graduado numa escala de 0 a 3, em que 0 indica sem laxidez e 3 grande laxidez (Flynn, Cleland e Whitman, 2008).

O controlo postural dos participantes foi avaliado através do *Y Balance Test*.

O *Y Balance Test* é um teste dinâmico que exige força, flexibilidade, coordenação e proprioceção, sendo utilizado para medir o desempenho físico e a capacidade de equilíbrio (Plisky et al., 2006). Este teste tem como objetivo manter o pé da entrose na bifurcação do “Y”, que se encontra marcada no chão com fita adesiva tape, para que a perna contralateral alcance a maior distância possível em cada uma das três direções (anterior, postero-medial e postero-lateral) (Plisky et al., 2009).

A agilidade dos participantes foi testada através do *Illinois Agility Test* (IAT).

O IAT trata-se de um teste de habilidade motora e é utilizado para verificar a agilidade em vários planos, baseado na velocidade a que o atleta é capaz de completar o percurso. Este consiste numa transferência de deitado para de pé, em sprints com mudanças de direção e corrida em diferentes ângulos, sem paragem (Raya et al., 2013 e Váczi et al., 2013).

O KT, de acordo com o descrito por Kase, Wallis e Kase (2003), foi aplicado nos músculos *gastrocnêmio, tibial anterior e peroniais longo e curto*, das respectivas origem para as inserções, com o propósito de facilitar a sua ação muscular.

2.4 Procedimentos

A partir do questionário foram recolhidos os dados antropométricos dos participantes da amostra, como a idade, o peso e a altura. O comprimento do membro em estudo foi determinado desde o grande trocanter até ao bordo inferior do maléolo externo (Kong e Heer, 2008). Como forma de determinar o membro dominante dos participantes, foi-lhes solicitado que chutassem uma bola por duas vezes (Petschnig, Baron e Albrecht, 1998).

Para o teste da gaveta anterior no tornozelo de entorse, cada atleta foi colocado numa marquês em decúbito dorsal. Foi estabilizada com uma mão a porção distal e anterior da tibia e com a outra foi realizado um movimento anterior do calcâneo. O teste de integridade articular foi executado em ambos os pés de modo a servir de termo de comparação (Cipriano, 2005 e Tiemstra, 2012).

Seguidamente, os atletas realizaram o *Y Balance Test*. Foi marcado no chão um “Y” com fita tape, com duas linhas posteriores separadas uma da outra por um ângulo de 90°, enquanto as mesmas se distanciaram da linha anterior com um ângulo de 135°. Após a marcação das linhas, os participantes receberam instruções verbais e demonstrações visuais sobre o teste a realizar, tendo tido a oportunidade de efetuar seis ensaios em cada uma das três direções (Filipa et al, 2010). A ordem da direção dos alcances foi selecionada aleatoriamente antes de iniciar o teste, e todos os objetos que se encontravam no chão, assim como pessoas que não estavam envolvidas no estudo, foram retirados da área de teste para tentar reduzir influências visuais e auditivas (Bressel et al., 2007). O atleta então colocou o pé da entorse no centro da interseção das três bandas e com o membro livre tentou alcançar a maior distância possível. Estas linhas são nomeadas de acordo com a direção do movimento em relação ao membro inferior que se encontra fixo: Anterior (A), Postero-medial (PM) e Postero-lateral (PL) (Plisky et al., 2006 e Plisky et al., 2009). De seguida, o atleta efetuou três alcances máximos para cada direção, tendo sido dado um tempo de repouso de 30 segundos entre cada tentativa de alcance (Bressel et al., 2007). As distâncias de alcance máximo foram medidas utilizando uma fita métrica, colocada na extremidade mais distal do hálux do pé de alcance, tendo sido considerada a média dos três alcances em cada direção (Plisky

et al., 2009). Esta foi posteriormente dividida pelo comprimento do membro inferior e multiplicada por 100, impedindo assim que o comprimento do membro influencie os resultados e obtendo os mesmos em forma de percentagem. O teste é anulado e, portanto, repetido quando o sujeito não foi capaz de manter a postura unipodal; o calcanhar do pé de apoio não se encontrava em contacto com o solo; o peso foi deslocado para o pé de alcance em qualquer das três direções; ou quando o pé de alcance não regressava à posição inicial antes de atingir uma outra direção (Filipa et al., 2010).

De seguida, cada atleta realizou o IAT. O percurso foi marcado com quatro cones (um em cada aresta) formando um retângulo de 10 metros de comprimento por 5 metros de largura com quatro cones centrais adicionais espaçados por 3,3 metros entre eles, dispostos numa linha reta. Após a apresentação do IAT e feitas as divulgações necessárias sobre o mesmo, os atletas puderam efetuar três a quatro ensaios, num ritmo lento, com vista a familiarizarem-se melhor com o percurso em questão. Seguidamente realizaram, durante 5 a 6 minutos, exercícios de corrida moderada para o aquecimento e alongamentos dinâmicos de modo a preparar as estruturas musculares para a atividade. Na realização do teste propriamente dito, o participante colocou-se deitado em decúbito ventral, atrás da linha de partida, com os braços ao longo do tronco e a cabeça rodada para o lado ou em frente, e mediante o comando verbal “Go” foi iniciada a contagem do tempo com o cronómetro, tendo o atleta iniciado o percurso, levantando-se o mais rapidamente possível. Cada participante teve de realizar um sprint em frente até à linha de fundo, realizando uma viragem de 180° dirigindo-se para o centro da linha de partida, onde inicia o slalom contornando os quatro cones centrais, regressando novamente em slalom até à linha de partida onde realiza novo sprint até à linha de fundo até que regressa por fim, após uma rotação de 180°, à linha de chegada onde finaliza a prova. A linha de partida/chegada assim como a linha de fundo tinham obrigatoriamente que ser tocadas ou ultrapassadas sempre que o participante chegasse até elas, e os cones não podiam ser tocados nem derrubados. O tempo de cada teste foi registado em segundos. Cada participante realizou o teste por duas vezes, com um intervalo de descanso de 60 segundos entre teste. No final foi válida a prova que efetuada com menor tempo (Raya et al., 2013 e Váczi et al., 2013).

Após a realização do IAT procedeu-se à aplicação do KT para suporte muscular do músculo *gastrocnémio*, *tibial anterior* e *peroniais longo e curto* do membro com entorse, de acordo com o descrito por Kase, Wallis e Kase (2003). A aplicação foi

realizada pela autora do estudo com formação em KT. Antes de qualquer aplicação, a pele foi limpa com álcool e removidos os pêlos em excesso com uma lâmina de barbear de modo a garantir a melhor aderência possível das bandas. Na aplicação do KT no músculo gastrocnêmio, a base da banda foi colocada na região do calcanhar e tendão de Aquiles sem qualquer tensão, tendo-se posteriormente bifurcado e colocado em tensão através da dorsiflexão da tibiotársica, com vista a aumentar a tensão dos tecidos, com a metade medial a contornar a face medial do gastrocnêmio e a outra metade a contornar a face externa do músculo, ambas até aos cêndilos femorais. A aplicação da técnica de suporte do músculo tibial anterior foi feita da superfície plantar da base do primeiro metatarso até à face externa e mais proximal da tibia, simultaneamente com flexão plantar e eversão da tibiotársica. Por último, procedeu-se à aplicação do suporte do músculo peronial longo e curto, que se iniciou na superfície plantar da base do primeiro metatarso, passando por trás do maléolo externo, até à face externa do perónio, pedindo-se ao atleta para manter a tibiotársica em inversão (Kase, Wallis e Kase, 2003).

Por fim, e já com a aplicação do KT na extremidade que sofreu entorse, os atletas tiveram um período de descanso de 20 minutos, importante para o esquecimento da anterior aprendizagem motora, que serviu também para uma ótima adesão do KT à sua pele (Kase, Wallis e Kase, 2003). Seguidamente, todos os participantes repetiram o *Y Balance Test* e o IAT, de acordo com os procedimentos anteriormente descritos.

2.5 Tratamento de dados

Para a análise estatística dos dados obtidos utilizou-se o software de análise estatística SPSS (*Statistical Package for Social Science*) versão 21.0.

A amostra e as variáveis do estudo foram caracterizadas com uma análise descritiva, cujos valores foram representados sob a forma de média \pm desvio padrão para a idade, peso, altura e as variáveis sob estudo, distâncias no YBT e tempo no IAT.

Por se tratar de uma amostra inferior a trinta atletas, a normalidade da amostra foi verificada através do teste de *Shapiro-Wilk* e a homogeneidade das variáveis pelo teste de *Levene*. Após a confirmação das mesmas, realizou-se um *teste-t* para amostras emparelhadas com o intuito de visualizar se havia diferenças estatisticamente significativas entre as médias das variáveis dos atletas em estudo. Seguidamente, efetuou-se uma *Anova*, com o objetivo de verificar se existia relação entre o grau de instabilidade da tibiotársica e as variáveis em estudo.

3. RESULTADOS

As características individuais dos atletas em estudo são muito semelhantes, sendo a média de idade de $20,25 \pm 2,51$, do peso corporal de $89,20 \pm 10,68$ e da altura $1,82 \pm 0,06$, assegurando deste modo a homogeneidade da amostra.

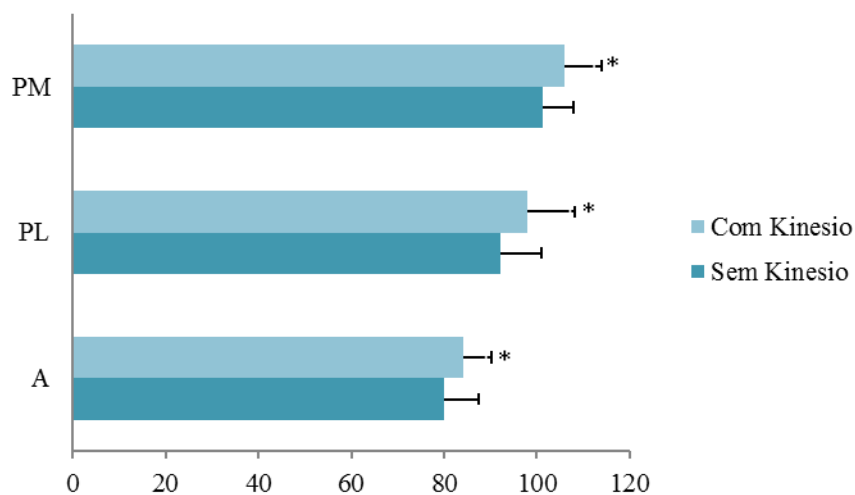
A tabela 1 demonstra a frequência do grau da instabilidade articular da túbio-társica do membro em estudo dos participantes da amostra.

Tabela 1 – Frequência do grau de instabilidade dos atletas

Grau	Frequência	Porcentagem
1	8	40%
2	7	35%
3	5	25%
Total	20	100%

O gráfico 1 ilustra a caracterização da amostra segundo as distâncias atingidas, em percentagens, no *Y Balance Test* com e sem KT.

Gráfico 1 – Médias da amostra relativamente às distâncias do YBT



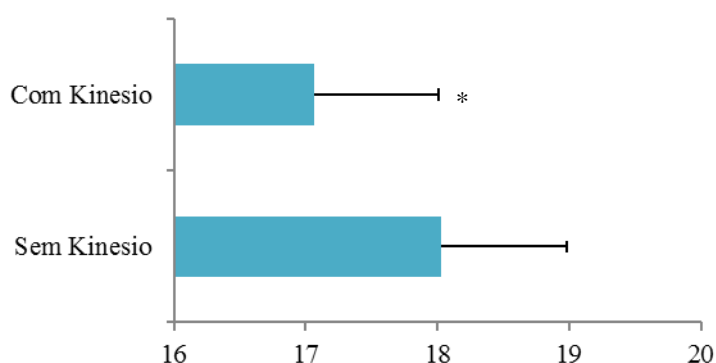
Valores expressos sob a forma de média \pm desvio padrão para as variáveis em estudo. *Valores de p estatisticamente significativos para $p < 0,05$

Podemos visualizar valores ligeiramente superiores nas distâncias com a aplicação de KT, havendo diferenças estatisticamente significativas entre as médias das variáveis, com valores de $p = 0,000$. As diferenças entre as distâncias com e sem KT foram de

3,98% na Anterior, 4,47% na Posteromedial e 5,76% na Posterolateral. Verificou-se que os atletas obtiveram maiores resultados na distância Posteromedial cuja média com KT foi de $105,90 \pm 6,36$ e sem KT foi de $101,44 \pm 8,00$. Na distância Anterior foi, claramente, onde se registaram menores valores cuja média com KT foi de $84,14 \pm 7,30$ e sem KT foi de $80,15 \pm 5,98$.

O gráfico 2 ilustra a caracterização da amostra segundo o tempo atingido, em segundos, no IAT com e sem KT.

Gráfico 2 – Médias da amostra relativamente ao tempo do IAT



Valores expressos sob a forma de média \pm desvio padrão para as variáveis em estudo. *Valores de p estatisticamente significativos para $p < 0,05$

Verificámos que há, de facto, diferenças estatisticamente significativas entre as médias das variáveis com um valor de $p=0,000$, entre o tempo de execução do teste com e sem KT, cuja diferença foi de 0,97 segundos. Os atletas obtiveram melhores resultados ao executar o IAT com KT cuja média foi de $17,06s \pm 0,95$, enquanto a média de sem KT foi de $18,03s \pm 0,96$, resultando numa diferença de 0,97 segundos.

Com a realização da Anova, verificamos que não existem diferenças estatisticamente significativas entre os resultados obtidos no *Y Balance Test* e no IAT com e sem KT, quando comparados com os graus de instabilidade da tibiotársica, sendo os valores de p superiores a 0,05 (Anexo 2). Consequentemente, não há correlação entre o grau de instabilidade e as distâncias atingidas no *Y Balance Test* e o tempo conseguido no IAT.

4. DISCUSSÃO

Neste estudo foram realizados dois testes, o *Y Balance Test* e o IAT, com e sem a aplicação de KT, visando a compreensão do efeito deste último no controlo motor em jogadores de rugby após terem sofrido entorse da tibiotársica. No *Y Balance Test*, através dos resultados obtidos, visualiza-se que houve um aumento estatisticamente significativo das distâncias atingidas pelos atletas com a aplicação do KT, e também no IAT, verificou-se que o tempo de execução da prova foi menor quando efetuada com o KT. Comparando o grau de instabilidade da tibiotársica com todos os resultados obtidos, verificamos que não existe relação entre os três graus de instabilidade e as distâncias registadas no *Y Balance Test* e o tempo alcançado no IAT, com e sem a aplicação de KT, pelo que o efeito do KT foi independente do grau de instabilidade dos atletas.

A agilidade é definida como a capacidade de manter o controlo da posição corporal e de mudar de direção rapidamente sem perder o equilíbrio, o controlo do corpo, ou a velocidade (Raya, 2013), sendo que para tal é fundamental a boa relação entre os mecanorreceptores articulares e musculares que promovem a sensação de movimento, posição articular, aceleração, e dor dentro dos ligamentos, cartilagem e estruturas musculares das articulações (Lephart, Pincivero e Giraldo, 1997).

No mecanismo de entorse do tornozelo dá-se um movimento extremo e abrupto da articulação em causa, provocando um forte estiramento das fibras dos ligamentos que, por esse mesmo motivo, sofrem lesão em conjunto com a cápsula articular, musculatura envolvente e todo o sistema nervoso periférico relacionado (Zampieri e Almeida, 2003). Após entorse do tornozelo existem défices proprioceptivos, resultantes de danos nos mecanorreceptores presentes nesses mesmos ligamentos, músculos e superfície cutânea, que foram lesados (Dermitt et al, 2002 e Willems et al., 2002). A resposta neural que é fornecida pelos mecanorreceptores periféricos e pelos recetores visuais e vestibulares, é integrada pelo sistema nervoso central, através das vias corticais e reflexas, dando informação sobre a posição do corpo e equilíbrio, com vista a gerar uma resposta motora (Lephart, Pincivero e Giraldo, 1997). Afirma-se, portanto, que existe conseqüentemente alteração a nível do controlo motor, uma vez que as informações proprioceptivas desempenham um papel fundamental neste processo (Riemann e Lephart, 2002).

A proprioção é fundamental no controlo sensoriomotor sobre a estabilidade articular, sendo este um processo plástico que sofre constantes reajustes, baseado na integração e análise de estímulos sensoriais, comandos motores eferentes e movimentos resultantes (Riemann e Lephart, 2002). Considera-se que, em circunstâncias que exigem maior controlo motor, os recetores articulares podem desempenhar um papel essencial no desenvolvimento da adaptação motora, com vista a compensar a perda da estabilidade mecânica articular (Riemann e Lephart, 2002), razão pela qual a alteração desses recetores contribui para a instabilidade da articulação lesada (Dermitt et al., 2002).

Após entorse, a instabilidade do tornozelo associa-se a um aumento do tempo de reação dos músculos peroniais, em resposta a uma súbita inversão provocada por uma força externa (Lephart, Pincivero e Giraldo, 1997). Desta forma, os músculos eversores têm um papel importante na prevenção de lesões ligamentares, pelo que a força dos músculos peronial longo e curto é fundamental no suporte dos ligamentos laterais após entorse do tornozelo (Willems et al., 2002). Assim é fundamental o trabalho proprioceptivo e o reforço muscular, sobretudo dos eversores da tibiotársica, na reabilitação das entorses do tornozelo (Willems et al., 2002).

A utilização do KT tem sido sugerida como uma técnica importante para melhorar a proprioção em entorses laterais do tornozelo (Yasukawa, Patel e Sisung, 2006 e Yoshida e Kahanov, 2007).

Os mecanorreceptores musculares e articulares do tornozelo podem rapidamente acomodar-se e não fornecer feedback útil durante movimentos repetidos, pelo que se acredita que o contacto das fitas de KT com os músculos do tornozelo pode aumentar esse feedback, melhorando assim a proprioção (Halseth et al., 2004).

O aumento das distâncias atingidas pelos atletas na realização do *Y Balance Test*, assim como a melhoria do tempo de execução do IAT com a aplicação do KT, pode ser explicado pelo aumento do estímulo proprioceptivo, que levou a um maior recrutamento de unidades motoras durante as atividades propostas (Thelen, Dauber e Stoneman, 2008).

O KT não só fornece suporte mecânico como aumenta a estabilidade funcional do tornozelo, melhorando assim a proprioção e a função muscular durante o exercício, devido às suas propriedades elásticas (Briem et al., 2011 e Huang, 2010). Após a aplicação do KT dá-se, nessa área, um aumento da circulação sanguínea, sendo que esta alteração fisiológica pode afetar as funções musculares e miofasciais. Teoricamente, os

componentes elásticos da banda podem então aumentar o fluxo sanguíneo e linfático, uma vez que promovem uma elevação cutânea que cria um maior espaço entre a pele e o músculo, aumentando o espaço intersticial na zona da aplicação da mesma. A aplicação de KT pode gerar pressão ou estiramento na pele, pelo que esta carga externa estimulará os mecanorreceptores cutâneos, provocando alterações fisiológicas nesta área, sendo que pode desta forma melhorar a excitabilidade muscular em determinados músculos (Yoshida e Kahanov, 2007).

Alguns autores defendem que o KT ajuda também no alívio da dor, pois a tensão da banda de KT que é aplicada pode interferir com a transmissão de estímulos mecânicos e dolorosos, uma vez que fornecem estímulos aferentes que inibem os mecanismos de dor (teoria do *gate-control*), reduzindo desta forma os níveis de dor sentida pelo paciente e melhorando consequentemente a sua performance (Castro-Sánchez et al., 2012 e González-Iglesias et al., 2009).

Também o efeito placebo deve ser considerado nestes caso, pela simples aplicação do KT na pele dos participantes (Thelen, Dauber e Stoneman, 2008).

5. CONCLUSÃO

Confirmou-se que a aplicação do KT influenciou a resposta motora de jogadores de rugby após entorse da tibiotársica, não existindo diferenças nos testes entre os vários graus de instabilidade da tibiotársica.

São necessárias informações mais aprofundadas e concretas relativamente aos efeitos do KT, uma vez que estes ainda não estão totalmente explicados e/ou comprovados, nomeadamente através da realização de estudos randomizados controlados em diferentes populações.

6. BIBLIOGRAFIA

Bressel, E. et al. (2007). Comparison of Static and Dynamic Balance in Female Collegiate Soccer, Basketball, and Gymnastics Athletes. *Journal of Athletic Training*. 42 (1), 42–46.

Briem, K. et al. (2011). Effects of Kinesio Tape Compared With Nonelastic Sports Tape and the Untaped Ankle During a Sudden Inversion Perturbation in Male Athletes. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 41 (5).

Brooks, J. H. M. (2005). Epidemiology of injuries in English professional rugby union: part 2 training Injuries. *Journal of Sports Medicine*. 39, 767–775.

Castro-Sánchez, A. M. et al. (2012). Kinesio Taping reduces disability and pain slightly in chronic non-specific low back pain: a randomised trial. *Journal of Physiotherapy*. 58.

Cipriano, J. (2005). *Manual Fotográfico de Testes Ortopédicos e Neurológicos*. 4^a ed. São Paulo: Manole Ltda, p. 414.

Dermitt, K. et al. (2002). Chronic Ankle Instability Does Not Affect Lower Extremity Functional Performance. *Journal of Athletic Training*. 37 (4), 507–511.

Eom, S. Y. (2014). The effect of ankle Kinesio taping on range of motion and agility during exercise in university students. *Physical Therapy Rehabilitation Science*.

Filipa, A. et al. (2010). Neuromuscular Training Improves Performance on the Star Excursion Balance Test in Young Female Athletes. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 40 (9).

Flynn, T., Cleland, J. e Whitman, J. (2008). *Users' guide to the musculoskeletal examination: fundamentals for the evidence-based clinician*. United States: Evidence in Motion.

Fong, D. T. P., et al. (2009). Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy and Technology*. 1 (14).

Fong, D. T., et al. (2007). A Systematic Review on Ankle Injury and Ankle Sprain in Sports. *Sports Medicine*. 37 (1), 73-94.

Gabbett, T. J. (2002). Physiological characteristics of junior and senior rugby league players. *Sports Medicine*. 36, 334–339.

González-Iglesias, J. et al. (2009). Short-Term Effects of Cervical Kinesio Taping on Pain and Cervical Range of Motion in Patients With Acute Whiplash Injury: A Randomized Clinical Trial. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39 (7), 515.

Halseth, T. et al. (2004). THE EFFECTS OF KINESIOTM TAPING ON PROPRIOCEPTION AT THE ANKLE. *Journal of Sports Science and Medicine*. 3, 1-7.

Hammond, K. (2012). Kinesio Tape's Effect on Muscle Strength of a Chronically Injured Ankle Sprain.

Huang, C. (2010). Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. 10-70.

Hubbard, T. J. e Wikstrom, E. A. (2010). Ankle sprain: pathophysiology, predisposing factors, and management strategies. *Journal of Sports Medicine*. 1, 115–122.

Hume1, P. A. e Gerrard, D. F. (1998). Effectiveness of External Ankle Support. Bracing and Taping in Rugby Union. *Journal of Sports Medicine*. 25 (5), 285-312.

Kase, K., Wallis, J. e Kase, T. (2003). *Clinical therapeutic applications of the Kinesio Taping method*. 2^a ed. Tokyo, Ken Ikai Co. Ltd.

Kong, P. W. e Heer, H. D. (2008). Anthropometric, gait and strength characteristics of Kenyan distance runners. *Journal of Sports Science and Medicine*. 7, 499-504.

Kovaleski, J. E. et al. (2014). Joint Stability Characteristics of the Ankle Complex in Female Athletes With Histories of Lateral Ankle Sprain, Part II: Clinical Experience Using Arthrometric Measurement. *Journal of Athletic Training*. 49 (2), 198–203.

Lephart, S., Pincivero, D. e Giraldo, J. (1997). The Role of Proprioception in the Management and Rehabilitation of Athletic Injuries. *The American Journal of Sports Medicine*. 25 (1), 130-137.

Miralles, I. (2014). Has Kinesio Tape Effects on Ankle Proprioception? A Randomized Clinical Trial. *Clinical Kinesiology*. 68 (2).

Noronha, M. de et al. (2007). Loss of proprioception or motor control is not related to functional ankle instability: an observational study. *Australian Journal of Physiotherapy*. 53.

Petschnig, R., Baron, R. e Albrecht, M. (1998). The Relationship Between Isokinetic Quadriceps Strength Test and Hop Tests for Distance and One-Legged Vertical Jump Test Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 28 (1), 23-31.

Plisky, P. J., et al. (2006). Star Excursion Balance Test as a Predictor of Lower Extremity Injury in High School Basketball Players. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*.

Plisky, P. J. et al. (2009). The reliability of an instrumented device for measuring components of the Star Excursion Balance Test. *North American Journal of Sports Physical Therapy*. 4 (2).

Raya, M., et al. (2013). Comparison of three agility tests with male servicemembers: Edgren Side Step Test, T-Test, and Illinois Agility Test. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 50 (7), 951-960.

Riemann, B. e Lephart, S. (2002). The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*. 37 (1), 80-84.

Thelen, M. D., Dauber, J. A. e Stoneman, P. D. (2008). The Clinical Efficacy of Kinesio Tape for Shoulder Pain: A Randomized, Double Blinded, Clinical Trial. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 38 (7).

Tiemstra, J. (2012). Update on Acute Ankle Sprains. *American Academy of Family Physicians*. 85(12), 1170-1176.

Váczi, M., et al. (2013). Short-Term High Intensity Plyometric Training Program Improves Strength, Power and Agility in Male Soccer Players. *Journal of Human Kinetics*. 36, 17-26.

Van Rijn, R. M., et al. (2008) What Is the Clinical Course of Acute Ankle Sprains? A Systematic Literature Review. *The American Journal of Medicine*. 121 (4).

Willems, T. et al. (2002). Proprioception and Muscle Strength in Subjects With a History of Ankle Sprains and Chronic Instability. *Journal of Athletic*. 37 (4), 487-493.

Witchallsa, J. B., et al. (2013). Functional performance deficits associated with ligamentous instability at the ankle. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 89-93.

Yasukawa, A., Patel, P., e Sisung, C. (2006). Pilot study: Investigating the effects of Kinesio Taping in an acute pediatric rehabilitation setting. *American Journal of Occupational Therapy*. 60 (1), 104-110.

Yoshida, A. e Kahanov, L. (2007). Research in Sports Medicine: An International Journal The Effect of Kinesio Taping on Lower Trunk Range of Motions. *Sports Medicine*. 15, 103-112.

Zampieri, C. e Almeida, G. L. (2003). Instabilidade Funcional do Tornozelo: Controle Motor e Aplicação Fisioterapêutica. *Associação Brasileira de Fisioterapia*. 7 (2), 101-114.

ANEXOS

ANEXO I: QUESTIONÁRIO

Projeto Final: “Efeitos da aplicação de kinesio taping no controle motor de jogadores de rugby após entorse da tibiotársica”

Dados:

Idade	Altura	Posição
Escalão	Peso	Dominância

Já sofreu entorse da tibiotársica? Sim <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/>			
Se sim,			
Na última semana.	Há um mês.	Há 6 meses.	Há mais de 1 ano.
Quantas e em que lado?_____	Quantas e em que lado?_____	Quantas e em que lado?_____	Quantas e em que lado?_____
Tem dor no tornozelo? Sim <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/>			
Se sim,			
Na última semana.	Há um mês.	Há 6 meses.	Há mais de 1 ano.
Em que lado?_____	Em que lado?_____	Em que lado?_____	Em que lado?_____
Sente o tornozelo instável (a ceder)? Sim <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/>			
Foi tratado alguma vez? Sim <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/>			
Se sim,			
Na última semana.	Há um mês.	Há 6 meses.	Há mais de 1 ano.
Em que lado?_____	Em que lado?_____	Em que lado?_____	Em que lado?_____

Já alguma vez contraiu alguma lesão nos membros inferiores para além de entorse? Sim Não

Se sim,

Na última semana.	Há um mês.	Há 6 meses.	Há mais de 1 ano.
Qual(ais) e em que lado?_____	Qual(ais) e em que lado?_____	Qual(ais) e em que lado?_____	Qual(ais) e em que lado?_____

Tem dor em alguma área dos membros inferiores e/ou coluna lombar? Sim Não

Se sim,

Na última semana.	Há um mês.	Há 6 meses.	Há mais de 1 ano.
Em que local e membro?_____	Em que local e membro?_____	Em que local e membro?_____	Em que local e membro?_____

ANEXO II: ANOVA

Variável dependente	(I) Grau de instabilidade	(J) Grau de instabilidade	Diferença média (I-J)	Modelo padrão	p
YBT (A)	Grau 1	Grau 2	-4,90179	2,95406	,249
		Grau 3	-5,42350	3,25394	,246
	Grau 2	Grau 1	4,90179	2,95406	,249
		Grau 3	-,52171	3,34214	,987
	Grau 3	Grau 1	5,42350	3,25394	,246
		Grau 2	,52171	3,34214	,987
YBT (A) Kinesio	Grau 1	Grau 2	-7,53554	3,49943	,109
		Grau 3	-5,96125	3,85467	,295
	Grau 2	Grau 1	7,53554	3,49943	,109
		Grau 3	1,57429	3,95915	,917
	Grau 3	Grau 1	5,96125	3,85467	,295
		Grau 2	-1,57429	3,95915	,917
YBT (PL)	Grau 1	Grau 2	-2,96696	4,84837	,816
		Grau 3	9,16675	5,34054	,228
	Grau 2	Grau 1	2,96696	4,84837	,816
		Grau 3	12,13371	5,48530	,098
	Grau 3	Grau 1	-9,16675	5,34054	,228
		Grau 2	-12,13371	5,48530	,098
YBT (PL) Kinesio	Grau 1	Grau 2	-1,61982	4,71931	,937
		Grau 3	3,28675	5,19838	,805
	Grau 2	Grau 1	1,61982	4,71931	,937
		Grau 3	4,90657	5,33929	,636
	Grau 3	Grau 1	-3,28675	5,19838	,805
		Grau 2	-4,90657	5,33929	,636
YBT (PM)	Grau 1	Grau 2	-5,78875	4,05820	,350
		Grau 3	,88125	4,47017	,979
	Grau 2	Grau 1	5,78875	4,05820	,350
		Grau 3	6,67000	4,59133	,338
	Grau 3	Grau 1	-,88125	4,47017	,979
		Grau 2	-6,67000	4,59133	,338
YBT (PM) Kinesio	Grau 1	Grau 2	-6,52875	3,09373	,117
		Grau 3	-2,54275	3,40779	,740
	Grau 2	Grau 1	6,52875	3,09373	,117
		Grau 3	3,98600	3,50016	,504
	Grau 3	Grau 1	2,54275	3,40779	,740
		Grau 2	-3,98600	3,50016	,504
IAT	Grau 1	Grau 2	-,50536	,48964	,567
		Grau 3	,33750	,53934	,808
	Grau 2	Grau 1	,50536	,48964	,567
		Grau 3	,84286	,55396	,306
	Grau 3	Grau 1	-,33750	,53934	,808
		Grau 2	-,84286	,55396	,306
IAT Kinesio	Grau 1	Grau 2	-,17500	,51577	,939
		Grau 3	,10500	,56812	,981
	Grau 2	Grau 1	,17500	,51577	,939
		Grau 3	,28000	,58352	,882
	Grau 3	Grau 1	-,10500	,56812	,981
		Grau 2	-,28000	,58352	,882