



UNIVERSIDADE FERNANDO PESSOA

FCS/ESS

LICENCIATURA EM FISIOTERAPIA

Ano Letivo 2014-2015

PROJECTO E ESTÁGIO PROFISSIONALIZANTE II

**Avaliação dos Efeitos da Tensão de Aplicação do Kinesio
Taping na Atividade Mioelétrica do Bicípite**

Miguel Silva

Estudante de Fisioterapia

Escola Superior de Saúde - UFP

25656@ufp.edu.pt

Orientador: Sandra Rodrigues

Escola Superior de Saúde – UFP

sandrar@ufp.edu.pt

Co-orientador: Adérito Seixas

Escola Superior de Saúde – UFP

aderito@ufp.edu.pt

Porto, 26 de Junho de 2015

Resumo

Objetivo: O objetivo deste estudo foi determinar a influência de diferentes tensões de aplicação do Kinesio Taping (KT) no padrão de ativação mioelétrica do músculo bicípíte braquial. **Metodologia:** A amostra foi constituída por 22 participantes (11 mulheres e 11 homens), com idades compreendidas entre os 18 e os 32 ($23,00 \pm 2,93$) anos. Todos os participantes foram avaliados em 3 condições distintas de aplicação do KT (0%, 25% e 50% de tensão) e a actividade electromiográfica foi avaliada durante o repouso inicial e as três repetições de contração máxima voluntária do músculo bicípíte. **Resultados:** Não se verificaram diferenças significativas na actividade mioelétrica entre as diferentes tensões aplicadas no KT. **Conclusão:** A aplicação de diferentes tensões no KT não parece influenciar a actividade muscular, para uma mesma tarefa de força máxima do bicípíte, em indivíduos saudáveis. **Palavras-chave:** Kinesio tape, eletromiografia, actividade muscular, bicípíte braquial.

Abstract

Objective: The aim of this study was to assess the influence of Kinesio taping (KT) application, with different tensions, on the myoelectric activation of biceps brachial. **Methodology:** 22 subjects participated in the study (11 female and 11 male), aged between 18 and 32 years (23.00 ± 2.93). All participants were evaluated under three different conditions of KT application (0%, 25% and 50% tension) and the electromyographic activity was evaluated during the initial rest and during the three repetitions of biceps maximum voluntary contraction. **Results:** There were no statistical significant differences in the myoelectric activity of biceps between different KT tensions applied. **Conclusion:** The application of different tensions on KT does not appear to influence the myoelectric activity of biceps during maximum voluntary contractions, for healthy individuals. **Key words:** Kinesio tape, electromyography, muscle activity, biceps brachial.

Introdução

O Kinesio Taping (KT), também conhecido como banda neuromuscular, foi criado originalmente em 1973 por Kenzo Kase no Japão, tendo-se tornado mais popular após a divulgação nos jogos olímpicos de 2008 (Williams, Whatman, Hume e Sheerin, 2012). Este é constituído por um polímero elástico envolvido em fibras de algodão, ativada pelo calor do corpo e com capacidade adesiva acrílica. Estas características permitem a secagem rápida com maior tempo de utilização e maior elasticidade do que outras bandas (capacidade de alongamento longitudinal de 40 a 60% do seu comprimento de repouso) (Kase, Wallis e Kase, 2013). De acordo com seu criador, o KT proporciona estímulos cutâneos que modulam o movimento, facilitam a função muscular, corrigem o posicionamento articular, reduzem a dor e auxiliam na redução do edema (Kase, Wallis e Kase, 2013). Tem sido descrito como um método cinestésico utilizado na prática clínica para o tratamento de lesões desportivas e uma variedade de distúrbios físicos, com o objetivo de mimetizar a espessura e flexibilidade da pele (Morris, Jones, Ryan e Ryan, 2013). É uma técnica que através da aplicação sobre a pele proporciona estímulos constantes ao corpo, estimulando diferentes sistemas internos (muscular, articular, arterial e nervoso), por meio dos mecanorreceptores. O objetivo primário do método é promover estabilidade e proteção aos tecidos moles, sem limitar a sua função, sendo que a sua utilização pode objetivar tanto a prevenção, como a estabilização de uma articulação lesionada, ou também a facilitação do funcionamento de uma articulação (Kase, Wallis e Kase, 2013). De acordo com Callaghan, Selfe, Bagley e Oldham (2002), Kneeshaw (2002), e Halseth et al. (2004), o KT através da estimulação dos mecanorreceptores é capaz de influenciar a propriocepção e de aumentar os *inputs* somatossensoriais. A aplicação do KT provoca micro-circunvoluções e dobras na pele, que promovem um afastamento desta em relação ao tecido adjacente, favorecendo a diminuição da pressão dos tecidos moles e fornecendo espaço para o movimento linfático (Morris, Jones, Ryan e Ryan, 2013). Segundo Kase, Wallis e Kase (2013), estas micro-circunvoluções irão reduzir a pressão nos mecanorreceptores que estão localizados abaixo da derme, diminuindo desse forma os estímulos nociceptivos. Além disso, tem sido proposto que as micro-circunvoluções alteram o recrutamento dos músculos por meio de mecanismos neuromusculares inibitórios e excitatórios. O mecanismo é excitatório ou inibitório consoante a direção de aplicação da banda e essa mesma direção dependerá do propósito do tratamento. Como regra básica coloca-se de distal para proximal ou da inserção para a origem muscular, com 15-25% de tensão, para inibir a função muscular em situações agudas, causado por sobreuso ou

estiramento muscular. No caso de músculos cronicamente enfraquecidos, ou quando se deseja aumento da contração/ativação muscular, a banda deverá ser dirigida de proximal para distal ou da origem para inserção com 15-35% de tensão (Kase, Wallis e Kase, 2013).

Relativamente aos requisitos básicos de utilização do KT, as formas de aplicação variam, havendo o corte da banda em “Y”, “I”, “X”, e o “*Fan cut*”, o que dependerá do tamanho do músculo comprometido e do tratamento desejado. Essas formas de aplicação são usadas para fraqueza muscular (efeito facilitatório ou inibitório), dor e edema, correção biomecânica, drenagem linfática e edema (*Fan cut*) (Kase, Wallis e Kase, 2013). A tração da KT, graduada por percentagem, é descrita como um dos fatores primordiais para o sucesso da aplicação, constituindo como opções: nenhuma tensão 0%, muito suave (0 – 10%), retirada do papel protetor (10-15%), leve (15 – 25%) moderada (25-35%), severa (50-75%) e tensão total (75-100%) (Kase, Wallis e Kase, 2013).

Relativamente à função muscular vários estudos (Slupik, Dwornik, Bialoszewski, e Zych, 2007; Hsu, et al., 2009 e Lin, Hung e Yang, 2011) demonstraram um aumento na atividade eletromiográfica (EMG) após o uso de KT. Contrariamente, Batista et al. (2013) demonstraram que após o uso do KT, não foram observadas diferenças significativas na atividade EMG e o tópico permanece controverso.

A eletromiografia (EMG) estuda a função muscular através da análise do potencial elétrico que tem origem no próprio músculo. Atualmente a EMG tem um papel importante na área biomédica e clínica (Norali e Som, 2009). A EMG de superfície (EMGs) é uma técnica não invasiva que mede a atividade muscular onde os eléctrodos de superfície são colocados na pele sobre o músculo ou grupo de músculos (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug e Rau, 2000). A EMG é um dos poucos métodos que proporcionam uma janela sobre a atividade muscular e, conseqüentemente, a produção de força muscular durante os movimentos funcionais (Staudenmann, Roeleveld, Stegeman e Van Dieën, 2010). A EMGs não é uma medida de força muscular, nem da quantidade de esforço produzido ou do comprimento do músculo de repouso, sendo simplesmente uma medida da atividade elétrica emitida pelo músculo (Criswell, 2010). A fonte do sinal de EMG é o potencial de ação da unidade motora. Os potenciais de ação são libertados por cada uma das unidades motoras ativadas durante uma determinada contração. Em todo o padrão de recrutamento, as populações de unidades motoras são ativadas num padrão assíncrono e este padrão assíncrono de ativação fornece a possibilidade de um movimento suave. Ele é a soma da atividade que constitui o volume do

sinal conduzido, que é captado com os elétrodos e amplificado pelo eletromiógrafo (Criswell, 2010). O eletromiograma é a representação do potencial elétrico em forma de sinal variável no tempo (Norali e Som, 2009), sendo um método seguro, fácil e não-invasivo que permite a quantificação objetiva da energia do músculo não sendo necessário penetrar na pele (Criswell, 2010).

Embora alguns estudos abordem questões relacionadas com a aplicação do KT, há aspetos pouco explorados na literatura, nomeadamente a implicação de níveis de tensão do KT na atividade mioelétrica. Neste sentido, constitui objetivo do presente trabalho determinar a influência de diferentes tensões de aplicação do KT no padrão de ativação mioelétrica do músculo bicípito braquial.

Metodologia

O presente estudo é de carácter experimental, do tipo single system design em que cada participante serve de controlo de si próprio, e teve como propósito verificar o efeito do KT, aplicado com diferentes tensões, na atividade mioelétrica do bicípito.

Amostra

A amostra de conveniência foi constituída por 22 participantes de ambos os sexos, 11 do sexo feminino (média de idades de $22,91 \pm 2,773$) e 11 do sexo masculino (média de idades de $23,09 \pm 3,208$), com idades compreendidas entre os 18 e os 32 anos ($23,00 \pm 2,928$), destrímanos, saudáveis e cujas características antropométricas e demográficas podem ser observadas na tabela 1.

Tabela 1. Descrição do valor da média e desvio padrão relativamente aos dados antropométricos e demográficos da amostra

Dados antropométricos e demográficos da amostra (N=22)	Média ± Desvio Padrão
Idade	22,91±2,653
IMC	22,36±2,402
Soma 6 pregas (mm)	91,61±34,539
% Gordura total	15,53±6,835
Prega bicipital (mm)	7,68±3,908
% Gordura total (Tanita®)	15,66±7,309
% Gordura no braço esquerdo (Tanita®)	13,80±8,430
Massa magra braço esquerdo (Kg) (Tanita®)	2,98±1,033

Como critérios de inclusão os participantes tinham de ser jovens adultos, saudáveis com idades compreendidas entre os 18 e os 35 anos. Critérios de exclusão constituem a existência de patologias do foro neuromusculoesquelético na região de interesse, historial algíco recente na região de interesse, uso habitual de medicação, nomeadamente relaxantes musculares ou anti-inflamatórios e valores atípicos de gordura corporal ou local.

Materiais e Instrumentos

Para avaliar a dominância dos membros superiores foi aplicado o *The Dutch Handedness Questionnaire* (Van Strien, 2002). É um instrumento fiável e válido, de auto-preenchimento, que permite avaliar a propensão do indivíduo para lateralidade esquerda ou direita e cujo valor de alfa de cronbah é de 96 (Van Strien, 2002). Foi avaliado o peso e a composição corporal dos indivíduos, utilizando uma balança analógica (Tanita® com acuidade de 0.1kg), a estatura, através de um estadiómetro (Seca, com acuidade de 1mm), as pregas usando o adipómetro (Slim Guide skinfold caliper com acuidade de 0.5mm), a perimetria usando uma fita antropométrica (Lufkin W606PM flexible steel tape) e a dimensão óssea (Small sliding calipers com acuidade de 0.05 cm). Foi também usado um segmómetro para medir a distância entre os segmentos. Foram utilizadas lâminas para tricotomia, tesoura e fita milimétrica para cortar e medir, respetivamente, o KT, algodão 70% e gaze para a limpeza e preparação da

pele. Para aplicação de KT recorreu-se à marca Sports Tex® da Atexo® de cor preta. Para captação de sinal foram utilizados elétrodos de conexão metálica standard descartáveis Ag/AgCl e o Eletromiógrafo (BioPlux Research), cuja captação e digitalização de sinal é realizada através de sensores localizados sobre a pele. Os canais utilizados são de 12 bit, com frequência de amostragem de 1000Hz.

Procedimento experimental

Após ser obtida a autorização por parte da Comissão de Ética da Universidade Fernando Pessoa, os participantes que se voluntariaram a participar foram convidados a assinar o formulário de consentimento informado, tendo sido explicado o âmbito do estudo e o protocolo a ser desenvolvido, garantido a confidencialidade dos dados e a possibilidade de desistirem a qualquer momento, sem prejuízo pessoal.

Foi efetuada a recolha de dados dos participantes, nomeadamente as características antropométricas de cada individuo segundo o método de ISAK (International Standards for Anthropometric Assessment). Um questionário de preferência lateral foi aplicado em que foram aplicadas 10 questões de resposta rápida onde o participante tinha de escolher o lado preferido para realizar uma série de tarefas básicas de forma a determinar o lado dominante de cada participante (Van Strien, 2002).

A aplicação de KT foi feita no bicípite braquial não dominante, uma vez que os participantes eram destrímanos, a aplicação foi sempre no membro superior esquerdo. A escolha do membro não dominante teve por base reduzir a limitação funcional dos participantes no caso do presente protocolo desenvolver sensação retardada de desconforto muscular. A aplicação foi realizada por um profissional com formação no método e experiência profissional.

De forma a reduzir a impedância da pele, esta foi tratada, tendo sido os pelos removidos e a região limpa com álcool, segundo as recomendações do SENIAM (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug e Rau, 2000).

O KT foi colocado segundo Kase, Wallis e Kase, (2013) em forma de “Y” com 3 tensões diferentes, 0%, 25% e 50%, de proximal para distal (origem para inserção), de forma a facilitar a função muscular, proporcionando o efeito facilitatório. Quando a banda é aplicada de proximal para distal (origem para a inserção), ela recua na mesma direção que a contração muscular o que poderá facilitar a contração/ativação muscular (Kase, Wallis e Kase, 2013). Cada participante foi avaliado nas 3 condições distintas durante 3 dias. Foi avaliada a

atividade electromiográfica de repouso e atividade electromiográfica durante as contrações máximas solicitadas.

Segundo Kase, Wallis e Kase, (2013) o Kinesio Tex Gold® vem com uma pré tensão de 10%, mas visto que a marca usada foi Sports Tex® foi preciso verificar primeiro qual era o nível de pré-tensão nesta marca. Para tal, foi conduzido um estudo preliminar para determinar o nível de pré-tensão associado à marca, tendo-se chegando à conclusão que a banda recolhe 6% após retirada do papel. Como tal, para determinar de forma objetiva as diferentes tensões do KT foi medido em todos os participantes a distância entre o processo coracóide e a tuberosidade bicipital de forma a determinar o tamanho da banda de KT, somando 5 cm (2,5cm para cada extremidade) (Kase, Wallis e Kase, 2013), de forma a obter uma âncora estável. Para o cálculo de 0% de tensão foi usada a fórmula: *Comprimento do membro - (comprimento do membro x 0.06) + 5 cm*. Para 25% tensão *Comprimento do membro - (comprimento do membro x 0.19 (25%-6%)) + 5 cm*. Para 50% de tensão *Comprimento do membro - (comprimento do membro x 0.44 (50%-6%)) + 5 cm*. Antes da aplicação do KT foi feita a aleatorização de apresentação das tensões para todos os participantes, tendo sido cada uma das tensões avaliadas em dias distintos.

Os participantes executaram um total de 3 contrações máximas voluntárias (CMV), isométricas do bíceps braquial, durante três segundos com o KT, como realizado no estudo de Chang et al., (2010). Cada 3 segundos de CMV eram intervalados com 1 minuto de repouso. O sinal eletromiográfico foi recolhido do bíceps, enquanto os indivíduos mantinham a CMV. Os dados electromiográficos do repouso foram recolhidos durante 30 segundos, antes e depois do protocolo de CMV, na posição de pé. As instruções eram para fletir o cotovelo "com a força máxima", enquanto era dado um incentivo verbal durante cada repetição (McNair, Depledge, Brett Kelly e Stanley, 1996 e Holtermann, Roeleveld, Vereijken e Ettema, 2007). Após a familiarização dos participantes com o protocolo foi pedido aos sujeitos para manterem o braço a ser testado a 90° de flexão no plano sagital. Foi aplicada em todos os participantes em estudo uma resistência manual executada sempre pela mesma pessoa.

A atividade muscular foi medida através de eletromiografia, sendo a colocação dos elétrodos feita segundo o protocolo descrito por Criswell (2010). Os dois elétrodos ativos foram colocados a 2 cm de distância entre eles, paralelamente às fibras e no centro de massa muscular, na zona anterior do braço fletido e na posição supinada. Os elétrodos foram

colocados numa configuração bipolar com os elétrodos de registo colocados diretamente sobre o ventre muscular e o eletrodo neutro colocado sobre o olecrâneo contralateral. O ventre muscular foi palpado e identificado com o antebraço fletido e na posição supinada (Criswell, 2010).

A normalização dos dados eletromiográficos foi realizada segundo o protocolo descrito como tendo maior fiabilidade por Fischer, Belbeck e Dickerson (2010). Todos os cálculos foram efetuados através do software MATLAB® (The MathWorks Inc., Natick, MA) 2015a. O *root mean square* foi expresso como uma função ao longo do tempo (milivolts). Os cabos da EMG foram protegidos de forma apropriada para prevenir interferências durante a recolha dos dados. A frequência de amostragem foi de 1000Hz.

Análise Estatística

Para a realização da análise de dados foi utilizado o software de análise estatística IBM SPSS® 22 para o Windows 7®. Foram utilizadas medidas de tendência central e de dispersão e estatística inferencial, para um $\alpha \leq 0,05$. Para a caracterização da amostra e das variáveis em estudo foi determinada a estatística descritiva (média e desvio padrão). Para calcular a probabilidade das variáveis estarem normalmente distribuídas recorreu-se ao teste de Shapiro-Wilk. De acordo com os resultados obtidos no teste da normalidade foram utilizados testes não-paramétricos para estudar a relação entre as variáveis em estudo. Para a comparação da atividade mioelétrica desenvolvida durante cada uma das CMVs e durante cada um dos períodos de repouso inicial, foi utilizada a estatística não paramétrica de Friedman.

Resultados

As tabelas seguintes apresentam as médias, desvios padrões e níveis de significância do teste de Friedman para a comparação de tensões através (1) do valor médio das três CMV (consultar tabela 2) e (2) do melhor valor escolhido a partir das três CMV (consultar tabela 3) e percentagem dos três repousos iniciais.

Tabela 2. Descrição do valor da média das três contrações máximas voluntárias (valor expresso em percentagem em função da CMV - normalização) e desvio padrão associado para cada uma das tensões estudadas. O valor de *p* apresentado corresponde ao Teste de Friedman.

Média das 3 CMV	Média ± Desvio Padrão	<i>p</i>
0% tensão	65,86±14,154	
25% tensão	62,81±19,418	0,727*
50% tensão	65,16±12,807	

* $p \leq 0,05$

Em média, os participantes do presente estudo ativaram o bicípite não dominante o equivalente a 65,86% da CMV para 0% de tensão de KT; 62,81% da CMV para 25% de tensão de KT e 65,16% para 50% de tensão de KT, no entanto estas diferenças não são estatisticamente significativas.

Tabela 3. Descrição do valor da média das contrações, tendo por base a escolha da melhor das três contrações máximas voluntárias (valor em percentagem, expresso em função da CMV – normalização) e desvio padrão associado para cada uma das tensões estudadas. O valor de *p* apresentado corresponde ao Teste de Friedman.

Média das 3 CMV	Média ± Desvio Padrão	<i>p</i>
0% tensão	74,08±15,061	
25% tensão	71,44±19,951	0,664*
50% tensão	76,84±13,361	

* $p \leq 0,05$

Tendo como método de análise a melhor das 3 CMV, em média os participantes do presente estudo ativaram o bicípite não dominante o equivalente a 74,08% da CMV, para 0% de tensão de KT; 71,44% da CMV para 25% de tensão de KT e 76,84% para 50% de tensão de KT, no entanto estas diferenças também não são estatisticamente significativas.

Tabela 4. Descrição do valor da média dos repouso iniciais e desvio padrão associado (valor expresso em porcentagem, em função da CMV – normalização) para cada uma das tensões estudadas. O valor de *p* apresentado corresponde ao Teste de Friedman.

Repouso Inicial	Média ± Desvio Padrão	<i>p</i>
0% tensão	0,74±0,429	
25% tensão	0,76±0,503	0,873*
50% tensão	0,74±0,441	

* $p \leq 0,05$

Em média, os participantes do presente estudo ativaram o bicípite não dominante o equivalente a 0,74% da CMV no repouso inicial, para 0% de tensão do KT; 0,76% da CMV para 25% de tensão do KT e 0,74% para 50% de tensão do KT, no entanto estas diferenças não são estatisticamente significativas.

Discussão

O objetivo deste estudo foi determinar a influência de diferentes tensões de aplicação do KT no padrão de ativação mioelétrica do músculo bicípite braquial. A análise estatística não evidenciou diferenças significativas quer ao nível dos valores de repouso inicial, quer ao nível da ativação mioelétrica referente à contração máxima voluntária, para diferentes tensões de KT.

O KT proporciona estímulos cutâneos que facilitam a função muscular (Kase, Wallis e Kase, 2013). Slupik, Dwornik, Bialoszewski e Zych (2007), demonstraram um aumento na atividade eletromiográfica (EMG) do músculo vasto medial após 24 h de KT, bem como a manutenção do aumento da atividade motora neste músculo após 2 dias de KT, e mesmo após a sua remoção. Além disso, quando aplicado sobre o trapézio inferior de jogadores de baseball afetados pela síndrome do impacto no ombro, o KT facilitou a atividade do músculo trapézio inferior, medida pelo EMG de superfície, durante a fase descendente da abdução, nas tarefas realizadas no plano da escápula (Hsu, et al., 2009). Noutro estudo, a aplicação de KT sobre o músculo trapézio superior num grupo de 12 indivíduos assintomáticos resultou em mudanças significativas na atividade EMG dos músculos da cintura escapular. As mudanças na cinemática com a aplicação do KT estão relacionadas com a atividade eletromiográfica. Por

isso, o KT pode ser usado em condições de treino da cintura escapular, porém a aplicação de KT foi com alongamento máximo da banda (Lin, Hung e Yang, 2011) e se o KT estiver alongado em demasia ocorrerá diminuição dos seus efeitos, segundo alguns autores (González-Iglesias, et al., 2009 e Paoloni, et al., 2011). Contrariamente, o estudo de Batista et al. (2013), demonstrou que após o uso do KT, não foram observadas diferenças significativas na atividade EMG dos músculos estabilizadores da escápula, quando analisados de forma isolada. No entanto, a análise da razão trapézio superior/serrátil anterior e trapézio superior/trapézio inferior, que reflete a proporção de ativação entre esses músculos, sugerindo que o uso do KT pode influenciar a atividade EMG. Contudo trata-se de um estudo pré-experimental. De forma geral, os resultados destes estudos sugerem que o KT é um recurso fisioterapêutico que pode ser utilizado em diversas condições patológicas ou preventivas. Além disso, o KT parece ter contribuído para modular quer a ativação neuromuscular de músculos individualizados, quer a razão de ativação entre diversos músculos, embora a literatura que aborde a influência da tensão do KT na atividade EMG seja limitada. No presente estudo não se verificaram diferenças significativas em relação à atividade mioelétrica do bicípite, em condições de variação de aplicação do KT.

González-Iglesias et al. (2009), compararam o efeito do KT (15-25% tensão) em relação à aplicação do KT sem tensão para verificar os efeitos a curto-prazo do KT quanto à dor e amplitude de movimento da cervical, após acidente de viação com mecanismo de “golpe de chicote cervical” e os resultados demonstraram que houve uma melhoria estatisticamente significativa no alívio da dor e no aumento da amplitude de movimento imediatamente após a aplicação de KT e 24h depois. No entanto, foram apenas estudados os efeitos a curto prazo e foram usadas formas de aplicação de KT diferentes o que deixa a dúvida se o efeito é da tensão ou da forma de aplicação. Os resultados do presente estudo são consistentes com os resultados obtidos por Thelen, Dauber e Stoneman, (2008), Castro-Sánchez et al. (2012), e Parreira, et al. (2014). Thelen, Dauber e Stoneman, (2008) compararam o efeito da aplicação de 3 bandas KT (a 1ª em “Y” (15-25% tensão) no supraespinhoso, a 2ª em “Y” (10 a 15% após retirada do papel) no deltóide e a 3ª em “I” ou “Y”, dependendo do contorno do ombro, desde o processo coracóide até ao deltóide posterior com uma aplicação de correção mecânica com 50-75% tensão) com a aplicação neutra de duas bandas em “I” sem tensão para verificar a eficácia clínica do KT na dor do ombro, e os resultados demonstraram que não há diferenças estatisticamente significativas no alívio da dor. Todavia, este estudo é controverso, uma vez que compararam duas aplicações de KT distintas, sendo que apenas uma tinha sido aplicada

com princípio terapêutico e com diversas tensões associadas, o que deixa a dúvida se o efeito é da tensão ou da forma de aplicação. Castro-Sánchez et al., 2012, compararam o efeito do KT (25% tensão) em relação à aplicação do KT sem tensão para verificar o efeito no alívio da dor, melhoria da incapacidade e da amplitude de movimento na flexão do tronco e os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significativas. Porém, neste estudo, receberam apenas uma aplicação de KT, que permaneceu no local durante uma semana, o que poderá ser uma limitação, uma vez que foi ultrapassado o tempo máximo de uso do KT, que deve de ser usado no período máximo de 3 a 5 dias (Kase, Wallis e Kase, 2013). Parreira, et al. (2014), compararam o efeito da aplicação do KT com micro-circunvoluções (10 a 15% de tensão após retirada do papel) com a aplicação sem micro-circunvoluções (0% tensão) na dor lombar e os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significativas.

Várias revisões sistemáticas avaliaram o efeito do KT em diversas situações: Bassett, Lingman e Ellis, (2010) e Mostafavifar, Wertz e Borchers, (2012) avaliaram os efeitos de KT em pessoas com condições músculo-esqueléticas. Segundo Bassett, Lingman e Ellis, (2010) não há nenhuma evidência científica para apoiar o uso e eficácia do tratamento do KT dentro de uma população com queixas músculo-esqueléticas. Williams, Whatman, Hume e Sheerin, (2012) avaliaram o KT só na prevenção e tratamento de lesões do desporto, chegando à conclusão que embora os resultados não sejam definitivos, o KT pode promover a melhoria da amplitude ativa de movimento e da força, no entanto são necessários mais esclarecimentos. Mostafavifar, Wertz e Borchers, (2012) encontraram provas insuficientes contra ou a favor do uso do KT para melhorar o desempenho, função, dor e tempo para voltar a jogar após a lesão. Apesar de bastante utilizada na prática clínica, o mecanismo de ação da KT ainda não é completamente compreendido e as evidências científicas permanecem limitadas e inconsistentes em relação aos seus efeitos (Thelen, Dauber e Stoneman, 2008; Paolini, et al., 2011 e Castro-Sánchez, et al., 2012;). Ainda há poucas evidências sobre a eficácia ou efetividade desta intervenção (Thelen, Dauber e Stoneman, 2008; González-Iglesias, et al., 2009 e Parreira, et al., 2014), nomeadamente estudos que comparem a aplicação do KT com diferentes níveis de tensão.

Os resultados do presente estudo questionam a importância da presença de micro-circunvoluções e todo o paradigma em volta das diferentes tensões, com vista à ativação muscular. Segundo Kase, Wallis e Kase (2013) o efeito de recuo, efeito que cria as micro-circunvoluções, só está presente entre valores de tensão maiores que 0% e menores ou iguais que 50% de tensão, acima de 50 % não há efeito de recuo, logo não se formam micro-

circunvoluções. A tração do KT, graduada por percentagem, é descrita como um dos fatores primordiais para o sucesso da aplicação. Sendo que as micro-circunvoluções aumentam o fluxo sanguíneo e linfático, e ajudam na redução da dor, tendo sido também descrito que aplicar uma tensão apropriada é um dos fatores-chave para o tratamento eficaz (Kase, Wallis e Kase, 2013). Tendo sido mesmo descrito que se o KT estiver alongado em demasia ocorrerá diminuição dos seus efeitos (González-Iglesias, et al., 2009; Paoloni, et al., 2011), no entanto, no presente estudo, o resultado com micro-circunvoluções (25% e 50% de tensão) não foi superior ao sem micro-circunvoluções (0% tensão).

Limitações do estudo

Este estudo tem como limitação o facto de a amostra ser reduzida, homogénea e de conveniência e o facto da aplicação de KT ter sido a curto prazo e de não ser possível controlar a motivação de cada participante. Devido à natureza do estudo o avaliador não estava cego aos objetivos do estudo.

Conclusão

A análise dos resultados obtidos no presente estudo sugere que a tensão de aplicação do KT, em indivíduos saudáveis, não altera o padrão de activação electromiográfico do bicipite braquial. No entanto, a metodologia utilizada deve de ser replicada em amostras de maiores dimensões de forma a comprovar os atuais resultados.

Na prática clínica, cabe aos fisioterapeutas informar e discutir com seus pacientes as vantagens e desvantagens do método, tendo em conta os custos, bem como as preferências do paciente, ficando ao encargo de cada fisioterapeuta, de acordo com a sua experiência clínica, decidir qual a tensão mais indicada para cada caso.

Futuros estudos deverão incluir pacientes com condições patológicas; deverão estudar os efeitos a longo prazo desta técnica e deverão ter identificados objetivos a alcançar pelos participantes de forma a motivá-los a atingir a sua força máxima.

Bibliografia

Bassett, K.T., Lingman, S.A. e Ellis, R.F., (2010). The use and treatment efficacy of kinaesthetic taping for musculoskeletal conditions: a systematic review. *NZ Journal of Physiotherapy*, 38 (2), 56-62.

Batista, L.S.P., Pitangui, A.C.R., Oliveira, V.M.A, e Pirauá, A.L.T, Araújo, R.C., (2013). Efeito do kinesiotaping na atividade eletromiográfica e função do ombro em atletas com síndrome do impacto do ombro: dados preliminares. *Terapia Manual*, 11(52), 196-202.

Callaghan, M. J., Selfe, J., Bagley, P. J. e Oldham, J. (2002). The effects of patellar taping on knee joint proprioception. *Journal of Athletic Training*. 37 (1), 19-24.

Castro-Sánchez, A. M., Lara-Palomo, I. C., Matarán-Peñarrocha, G. A., Fernández-Sánchez, M., Sánchez-Labraca, N., e Arroyo-Morales, M. (2012). Kinesio Taping reduces disability and pain slightly in chronic non-specific low back pain: a randomised trial. *Journal of Physiotherapy*, 58(2), 89-95.

Chang, H., Chou, K., Lin, J., Lin, C., e Wang, C. (2010). Immediate effect of forearm Kinesio taping on maximal grip strength and force sense in healthy collegiate athletes. *Physical Therapy in Sport*, 11 (1), 122-127.

Criswell, E. (2010). *Cram's introduction to surface electromyography*. Jones & Bartlett Publishers.

Fischer, S.L., Belbeck, A.L. e Dickerson, C. R., (2010). The influence of providing feedback on force production and within-participant reproducibility during maximal voluntary exertions for the anterior deltoid, middle deltoid, and infraspinatus. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20 (1), 68-75.

González-Iglesias, J., Fernández-de-las-Peñas, C., Cleland, J., Huijbregts, P. e Gutiérrez-Veja, M.D.R., (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 & sports physical therapy*, 39(7), 515-521.

Halseth, T., McChesney, J. W., DeBeliso, M., Vaughn, R., e Lien, J. (2004). The Effects of Kinesio™ Taping on Proprioception at the Ankle. *Journal of Sports Science & Medicine*, 3(1), 1-7.

- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., e Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.
- Holtermann, A., Roeleveld, K., Vereijken, B., e Ettema, G. (2007). The effect of rate of force development on maximal force production: acute and training-related aspects. *European journal of applied physiology*, 99(6), 605-613.
- Hsu, Y. et al., (2009). The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), 1092-1099.
- Marfell-Jones, M. J., Stewart, A. D., & de Ridder, J. H. (2012). *International standards for anthropometric assessment*.
- Kase, K., Wallis, J. e Kase, T., (2013). *Clinical Therapeutic Applications of The Kinesio® Taping Method*. 3^a ed. Tokio: Kinesio Taping.
- Kneeshaw, D. (2002). Shoulder taping in the clinical setting. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*.6, 2-8.
- Lin, J., Hung, C. e Yang, P., (2011). The Effects of Scapular Taping on Electromyographic Muscle Activity and Proprioception Feedback in Healthy Shoulders. *Journal of Orthopaedic Reserach*, 29(1), 53-57.
- McNair, P. J., Depledge, J., Brett Kelly, M., e Stanley, S. N. (1996). Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle: action. *British Journal of Sports Medicine*, 30(3), 243-245.
- Morris, D., Jones, D., Ryan, H. e Ryan, C.G., (2013). The clinical effects of Kinesio® Tex taping: A systematic review. *Physiotherapy Theory and Practice*, 29(4), 259-270.
- Mostafavifar, M., Wertz, J. e Borchers, J., (2012). A Systematic Review of the Effectiveness of Kinesio Taping for Musculoskeletal Injury. *The Physician and Sportsmedicine*, 40(4), 33-40.
- Norali, A. e Som, M. (2009). Surface Electromyography signal processing and application: a review.

Paoloni, M., Bernetti, A., Fratocchi, G., Mangone, M., Parrinello, L., Del Pilar Cooper, M., Sesto, L., Di Sante, I., Santilli, V., (2011). Kinesio Taping applied to lumbar muscles influences clinical and electromyographic characteristics in chronic low back pain patients. *European Journal of Physical*, 47 (2), 237-244.

Parreira, P. D. C. S., Costa, L. D. C. M., Junior, L. C. H., Lopes, A. D. , e Costa, L. O. P. (2014). Current evidence does not support the use of Kinesio Taping in clinical practice: a systematic review. *Journal of physiotherapy*, 60 (1), 31-39.

Parreira, P. D. C. S., Costa, L. D. C. M., Takahashi, R., Junior, L. C. H., da Luz Junior, M. A., da Silva, T. M., e Costa, L. O. P. (2014). Kinesio Taping to generate skin convolutions is not better than sham taping for people with chronic non-specific low back pain: a randomised trial. *Journal of physiotherapy*, 60(2), 90-96.

Słupik, A., Dwornik, M., Białoszewski, D., e Zych, E. (2006). Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja*, 9(6), 644-651.

Staudenmann, D., Roeleveld, K., Stegeman, D. F. e Van Dieën, J. H. (2010). Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation—a tutorial and review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3), 375-387

Thelen, M. D., Dauber, J. A., & Stoneman, P. D. (2008). The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 38 (7), 389-395.

Van Strien, J.W., (2002). *The Dutch Handedness Questionnaire*.

Williams, S., Whatman, C., Hume, P. A., & Sheerin, K. (2012). Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries. *Sports medicine*, 42 (2), 153-164.