

# Efeitos da Kinesiotaping na Aplicação em Tornozelos Sobre o Controle Postural de Indivíduos Saudáveis

## Effects of ankle Kinesiotaping Application on Healthy Individuals' Postural Control

Helen Katharine Christofel<sup>a</sup>; Lougan Escobar da Silva<sup>a</sup>; Ovídia Ignês Pirez<sup>a</sup>; Rodrigo Antonio Carvalho Andraus<sup>\*a</sup>

<sup>a</sup>Unopar, Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Ciências da Reabilitação. PR, Brasil.

\*E-mail: [rodrigo.andraus@kroton.com.br](mailto:rodrigo.andraus@kroton.com.br)

### Resumo

Este estudo avaliou o efeito da aplicação da Kinesiotape no controle postural de indivíduos jovens saudáveis. Quarenta participantes foram divididos em dois grupos: G1 (n = 20) composto por homens com idade de  $23 \pm 2,12$  anos e o G2 (n = 20) por mulheres com idade  $24 \pm 4,96$  anos. Ambos os grupos receberam a aplicação da Kinesiotape na região dos tornozelos e foram submetidos à avaliação do controle postural em apoio unipodal direito (UNPD) e esquerdo (UNPE) na plataforma de força em quatro momentos: pré-intervenção (PRE), imediatamente após (IME), 24 horas (24H) e 48 horas (48H) após a aplicação da kinesio. A análise estatística foi realizada através do teste de Friedman, utilizando o software IBM SPSS Statistics versão 24. A análise das variáveis do centro de pressão mostrou uma redução significativa no G1 na VEL ML na posição UNPD entre os períodos PRE e IME ( $p = 0,013$ ) e na FAP na posição UNPD em todos os períodos (PRE-IME  $p = 0,042$ ; PRE-24H  $p = 0,02$ ; PRE-48h  $p = 0,007$ ). No G2 houve diferença na VEL AP na posição UNPD (PRE-48H  $p = 0,002$ ) e na UNPE em todos os períodos (PRE-IME  $p = 0,009$ ; PRE-24H  $p = 0,029$ ; PRE-48h  $p = 0,001$ ), e na VEL ML na posição UNPE (PRE-48H  $p = 0,016$ ), evidenciando que a aplicação da Kinesiotape na região de tornozelos, melhora a estabilidade no controle postural em homens e mulheres saudáveis.

**Palavras-chave:** Kinesio Tape. Controle Postural. Propriocepção. Plataforma de Força.

### Abstract

*This study evaluated the effect of Kinesiotape application on postural control in healthy young individuals. Forty participants were divided into two groups: G1 (n = 20) composed of men aged  $23 \pm 2.12$  years and G2 (n = 20) women aged  $24 \pm 4.96$  years. Both groups received the Kinesiotape application at the ankles and underwent postural control assessment in right (UNPD) and left (UNPE) unipedal stance on the force platform in four moments: pre-intervention (PRE), immediately after (IME), 24 hours (24H) and 48 hours (48H) after kinesiotape application. Statistical analysis was performed using the Friedman test, using the IBM SPSS Statistics version 24 software. The analysis of the pressure center variables showed a significant reduction in G1 in the ML VEL in the UNPD position between the PRE and IME periods ( $p = 0.013$ ) and FAP in the UNPD position in all periods (PRE-IME  $p = 0.042$ ; PRE-24H  $p = 0.02$ ; PRE-48h  $p = 0.007$ ). There was a difference in the G2 AP VEL in the UNPD position (PRE-48H  $p = 0.002$ ) and in UNPE in all periods (PRE-IME  $p = 0.009$ ; PRE-24H  $p = 0.029$ ; PRE-48h  $p = 0.001$ ), and in ML SPE in the UNPE position (PRE-48H  $p = 0.016$ ), showing that the Kinesiotape application at the ankles, improves stability in postural control in healthy men and women.*

**Keywords:** Kinesiotape. Postural Control. Proprioception. Force Platform.

## 1 Introdução

A manutenção do equilíbrio depende do controle postural, que consiste na capacidade de manutenção do centro de pressão (CoP) dentro da base de apoio (FORBES; CHEN; BLOUIN, 2018; HORAK, 2010). Para que isso seja possível, o sistema nervoso central (SNC) se utiliza de mecanismos antecipatórios ou de *feedforward* (que estão ligados à ativação de músculos posturais antes que as perturbações ocorram) e mecanismos compensatórios ou de *feedback* sensorial (que lidam com a perturbação propriamente dita) (FONSECA; FERREIRA; HUSSEIN, 2007; GATEV *et al.*, 1999). Com base nesses dois mecanismos, algumas estratégias posturais são normalmente usadas para o controle do equilíbrio, sendo a estratégia do tornozelo uma das principais (OBA *et al.*, 2015; RUNGE *et al.*, 1999; SILVA *et al.*, 2016).

O tornozelo é uma articulação uniaxial do tipo gínglimo,

que conecta o pé a e a parte inferior da perna (extremidade inferior da tíbia e seu maléolo medial, maléolo lateral da fibula e corpo do tálus), capaz de realizar os movimentos de plantiflexão, dorsiflexão, inversão e eversão (GOLANÓ *et al.*, 2010), e atua no controle postural na presença de pequenas perturbações, sendo o primeiro ajuste postural compensatório, utilizando a amplitude de movimento e a força dos músculos do tornozelo para restabelecer o centro de massa a uma posição de estabilidade (RUNGE *et al.*, 1999; SILVA *et al.*, 2016; THOMPSON *et al.*, 2018).

Diversas estratégias vêm sendo empregadas para melhorar o equilíbrio, e em função de seu papel na manutenção do equilíbrio, o tornozelo é alvo de muitas destas intervenções. Entre estas estratégias, o uso da Kinesiotaping (KT) tem sido alvo de estudos. O KT consiste da aplicação de uma fita feita de fios de polímero elástico envoltas por algodão, cuja espessura é similar à da epiderme, e cuja aplicação

é usada objetivando aumentar os estímulos sensoriais (*inputs* sensoriais), melhorando o *feedback* proprioceptivo (BOONKERD; LIMROONGREUNGRAT, 2016; ROJHANI-SHIRAZI; AMIRIAN; MEFTAH, 2015; SHIELDS *et al.*, 2013; YANG; HEO; LEE, 2015). No presente estudo, objetiva-se avaliar o efeito da aplicação da KT no equilíbrio de indivíduos saudáveis.

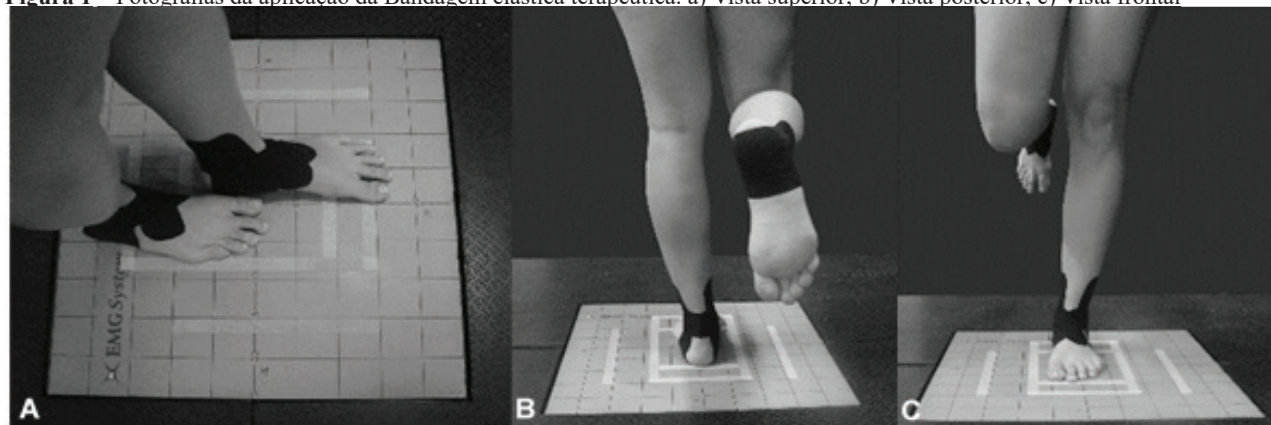
## 2 Material e Métodos

O estudo foi conduzido de acordo com a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde e foi iniciado após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Instituição sob o parecer nº 1248276. Após serem convidados a participar do estudo, os voluntários foram esclarecidos sobre os objetivos e metodologia da pesquisa, e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. Foram recrutados 40 participantes (G1 = 20 homens e G2 = 20 mulheres) da comunidade local por conveniência e que atendiam aos critérios de elegibilidade. A avaliação do controle postural de cada indivíduo foi avaliada na plataforma de força em quatro diferentes momentos: antes da aplicação da bandagem (Pré), imediatamente após a colocação (Ime), após 24 horas (24h) e após 48 horas (48h). Para a avaliação do controle postural foi utilizada a plataforma de força BIOMECH400 (EMG System do Brasil, SP Ltda.), que possui quatro células de carga dispostas nos cantos da placa, sendo que a sensibilidade de cada sensor de carga é certificada por 0,015% para uma carga máxima de 1000 N. A variação de 9,999N da força aplicada para uma célula de carga corresponde a 120-mV de variação de output, o qual tem um range que varia de 0 a 5V. O sistema usa filtros de rejeição de 50Hz. A força vertical de reação do solo é derivada de uma amostragem de 100 Hz para coleta de dados. O dado digital é transferido via a USB universal cabo para um PC. Todos os sinais de força registrados pela plataforma são filtrados com filtro de banda-passante baixo de 35-Hz e de segunda ordem (Butterworthfilter) para eliminar os

ruídos elétricos. Para aquisição e tratamento dos parâmetros de equilíbrio, foi utilizado o próprio software Bioanalysis da plataforma BIOMECH400, o qual é compilado com rotinas de computação de análises MATLAB (The Mathworks, Natick, MA). Os principais parâmetros de equilíbrio baseados no centro de pressão que foram utilizados são: área elipse (95%) do centro de pressão (COP em cm<sup>2</sup>), frequência (F em Hz) e a velocidade média (VEL cm/s) de oscilações do COP nas direções do movimento, ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML). Os indivíduos realizaram duas diferentes tarefas de controle postural na plataforma de força, de forma aleatorizada, sendo: tarefa de apoio unipodal sobre o membro inferior direito (unipodal direito) e tarefa de apoio unipodal sobre o membro inferior esquerdo (unipodal esquerdo). O teste de equilíbrio consistiu em três avaliações de 30 segundos (s) cada, com 30s de intervalo entre cada avaliação. Durante as avaliações unipodais, o membro contralateral permanecia flexionado (aproximadamente 90° de flexão de joelho, quadril em posição neutra). Em todas as avaliações, os indivíduos foram orientados a manter os membros superiores ao longo do corpo e o olhar fixo na linha do horizonte em direção ao alvo posicionado a 2,0 metros de distância. A média das três avaliações foi selecionada para a análise.

Todos os indivíduos receberam a aplicação da bandagem elástica terapêutica (marca TherapyTex®) utilizando o método TherapyTaping®, e optou-se pela aplicação das bandagens sem tensionamento, com a higienização do local de aplicação das bandagens com álcool 70% para melhor fixação. Os indivíduos receberam a aplicação da bandagem para a estratégia de tornozelo em ambos os membros inferiores, sendo determinada a aplicação da técnica em I sem ponto fixo, de maléolo medial a maléolo lateral passando por baixo do retropé, por fim uma técnica de clivagem passando sobre os maléolos e terminando na região anterior da articulação do tornozelo (Figura 1).

**Figura 1** – Fotografias da aplicação da Bandagem elástica terapêutica. a) Vista superior; b) Vista posterior; c) Vista frontal



Fonte: os autores.

Para todas as variáveis de equilíbrio foram consideradas as médias de três medidas consecutivas das tarefas de apoio

unipodal. A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de Shapiro Wilk, sendo então realizadas comparações

múltiplas com o emprego do teste não paramétrico ANOVA de Friedman. Todas as análises foram realizadas utilizando o software IBM SPSS Statistics versão 24.

### 3 Resultados e Discussão

O G1 (n = 20) foi composto por homens com idade média de 23 ± 2,12 anos e o G2 (n = 20) por mulheres com idade 24 ± 4,96 anos. O Quadro 1 apresenta as diferenças entre as variáveis COP, VEL AP, VEL ML, F AP, F ML na posição

UNPD. Para o G1, o teste de Friedman mostrou que houve diferença entre os valores das variáveis VEL ML [ $X^2(3) = 10,380$ ;  $p = 0,016$ ] e FAP [ $X^2(3) = 16,227$ ;  $p = 0,001$ ] na posição UNPD (Tabela 1), sendo que o teste de comparações múltiplas mostrou que a variável VEL ML diferia entre os períodos PRÉ e IME ( $p = 0,013$ ) (Figura 2A) e a FAP (Figura 2B) entre o período PRE e os demais períodos (PRÉ – IME  $p = 0,002$ ; PRÉ – 24H  $p = 0,007$  e PRÉ – 48H  $p = 0,042$ ). Não foram verificadas diferenças na posição UNPE para este grupo.

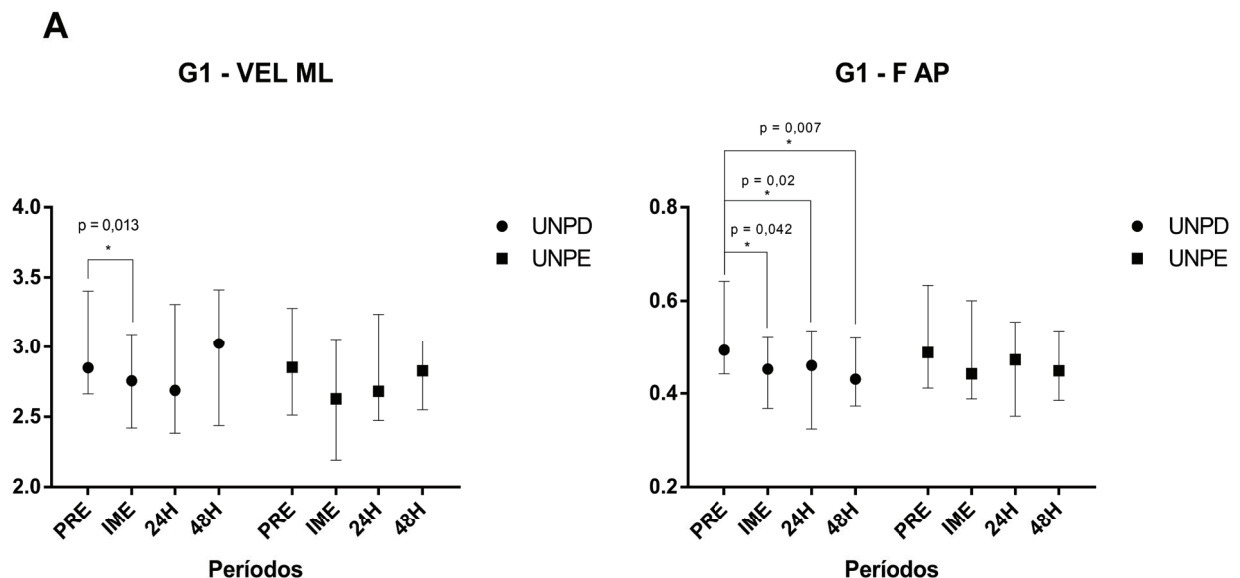
**Quadro 1** - Medianas, intervalos interquartis e diferenças entre as variáveis analisadas na posição UNPD

	COP		VEL AP		VEL ML		F AP		F ML	
	G1	G2	G1	G2	G1	G2	G1	G2	G1	G2
<b>PRE</b>	9.185 (6.290 - 10.736)	8.493 (6.424 - 11.653)	2.435 (2.130 - 3.142)	2.435 (2.016 - 2.904)	2.850 (2.662 - 3.405)	2.908 (2.482 - 3.348)	0.493 (0.442 - 0.642)	0.440 (0.401 - 0.546)	0.842 (0.692 - 1.004)	0.768 (0.639 - 0.941)
<b>IME</b>	9.710 (8.188 - 10.786)	7.933 (6.503 - 10.892)	2.238 (2.052 - 2.625)	2.247 (1.957 - 2.670)	2.755 (2.419 - 3.093)	2.907 (2.167 - 3.335)	0.452 (0.368 - 0.523)	0.473 (0.402 - 0.617)	0.733 (0.673 - 0.834)	0.737 (0.617 - 0.918)
<b>24H</b>	9.615 (7.628 - 11.110)	8.315 (5.735 - 9.858)	2.305 (2.008 - 2.879)	2.278 (1.905 - 2.713)	2.668 (2.383 - 3.308)	2.870 (2.157 - 3.371)	0.460 (0.324 - 0.535)	0.462 (0.368 - 0.591)	0.763 (0.660 - 0.885)	0.770 (0.651 - 0.878)
<b>48H</b>	9.172 (7.484 - 10.040)	7.407 (6.274 - 10.783)	2.460 (2.064 - 2.674)	2.193 (1.844 - 2.486)	3.025 (2.438 - 3.413)	2.785 (2.107 - 3.067)	0.430 (0.373 - 0.522)	0.482 (0.398 - 0.521)	0.735 (0.623 - 0.897)	0.735 (0.640 - 0.915)
<b>N</b>	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
<b>X<sup>2</sup></b>	4.38	5.563	5.34	13.402	10.38	3.78	16.227	1.734	7.432	1.86
<b>gl</b>	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
<b>Sig. Ass</b>	0.223	0.135	0.149	0.004	0.016	0.286	0.001	0.629	0.059	0.602

COP = área de elipse do centro de pressão; VEL AP = Velocidade média de deslocamento na direção ântero-posterior; VEL ML = Velocidade média de deslocamento na direção médio lateral; F AP = Frequência média de oscilações na direção ântero-posterior; F ML = Frequência média de oscilações na direção médio lateral; Valores expressos em mediana (intervalos interquartis); N = número de casos; gl = graus de liberdade; X<sup>2</sup> = Qui-quadrado; Sig. Ass = Significância assintótica, com diferença:  $p \leq 0,05$ . Teste de Friedman.

Fonte: elaborado pelos autores.

**Figura 2** – Diferenças entres os períodos de aplicação e posições. a) G1 – Velocidade de deslocamento na direção médio-lateral; b) G1 – Frequência de deslocamento na direção anteroposterior



Fonte: os autores.

Já em relação ao G2, verificou-se diferença na VEL AP em ambas as posições, sendo UNPD (Quadro 1) com  $[X^2(3) = 13,402; p = 0,004]$  e UNPE (Quadro 2) com  $[X^2(3) = 16,980;$

$p = 0,001]$ , tendo sido observada também diferença na VEL ML na posição UNPE (Quadro 2) com  $[X^2(3) = 11,020; p = 0,012]$ .

**Quadro 2** - Medianas, intervalos interquartis e diferenças entre as variáveis analisadas na posição UNPE

	COP		VEL AP		VEL ML		F AP		F ML	
	G1	G2	G1	G2	G1	G2	G1	G2	G1	G2
<b>PRE</b>	8.503 (6.174 - 9.980)	8.628 (6.817 - 12.645)	2.348 (1.983 - 2.980)	2.395 (2.000 - 3.156)	2.853 (2.513 - 3.281)	2.933 (2.144 - 3.255)	0.488 (0.411 - 0.633)	0.455 (0.419 - 0.658)	0.828 (0.619 - 0.927)	0.725 (0.623 - 0.863)
<b>IME</b>	8.192 (6.398 - 10.225)	8.110 (6.178 - 10.334)	2.137 (1.923 - 2.730)	2.255 (1.824 - 2.668)	2.628 (2.191 - 3.057)	2.680 (2.047 - 2.993)	0.442 (0.388 - 0.600)	0.478 (0.423 - 0.593)	0.740 (0.645 - 0.829)	0.687 (0.598 - 0.868)
<b>24H</b>	9.313 (7.327 - 10.875)	7.865 (6.338 - 10.253)	2.297 (2.011 - 2.765)	2.205 (1.895 - 2.689)	2.680 (2.473 - 3.238)	2.567 (2.174 - 3.152)	0.472 (0.351 - 0.554)	0.510 (0.414 - 0.559)	0.732 (0.656 - 0.839)	0.752 (0.635 - 0.889)
<b>48H</b>	8.577 (6.675 - 10.832)	7.823 (5.482 - 9.863)	2.240 (2.026 - 2.680)	2.273 (1.756 - 2.737)	2.828 (2.549 - 3.045)	2.490 (2.138 - 2.928)	0.448 (0.385 - 0.535)	0.468 (0.370 - 0.554)	0.755 (0.704 - 0.863)	0.763 (0.653 - 0.795)
<b>N</b>	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
<b>X2</b>	1.08	2.126	6.467	16.98	5.111	11.02	4.742	3.724	2.91	3.3
<b>gl</b>	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
<b>Sig. Ass</b>	0.782	0.547	0.091	0.001	0.164	0.012	0.192	0.293	0.406	0.348

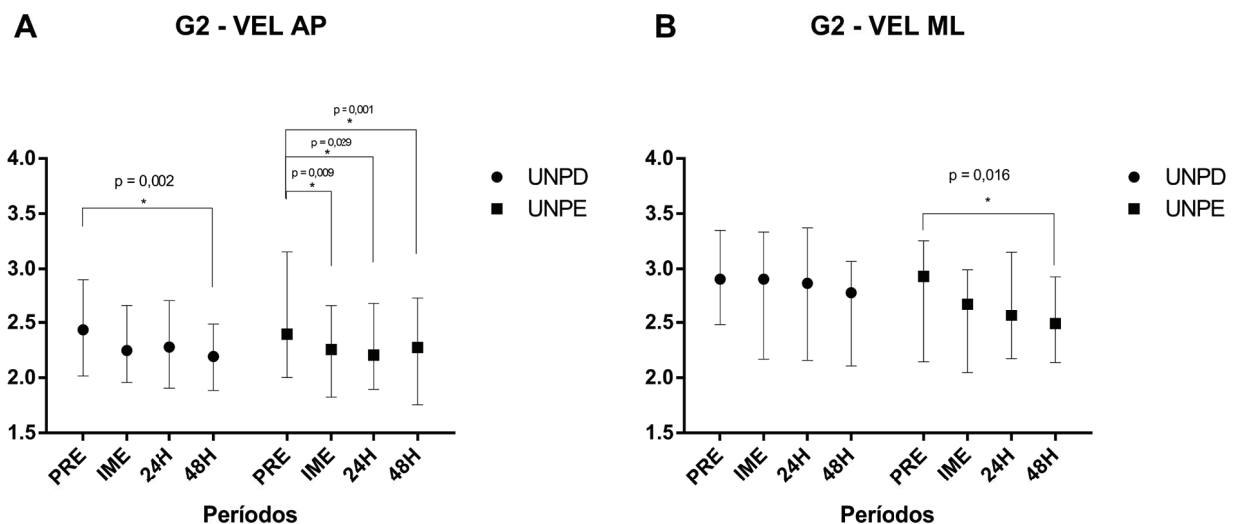
COP = área de elipse do centro de pressão; VEL AP = Velocidade média de deslocamento na direção ântero-posterior; VEL ML = Velocidade média de deslocamento na direção médio lateral; F AP = Frequência média de oscilações na direção ântero-posterior; F ML = Frequência média de oscilações na direção médio lateral; Valores expressos em mediana (intervalos interquartis); N = número de casos; gl = graus de liberdade; X<sup>2</sup> = Qui-quadrado; Sig. Ass = Significância assintótica, com diferença:  $p \leq 0,05$ . Teste de Friedman.

Fonte: os autores.

Neste grupo, o teste de comparações múltiplas evidenciou diferença na VEL AP na posição UNPD (Figura 3A) entre os períodos PRÉ e 48H ( $p = 0,002$ ) e entre o período PRE e todos os outros períodos (PRE – IME:  $p = 0,009$ ; PRE – 24H:  $p = 0,029$  e

PRE – 48H:  $p = 0,001$ ) e na VEL ML na posição UNPD (Figura 3B), verificou-se diferença entre os períodos PRE e 48H ( $p = 0,016$ ). Não houve diferenças estatisticamente significantes para as variáveis COP e FML em nenhum dos grupos e/ou posições.

**Figura 3** – Diferenças entre os períodos de aplicação e posições. a) G2 – Velocidade de deslocamento na direção anteroposterior; b) G2 – Velocidade de deslocamento na direção médio-lateral



Fonte: os autores.

Estudos conduzidos objetivando analisar o efeito da KT na melhora da dor, ADM e função mostraram resultados variados e encontraram limitações significativas associadas à população e gênero, sendo que a própria aplicação da técnica, no que se refere ao tensionamento da fita, ainda é objeto de estudos e seus efeitos ainda não foram completamente elucidados (BOOBPHACHART *et al.*, 2017; BOONKERD; LIMROONGREUNGRAT, 2016; HU *et al.*, 2019; NELSON, 2016). O objetivo do presente estudo foi investigar o efeito da KT no controle postural em uma condição estática em indivíduos saudáveis, com a aplicação da técnica em “I” sem ponto fixo nem tensionamento. Em um estudo que objetivou investigar os efeitos do KT no desempenho funcional de indivíduos saudáveis, aplicando KT no tornozelo e medindo a altura do salto vertical e o controle postural dinâmico, Nakajima *et al.* (2013) aplicaram KT na região do tornozelo utilizando a técnica para uma entorse lateral do tornozelo de acordo com a descrita por Kenzo Kase (2003), em dois grupos, comparando a aplicação com e sem tensionamento, e hipotetizaram que a tensão fornecida pela aplicação no grupo avaliado possa ter aumentado o feedback neural para os participantes durante o movimento do tornozelo, facilitando o aumento do equilíbrio (ALBUQUERQUE; 2003; NAKAJIMA; BALDRIDGE, 2013).

Considerando-se que o controle postural depende da manutenção do centro de massa dentro da base de apoio, e que esta atividade depende de uma organização complexa, desenvolvida com insumos sensoriais, o estímulo tátil oferecido pela KT parece oferecer um *input* tátil suficiente para promover a excitabilidade do sistema nervoso central e, assim, alterar o sistema de controle motor (ALONSO *et al.*, 2014; BRECH; *et al.*, 2016; DUARTE; FREITAS, 2010). O uso das variáveis do COP avaliados pela plataforma força são considerados o padrão ouro para a avaliação do controle postural (BRECH; *et al.*, 2016; PAILLARD; NOÉ, 2015). Entre essa variáveis se deve considerar que a velocidade de deslocamento parece ser a que melhor reflete a eficiência do sistema de controle postural (PAILLARD; NOÉ, 2015). Neste estudo se observou diferença significativa nas velocidades de deslocamento após o uso da KT em ambos os grupos, achado similar aos estudos de Nakajima (2013) e Lee (2015), que verificaram uma redução nas velocidades de deslocamento em indivíduos saudáveis e jogadores de futebol, respectivamente (LEE; LEE, 2015; NAKAJIMA; BALDRIDGE, 2013).

A diferença entre os gêneros encontrada neste estudo pode estar relacionada ao fato de homens e mulheres controlarem a articulação do tornozelo com estratégias diferentes, sendo que as mulheres, aparentemente, apresentam uma maior flexibilidade ligamentar (ERICKSEN; GRIBBLE, 2012). Neste estudo, o grupo composto por homens apresentou uma redução nas velocidades de deslocamento na direção mediolateral, e na frequência de deslocamentos na direção ântero-posterior. Tal achado corrobora com os resultados do estudo

de GoK *et al.* (2019), no qual a aplicação da KT no tornozelo de homens saudáveis resultou no aumento da estabilidade mediolateral. Autores sugerem que as mulheres apresentam maior flacidez talocrural que os homens, apresentando assim uma maior flacidez nos movimentos de inversão e eversão (GÖK *et al.*, 2019).

Outro importante achado neste estudo foram as alterações significativas entre os períodos analisados, e não somente imediatamente após a aplicação. De fato, estudos sugerem uma melhora no controle postural, imediatamente, após a aplicação da fita, mas poucos estudos investigaram seu efeito após 48h da aplicação, embora se preconize que a aplicação da KT possa permanecer de três a quatro dias. Este achado corrobora com os achados Slupik *et al.* 2007, que ao avaliarem o efeito da aplicação da KT na atividade bioelétrica do músculo vastomedial, verificaram um aumento na atividade bioelétrica do músculo após 24 horas de Kinesio Taping e a manutenção desse efeito por mais 48 horas após a remoção da fita. Embora sejam necessários maiores estudos, estes achados sugerem uma redução progressiva na velocidade de deslocamento e conseqüente melhora controle postural após a imediata aplicação da fita (SLUPIK *et al.*, 2007).

Existem limitações a serem consideradas neste estudo que se relacionam, primeiramente, aos participantes serem uma amostra de conveniência que incluiu apenas indivíduos saudáveis sem lesões no tornozelo, limitando a aplicação desses achados, uma vez que a aplicação pode ter resultados diferentes em indivíduos saudáveis e sintomáticos, contudo o fato de ter ocorrido uma melhora progressiva significativa nas velocidades de deslocamento para a direção anteroposterior no grupo dos homens e nas frequências de deslocamento anteroposterior no grupo das mulheres fornece uma base para pesquisas posteriores. Outra limitação a ser considerada é a realização de uma única aplicação com avaliação limitada à 48h e sem tensionamento, pois a eficácia da fita poderia ter sido diferente se houvessem várias aplicações por diferentes períodos e com diferentes graus de tensionamento. Assim, estudos com acompanhamento com diferentes níveis de tensão e várias aplicações podem ser benéficos e se sugerem ainda mais estudos que possam aumentar as evidências sobre o uso da KT na melhora do controle postural.

#### 4 Conclusão

O presente estudo mostrou que a aplicação da KT, na região de tornozelo, melhorou o controle postural estático de indivíduos jovens saudáveis. Além disso, os achados sugerem benefício no uso prolongado da KT, ao longo de 48h, sugerindo a necessidade de investigações mais aprofundadas sobre os benefícios da KT ao longo do tempo.

#### Referências

ALBUQUERQUE, K. Clinical therapeutic applications of the Kinesio taping method. Albuquerque: Kinesio Taping Association, 2003.

- ALONSO, A.C. *et al.* Functional balance assessment: review. *Med. Express*, v.1, n.6, 2014.
- BOOBPHACHART, D. *et al.* Effects of elastic taping, non-elastic taping and static stretching on recovery after intensive eccentric exercise. *Res. Sports Med.*, v.25, n.2, p.181-190, 2017.
- BOONKERD, C.; LIMROONGREUNGRAT, W. Elastic therapeutic tape: do they have the same material properties? *J. Phys. Ther. Sci.*, v.28, n.4, p.1303-130, 2016.
- BRECH, G. C. *et al.* Positive correlation of postural balance evaluation by two different devices in community dwelling women. *Medical Express*, v.3, n.2, 2016.
- DUARTE, M.; FREITAS, S.M.S.F. Revisão da posturografia baseada na plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev. Bras. Fisioter.*, v.14, n.3, p.183-192, 2010. doi: <https://doi.org/10.1590/S1413-35552010000300003>.
- ERICKSEN, H.; GRIBBLE, P. A. Sex differences, hormone fluctuations, ankle stability, and dynamic postural control. *J. Athletic Training*, v.47, n.2, p.143-148, 2012.
- FONSECA, M.C.R.; FERREIRA, A.M.; HUSSEIN, A.M. Joint sensorimotor system : a literature review. *Fisioter. Pesq.*, v.14, n.3, p.82-90, 2007.
- FORBES, P.A.; CHEN, A.; BLOUIN, J.S. Sensorimotor control of standing balance. *Handbook Clin. Neurol.*, v.159, p.61-83, 2018.
- GATEV, P. *et al.* Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *J. Physiol.*, v.514, n.3, p.915-928, 1999.
- GÖK, H. *et al.* Does kinesiotaping affect standing balance in healthy individuals? A pilot, double-blind, randomized-controlled study. *Turkish J. Phys. Med. Rehab.*, v.65, n.4, p.327-334, 2019. doi: 10.5606/tftrd.2019.3788
- GOLANÓ, P. *et al.* Anatomy of the ankle ligaments: A pictorial essay. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, v.18, n.5, p.557-569, 2010.
- HORAK, F. B. Postural compensation for vestibular loss and implications for rehabilitation. *Restorative Neurology and Neuroscience*, v.28, n.1, p.57-68, 2010.
- HU, Y. *et al.* Kinesio Taping for Balance Function after Stroke: a systematic review and meta-analysis. *Evidence-Based Complem. Alternative Med.*, v.2019, 2019. doi: <https://doi.org/10.1155/2019/8470235>
- LEE, B. G.; LEE, J. H. Immediate effects of ankle balance taping with kinesiology tape on the dynamic balance of young players with functional ankle instability. *Technol. Health Care*, v.23, n.3, p.333-341, 2015. doi: 10.3233/THC-150902.
- NAKAJIMA, M.A.; BALDRIDGE, C. The effect of kinesio® tape on vertical jump and dynamic postural control. *Int. J. Sports Phys. Ther.*, v.8, n.4, p.393-406, 2013.
- NELSON, N. L. Kinesio taping for chronic low back pain: a systematic review. *J. Bodywork Movement Therapies*, v.20, n.3, p.672-681, 2016. doi: 10.1016/j.jbmt.2016.04.018.
- OBA, N. *et al.* Difference in Postural Control during Quiet Standing between Young Children and Adults: Assessment with Center of Mass Acceleration. *PLOS ONE*, v.10, n.10, p.e0140235, 2015.
- PAILLARD, T.; NOÉ, F. Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. *BioMed Res. Int.*, v.2015, 2015. doi: 10.1155/2015/891390.
- ROJHANI-SHIRAZI, Z.; AMIRIAN, S.; MEFTAHI, N. Effects of Ankle Kinesio Taping on Postural Control in Stroke Patients. *J. Stroke Cerebrov. Dis.*, v.24, n.11, p.2565-2571, 2015. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2015.07.008>.
- RUNGE, C. F. *et al.* Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait and Posture*, v.10, n.2, p.161-170, 1999.
- SHIELDS, C. A. *et al.* Effect of elastic taping on postural control deficits in subjects with healthy ankles, copers, and individuals with functional ankle instability. *Foot & Ankle Int.*, v.34, n.10, p.1427-1435, 2013.
- SILVA, P. DE B. *et al.* Strategies for equilibrium maintenance during single leg standing on a wobble board. *Gait and Posture*, v.44, p.149-154, 2016. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.12.005>.
- SLUPIK, A. *et al.* Effect of Kinesio taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortop Traumatol Rehabil.*, v.9, n.6, p.644-651, 2007.
- THOMPSON, C. *et al.* Factors contributing to chronic ankle instability: a systematic review and meta-analysis of systematic reviews. *Sports Med.*, v.48, n.1, p.189-205, 2018.
- YANG, S.R.; HEO, S.Y.; LEE, H.J. Immediate effects of kinesio taping on fixed postural alignment and foot balance in stroke patients. *J. Phys. Ther. Sci.*, v.27, n.11, p.3537-3540, 2015.