

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE

**EFEITO AGUDO DA BANDAGEM ELÁSTICA NO PADRÃO DE ATIVAÇÃO DOS
MÚSCULOS ESTABILIZADORES DO TORNOZELO, NA CINEMÁTICA E NO
DESEMPENHO, DURANTE ATIVIDADES FUNCIONAIS EM JOVENS ADULTOS
ATIVOS.**

GABRIEL PAGLIONI GARCIA

UBERLÂNDIA
2017

GABRIEL PAGLIONI GARCIA

EFEITO AGUDO DA BANDAGEM ELÁSTICA NO PADRÃO DE ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS ESTABILIZADORES DO TORNOZELO, NA CINEMÁTICA E NO DESEMPENHO, DURANTE ATIVIDADES FUNCIONAIS EM JOVENS ADULTOS ATIVOS.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde.

Área de concentração: Ciências da Saúde.

Orientador: Camilla Zamfolini Hallal

Co-orientador: Nise Ribeiro Marques

UBERLÂNDIA

2017

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

- G216e
2017 Garcia, Gabriel Paglioni, 1991
 Efeito agudo da bandagem elástica no padrão de ativação dos
 músculos estabilizadores do tornozelo, na cinemática e no desempenho,
 durante atividades funcionais em jovens adultos ativos / Gabriel Paglioni
 Garcia. - 2017.
 66 f. : il.
- Orientadora: Camilla Zamfolini Hallal.
 Coorientadora: Nise Ribeiro Marques.
 Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
 Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde.
 Inclui bibliografia.
1. Ciências Médicas - Teses. 2. Tornozelos - Teses. 3. Eletromiografia
 - Teses. 4. Cinemática - Teses. I. Hallal, Camilla Zamfolini. II. Marques,
 Nise Ribeiro. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-
 Graduação em Ciências da Saúde. IV. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Gabriel Paglioni Garcia

EFEITO AGUDO DA BANDAGEM ELÁSTICA NO PADRÃO DE ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS ESTABILIZADORES DO TORNOZELO, NA CINEMÁTICA E NO DESEMPENHO, DURANTE ATIVIDADES FUNCIONAIS EM JOVENS ADULTOS ATIVOS.

Presidente da banca: Profa. Dra. Camilla Zamfolini Hallal

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde.

Área de concentração: Ciências da Saúde.

BANCA EXAMINADORA

Titular: Prof. Dr. Valdeci C. Dionisio

Instituição: Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Titular: Prof. Dr. Luciano Fernandes Crozara

Instituição: Faculdade de Medicina de Marília – FAMEMA

"O conhecimento não é seu, o conhecimento não é meu, ele não é de ninguém, ele circula e só morre quando o prendemos dentro de nós."

RESUMO

Introdução: O tornozelo está entre as articulações que mais estão sujeitas a lesões durante a prática de atividades esportivas. Contudo, ainda há uma lacuna sobre a importância da bandagem elástica na estabilidade do tornozelo. **Objetivo:** Analisar o efeito imediato da bandagem elástica no padrão de recrutamento dos músculos do tornozelo, na cinemática e no desempenho, durante atividades funcionais em jovens adultos ativos e saudáveis. **Material e métodos:** Participaram do estudo, 21 voluntários, com idade de $27,09 \pm 5,83$ anos, de ambos os sexos, praticantes de Crossfit. A coleta ocorreu em dois dias com intervalo de 48 horas. No primeiro dia foram realizados: a anamnese, testes ortopédicos específicos, familiarização com os testes *Star Excursion Balance Test* (SEBT) e *Multiple hop Test* (MHT) e três contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) de tibial anterior e gastrocnêmio medial. Após a familiarização ocorreu a coleta de dados eletromiográficos, cinemáticos e de desempenho nos testes SEBT e MHT. No segundo dia, foi realizada familiarização dos gestos: salto vertical e mudança de direção, onde posteriormente foram coletados os sinais eletromiográficos (SEMG) e dados cinemáticos dos gestos familiarizados. Foi avaliado o desempenho apenas em MHT e SEBT. Todos os testes, em ambos os dias, foram realizados nas condições com e sem bandagem elástica, definidos de maneira aleatória por meio de sorteio. O processamento do sinal eletromiográfico e cinemático, ocorreu por rotinas específicas do Matlab. A normalização dos SEMGs ocorreu por meio das CIVMs. Para cinemática, o acelerômetro foi posicionado entre terceiro metatarso e cuneiforme lateral, considerando os dados dos eixos: transversal (X) e horizontal (Z). Para as comparações foi utilizado o teste: ANOVA one-way medidas repetidas. O nível de significância foi ajustado em $p < 0,05$. **Resultados:** Bandagem elástica possibilitou aumento de 120,8% do pico de ativação de gastrocnêmio medial durante mudança de direção ($p = 0,001$) e também um aumento de 19,5% da média de ativação de gastrocnêmio medial ($p = 0,006$) no teste de saltos com um único membro inferior. Para desempenho, nas direções ântero medial e pósterio medial do SEBT, ocorreu um aumento na distância alcançada de 3,8% e 5,6% ($p = 0,001$ e $p = 0,005$) respectivamente, associado ao uso da bandagem elástica. Nos testes, de cruzar seis metros saltando e de saltos com um único membro inferior, houve redução no tempo de execução, de 5,7% e 7,1% ($p = 0,018$ e $p = 0,009$) respectivamente, associado ao

uso da bandagem elástica. **Conclusão:** De acordo com nossos achados a bandagem elástica possui limitações como recurso terapêutico preventivo e de reabilitação, entretanto pode ser benéfica para desempenho em atividades funcionais.

Palavras chaves: Tornozelo. Eletromiografia. Cinemática. Prevenção. Lesão.

ABSTRACT

Introduction: The ankle is among the joints that most subject to injury during a practice of sports activities. However, there is still a gap on the importance of elastic taping in ankle stability. **Objective:** Analyze the immediate effect of the elastic taping in the recruitment pattern of the ankle muscles, in the kinematics and performance during functional activities in young adults healthy and active. **Material and methods:** Participated in this study, 21 volunteers, aged $27,09 \pm 5,83$ years, of both sexes, practitioners of Crossfit. The collection has occurred in two days with an interval of 48 hours. On the first day were carried out: anamnesis, orthopedic tests, the familiarisation with the test Star Excursion Balance Test (SEBT) and the Multiple hop Test (MHT) and three maximum voluntary isometric contraction (MVIC) of the tibialis anterior and gastrocnemius medialis. After the familiarization has occurred in the data collection electromyographic, kinematic, and performance in the tests, SEBT and MHT. On the second day, was carried out familiarisation of the gestures: the vertical jump and side cutting, where they were subsequently collected signals electromyography (SEMG) and kinematic data. It was evaluated the performance only in MHT and SEBT. All tests on both days were conducted under the conditions with and without elastic taping randomly defined by lottery. The processing of electromyographic signal and kinematic, occurred by routines specific to Matlab. The normalization of the SEMGs occurred by means of the MVIC. For kinematics, the accelerometer was positioned between the third metatarsal and lateral cuneiforme, considering the data of the axes: transverse (X) and horizontal (Z). For the comparisons were used in the test: ANOVA one-way repeated measures. The level of significance was set at $p < 0,05$. **Results:** Elastic taping increase 120,8% of the peak activation of the gastrocnemius medialis during side cutting ($p = 0.001$) and also an increase of 19.5% from the mean activation of the gastrocnemius medialis ($p = 0.006$) in the test of single limb hopping course. For performance, in the directions anteromedial e posteromedial in SEBT, there was an increase in the distance reached 3.8% and 5.6% ($p = 0.001$ and $p = 0.005$), respectively, associated with the use of the elastic taping. In tests, cross six meter hop for time and single limb hopping course, there was a reduction in run-time, 5.7% and 7.1% ($p = 0.018$ and $p = 0.009$), respectively, associated with the use of the elastic taping. **Conclusion:** According our findings, the elastic taping has limitations as a

therapeutic resource for preventive and rehabilitation, however it can be beneficial to performance in functional activities.

Key words: Ankle. Electromyography. Kinematics. Prevention. Injury.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figure 1. Flowchart of the study procedures.....	31
Figure 2. Positioning the elastic taping in steps 1, 2, 3 and 4.	33
Figure 3. SEBT – Posteromedial direction.....	34
Figure 4. Platform used to perform the test of one legged hop for distance.....	35
Figure 5. Accelerometer pattern to determine the phases.....	36

LISTA DE TABELAS

Table 1. Characterization of subjects.....	30
Table 2. Comparisons of SEMG in conditions with and without elastic taping during Multiple Hop Test (MHT).....	38
Table 3. Comparisons of SEMG in conditions with and without elastic taping during vertical jump and side cutting.....	39
Table 4. Comparisons of SEMG in conditions with and without elastic taping during Star Excursion Balance Test (SEBT).....	39
Table 5. Kinematic data obtained under conditions with and without elastic taping, with mean and standard deviation of linear acceleration (g).....	40
Table 6. Performance measurements during the MHT and SEBT tests.....	41

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

MHT	Multiple Hop Test.
SEBT	Star Excursion Balance Test.
Hz	Hertz.
LTFA	Ligamento talofibular anterior.
LTFP	Ligamento talofibular posterior.
LCF	Ligamento calcâneo fibular.
MVIC	Maximum voluntary isometric contractions
GM	Gastrocnêmio Medial / Gastrocnemius Medialis
TA	Tibial Anterior / Tibialis Anterior
J1	Test of One legged hop for distance
J2	Test of triple legged hop for distance
J3	Test of Six meter hop for time
J4	Test of Cross six meter hop for time
J5	Test of Single limb hopping course
VJ	Vertical Jump
SC	Side Cutting
AcX	Accelerometer axis X
AcZ	Accelerometer axis Z
Am	Anteromedial
M	Medial
Pm	Posteromedial
MEAN	Mean
PEAK	Maximum activation
Cocont	Cocontraction

SUMÁRIO

1.INTRODUÇÃO	13
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	15
2.1. Aspectos cinesiológicos e biomecânicos da articulação do tornozelo	15
2.2 Lesões em tornozelo	18
2.3 Bandagem Elástica	20
3.OBJETIVOS	25
3.1 Objetivos gerais	25
3.2 Objetivos específicos	25
4.ARTIGO	26
4.1 INTRODUCTION	28
4.2 METHODS	29
4.2.1. Subjects	29
4.2.2 Procedures and Instrumentation	30
4.2.2.1 Experimental Design	30
4.2.2.2 Electromyography	32
4.2.2.3 Accelerometer	32
4.2.2.4 Elastic Taping	32
4.2.2.5 Star Excursion Balance Test	34
4.2.2.6 Multiple Hop Test	34
4.2.2.7 Vertical Jump	36
4.2.2.8 Side Cutting	36
4.2.2.9 Data analysis	36
4.3 RESULTS	37
4.3.1 Electromyography	37
4.3.2 Kinematics	40
4.3.3 Performance	40
4.4 DISCUSSION	41
4.4.1 Electromyography	41
4.4.2 Kinematics	43
4.4.3 Performance	44
4.4.4 Limitations	45
4.5 CONCLUSION	45
REFERENCES	46

REFERÊNCIAS DA DISSERTAÇÃO.....	51
APÊNDICE 1.....	60
APÊNDICE 2.....	61

1. INTRODUÇÃO

A articulação do tornozelo é comumente lesada durante à pratica de atividades esportivas. De acordo com o estudo de FONG (2007), as lesões de maior ocorrência no tornozelo, em um total de 43 modalidades esportivas, foram: entorse (33 esportes, 76,7%) e fratura (7 esportes, 16,3%). A entorse de tornozelo, por exemplo, pode levar o indivíduo a limitações como: instabilidade funcional, redução da força muscular, perda proprioceptiva, limitação de mobilidade e pode favorecer a degeneração articular devido a recorrência de entorses (HERTEL,2002; WILLAMS et al., 2012; FU; HUI-CHAN, 2005; AIRAKSINEN, 1999; DRAWER; FULLER, 2002).

Sabe que uma maior magnitude de impacto, durante gesto de aterrissagem de um salto, maior a chance de ocorrência de lesões em tornozelo (WRIGHT et al., 2000). Além disso, a velocidade de deslocamento articular pode vir a ser outro fator de risco para ocorrência de lesões em tornozelo, visto que uma maior velocidade de deslocamento articular leva a uma maior possibilidade de lesão (LOHRER; ALT; GOLLHOFER,1999; HA et al., 2015).

Para manutenção da estabilidade articular, é necessário o trabalho em conjunto do sistema ósseo, ligamentar e muscular (HERTEL, 2002). Onde a ação muscular, através de contrações concêntricas e excêntricas, tem por objetivo gerar estabilidade articular dinâmica (HERTEL, 2002). O tibial anterior, por meio de sua contração excêntrica, controla movimentos excessivos de flexão plantar, conseqüentemente, protege a articulação de movimentos excessivos que podem vir a favorecer lesões (SINKJÆR et al., 1988; TERADA; PIETROSIMONE; GRIBBLE, 2012).

Já gastrocnêmio medial, também auxilia na estabilização de movimentos ativos do tornozelo, essa estabilização se dá através da absorção de impacto e aumento da rigidez muscular. (IIDA et al., 2011; LEE; PIAZZA, 2008). Estudos anteriores relatam maior atividade de gastrocnêmio medial e tibial anterior durante atividades funcionais, como aterrissagem e atividades que envolviam equilíbrio dinâmico, onde este aumento de ativação, tanto de gastrocnêmio quanto de tibial anterior, possivelmente, seja uma estratégia adaptativa para manutenção da estabilidade articular (MCKAY et al., 2001; WOODS et al., 2003; LEE; PIAZZA, 2008; IIDA et al., 2011; KOSHINO et al., 2015; POZZI; MOFFAT; GUTIERREZ, 2015; GUTTIERREZ et al., 2012).

A contração é outro mecanismo muscular que poderia vir a contribuir com a estabilização articular, ela é definida como uma ativação neuromuscular simultânea

de dois ou mais músculos antagonistas, que tem por objetivo gerar um ajuste dinâmico da rigidez das partes móveis e por consequência manter a estabilidade articular durante movimentos dinâmicos (DA FONSECA et al., 2001; NUNES, 2004; BARATTA et al., 1988; DI NARDO et al., 2015; AQUINO, 2004; CANDOTTI et al., 2012).

Assim, a bandagem elástica pode vir atuar em mecanismos da estabilidade articular do tornozelo, possivelmente, alterando parâmetros eletromiográficos e cinemáticos (HSU et al., 2009; KUNI et al., 2015). A popularidade da bandagem elástica cresceu após os jogos olímpicos de Pequim 2008, onde seu uso visava a prevenção e reabilitação de lesões em atletas (WILLIAMS et al., 2012; MARTÍNEZ-GRAMAGE et al., 2014). Alguns efeitos são atribuídos ao uso da bandagem elástica como: aumento da excitabilidade muscular, correção do posicionamento articular, melhora da circulação sanguínea e linfática e redução da dor através de supressão neurológica (KASE, HASHIMOTO, TOMOKI; 1996). Esses efeitos podem ter ocorrido devido a um aumento da estimulação somatosensorial do sistema proprioceptivo, que permite respostas de diferentes aplicações, como inibição e ativação (FU et al., 2008). Diversos estudos têm relatado que a bandagem elástica pode aumentar o recrutamento neuromuscular (SLUPIK et al., 2006; HSU et al., 2009; HUANG et al., 2011; KONISHI, 2013; GÓMEZ – SORIANO et al., 2014), assim como, alterações cinemáticas, estas que podem vir a reduzir mecanismos lesivos, como por exemplo, evitar movimentos excessivos de flexão plantar (HO et al., 2015; Kuni et al., 2015). A melhora no desempenho de atividades funcionais associado ao uso da bandagem elástica, também tem sido relatado na literatura (BICICI; KARATAS; BALTAÇI, 2012). Todavia, alguns estudos, relatam que a bandagem elástica não alterou parâmetros eletromiográficos, cinemáticos ou no desempenho (BRIEM et al., 2011; DE ALMEIDA LINS et al., 2013; MAGALHÃES et al., 2016; HETTLE et al., 2013).

Portanto, existe uma grande discrepância de resultados nos estudos que investigam o efeito da bandagem elástica. Esta variabilidade de resultados pode estar associada, as diferentes metodologias de aplicação da bandagem elástica. Assim, é importante o entendimento, de como um recurso terapêutico, no caso bandagem elástica, atua sobre parâmetros eletromiográficos e cinemáticos, pois assim seria possível entender melhor os mecanismos lesivos do tornozelo e por consequência elaborar reabilitações e prevenções mais precisas, visto que ainda existe uma lacuna na literatura, em relação ao efeito real da bandagem elástica na prevenção e reabilitação de lesões.

2.FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Aspectos cinesiológicos e biomecânicos da articulação do tornozelo

A articulação do tornozelo possui três eixos de movimento, são eles: eixo transversal (X), que condiciona movimentos do plano sagital: dorsiflexão e flexão plantar. Eixo vertical (Y), que condiciona os movimentos do plano transversal: abdução e adução e, por fim, o eixo horizontal (Z), que condiciona movimentos do plano frontal: supinação e pronação (KAPANDJI, 2000). Entretanto, os movimentos de inversão e eversão, ocorrem em um eixo oblíquo de rotação, onde esses movimentos são realizados em três planos, pois ocorrem dentro dos planos: sagital, frontal e transversal (NEUMANN, 2006). Em exercícios de cadeia cinética aberta, por exemplo, o movimento de eversão consiste em dorsiflexão, pronação, e abdução, enquanto inversão consiste em flexão plantar, supinação e adução. (ROCKAR; PAUL, 1995).

Segundo HERTEL (2002) existem três contribuintes que em conjunto proporcionam a estabilidade das articulações do tornozelo, são elas: congruência articular, restrições ligamentares e ativação de grupamentos musculares.

A articulação talocrural é conhecida como uma articulação de encaixe, ela é formada pela articulação do tálus porção superior, porção distal de tíbia e fíbula, maléolo lateral e maléolo medial (HERTEL, 2002). Porém devido ao posicionamento do eixo de rotação da talocrural, que é ligeiramente inclinado no sentido ântero superior, faz com que esse eixo se diferencie de um eixo médio lateral comum em 10° graus para o plano frontal e 6° graus para o plano transversal, o que possibilita esta articulação participar dos três eixos do movimento, mas que isoladamente possibilita os movimentos no plano sagital: flexão plantar e dorsiflexão (LUNDBERG et al., 1989). Devido a essa inclinação do eixo rotacional, o movimento de dorsiflexão está associado a uma leve abdução e pronação, enquanto que o movimento de flexão plantar está associado com leve adução e supinação (NEUMAN, 2006).

A articulação subtalar é uma articulação formada pela parte inferior do tálus com o calcâneo. Possui o eixo de rotação a 42° do plano transversal e 16° do plano sagital. Essa articulação é constituída de duas articulações separadas: a articulação subtalar anterior e a articulação subtalar posterior. Estas duas articulações atuam em conjunto como uma única articulação, com isso é possível a realização de movimentos

como a pronação e supinação, bem como, auxílio nos movimentos de adução e abdução (VILADOT et al., 1984; ROCKAR; PAUL, 1995; HARMON, 2004).

A sindesmose fibular distal é a articulação distal entre tíbia e fíbula. Essa articulação tem como principal estabilizador a membrana interóssea, que permite uma ligação muito forte entre as extremidades distais de tíbia e fíbula. Essa articulação também é estabilizada por ligamentos, como: tibiofibular anterior e tibiofibular posterior (HERTEL, 2002). O papel funcional dessa articulação é limitar o movimento de translação e rotação da articulação talocrural, durante os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar e, com isso, promover maior congruência da articulação talocrural e, conseqüentemente, maior estabilidade articular (PENA; COETZEE, 2006; HERTEL, 2002).

A anatomia óssea da articulação do tornozelo é responsável pela estabilidade articular na posição neutra quando sujeito a cargas compressivas mais elevadas (STORMONT et al., 1985; KERKHOFFS et al., 2007). O tálus, possui importante contribuição na estabilidade do tornozelo, pois, anatomicamente, o tálus é maior anteriormente do que posteriormente. Durante a flexão plantar, o tálus roda posteriormente e se desloca anteriormente, assim a pinça bimalleolar, aproximação do maléolo medial e lateral, promove uma redução no espaço interósseo para a manutenção da estabilidade articular (KAPANDJI, 2000). Na dorsiflexão, existe um contato da região superior do tálus com a margem anterior da tíbia, limitando o movimento de dorsiflexão, além disso durante dorsiflexão ocorre um aumento do espaço interósseo provido pela abertura da pinça bimalleolar, afastamento do maléolo medial e lateral (KAPANDJI, 2000; NEUMANN, 2006). A fíbula se estende, ligeiramente mais, até maléolo lateral do que a tíbia em relação ao maléolo medial, devido a essa configuração óssea, há uma maior amplitude de movimento em inversão do que em eversão (KAPANDJI, 2000)

Em condições de ausência de carga, a estabilização passa a ser promovida pelas estruturas ligamentares (STORMONT et al., 1985; KERKHOFFS et al., 2007). Entre os ligamentos que estabilizam o complexo articular do tornozelo, temos: o ligamento talofibular anterior (LTFA), o ligamento talofibular posterior (LTFP), e o ligamento calcâneo fibular (LCF) na face lateral do tornozelo. Na face medial, o ligamento Deltoideo é o principal estabilizador medial (BOZKURT; DORAL, 2006). Quando ocorrem perturbações cinemáticas externas, a magnitude da carga determina quais ligamentos estarão sujeitos à lesão. Em termos de resistência à tensão, o LTFA

é o ligamento mais frágil e, geralmente, lesionado ao primeiro momento, o LCF é mais resistente do que LTFA e o LTFP é o mais difícil de se lesionar, sendo que a lesão deste, geralmente, está associado a fraturas de tornozelo e luxações (BROSTRÖM, 1966; SAFRAN et al., 1999; HA; FONG; CHAN, 2016). Em contrapartida os ligamentos mediais são mais resistentes do que os ligamentos laterais (SAVAGE-ELLIOTT et al., 2013), onde os mesmos são responsáveis por alinhar o tálus e o maléolo medial, resistindo à adução do tálus em relação a tíbia e estabilizam essas estruturas quando ocorre um estresse em valgo do tornozelo. (BEALS; CRIM; NICKISCH, 2012).

Além dos elementos passivos, como ósseos e ligamentos, para que ocorra a estabilização articular é preciso que alguns músculos sejam recrutados em conjunto. Esses músculos devem gerar estabilidade articular dinâmica por meio de contrações concêntricas e excêntricas (HERTEL, 2002).

Tibial anterior desempenha importante papel na estabilização articular do tornozelo, durante o movimento de flexão plantar, sua contração excêntrica pode reduzir amplitudes excessivas deste movimento (SINKJÆR et al., 1988). Além disso, sabe-se também, que a redução de amplitude do movimento de dorsiflexão, favorece o movimento de flexão plantar, o que torna o indivíduo mais suscetível a lesões por entorse, por exemplo (TERADA; PIETROSIMONE; GRIBBLE, 2012). O gastrocnêmio medial, desempenha importante papel na estabilização de movimentos ativos do tornozelo, onde está estabilização se dá através de absorção de impacto e aumento da rigidez muscular. (IIDA et al., 2011; LEE; PIAZZA, 2008). Após contato inicial com o solo, sabe-se que a potência do momento articular resultante do tornozelo e do joelho, provê um potencial para uma transferência de energia através do tendão muscular biarticular, reduzindo o impacto durante a aterrissagem do salto (ZATSIORSKY, 2004), contribuindo assim, para manutenção da estabilidade articular do tornozelo. KOSHINO (2015) em seu estudo, relata uma maior atividade eletromiográfica de gastrocnêmio medial durante o gesto de mudança de direção em indivíduos com instabilidade funcional de tornozelo. Tal achado pode ter corrido, pois em atividades que ocorrem grande alternância de aceleração e desaceleração do movimento, o gastrocnêmio medial aumenta sua atividade com o objetivo de melhorar a estabilidade articular (MCKAY et al., 2001; WOODS et al., 2003; LEE; PIAZZA, 2008; IIDA et al., 2011). Já, o tibial anterior, também apresenta maiores ativações eletromiográficas, durante atividades de equilíbrio dinâmico e simulação de entorse (POZZI; MOFFAT; GUTIERREZ, 2015; GUTTIERREZ et al., 2012). Possivelmente

estes aumentos de ativação, visavam a manutenção da estabilidade articular dinâmica e por consequência proteger a articulação de lesões (SINKJÆR et al., 1988). A cocontração é outro mecanismo que pode auxiliar na estabilização articular, ela é definida como uma ativação neuromuscular simultânea de dois ou mais músculos, que tem por objetivo gerar um ajuste dinâmico da rigidez dos músculos envolvidos e assim melhorar eficiência na estabilização durante movimentos (DA FONSECA et al., 2001; NUNES, 2004 BARATTA et al., 1988; DI NARDO et al., 2015; AQUINO, 2004; CANDOTTI et al., 2012). No membro inferior, a cocontração é utilizada como uma estratégia compensatória para indivíduos com declínio proprioceptivos, pois aumenta a quantidade de informações dos fusos musculares, novamente contribuindo com a estabilização (MADHAVAN; SHIELDS, 2005). CRAIG (2016) em seu estudo, comparou avaliação postural em idosos e jovens adultos, relatando uma maior cocontração dos músculos gastrocnêmio medial e tibial anterior durante os 30 segundos iniciais de atividade, em uma determinada plataforma fixa, que provocava alta intensidade de perturbação postural (CRAIG: GOBLE; DOUMAS, 2016). CANDOTTI (2012) verificou o percentual de cocontração em mulheres que utilizavam saltos. Para a análise eletromiográfica as voluntárias deviam caminhar em uma esteira em três situações: descalça, com salto baixo e com salto alto. Como resultado obteve que quanto maior o salto utilizado, maior era o percentual de cocontração entre tibial anterior e gastrocnêmio. Tais estudos corroboram com a teoria de que a cocontração é uma estratégia adaptativa, que visa a manutenção da estabilidade tanto articular quanto postural. Entretanto, de acordo com nosso conhecimento, são escassos estudos que avaliam o efeito da bandagem elástica na cocontração de tibial anterior e gastrocnêmio medial durante atividades funcionais.

2.2 Lesões em tornozelo

O tornozelo está entre as articulações que mais estão sujeitas a lesões durante a prática de atividades esportivas. Estudo anterior, constatou que em 24 modalidades esportivas, em um total de 70 modalidades, apresentavam como região anatômica de maior ocorrência de lesão, a articulação do tornozelo (FONG et al., 2007). Outro dado interessante à cerca de lesões em tornozelo se trata do estudo de NABHAN (2016), que relata, que no ano de 2014, durante os jogos olímpicos da juventude, a equipe dos Estados Unidos, teve como regiões anatômicas mais acometidas por lesões,

joelho e tornozelo, sendo que 12% das lesões ocorreram no tornozelo. Já em relação à tipos de lesões, foi feito um levantamento em 43 esportes, com históricos de lesões em tornozelo e que a entorse do tornozelo foi a lesão mais comum (33 esportes, 76,7%), seguida de fratura (7 esportes, 16,3%) dentro destas 43 modalidades (FONG et al., 2007).

A entorse de tornozelo é definida como uma lesão que afeta um ou mais ligamentos que estão no tornozelo. As lesões de tornozelo podem ser definidas como entorses agudas e entorses crônicas, sendo que 85% de todas as lesões no tornozelo estão relacionadas a mecanismos lesivos laterais, ou seja, entorses que lesam os ligamentos laterais (BAHR; ENGEBRETSEN, 2009). A classificação de entorse de tornozelo é baseada no exame clínico da área afetada e é dividida em três tipos: grau 1, ocorre estiramento ligamentar; grau 2, ocorre lesão ligamentar parcial e grau 3, ocorre lesão ligamentar total (BERNETT; SCHIRMANN, 1989). O mecanismo lesivo mais comum da entorse do tornozelo ocorre por meio do movimento de inversão, esse mecanismo é responsável pela entorse lateral de tornozelo, que ocorre quando há supinação excessiva do retro pé, combinado com rotação externa da tíbia no início do contato do pé com o solo durante as mudanças rápidas de direção (WRIGHT et al., 2000).

Quando não há lesão, as informações proprioceptivas, tais como cinestesia e senso de posição articular são obtidos a partir de mecanorreceptores, logo após a detecção de deslocamentos comuns ou perturbações (HUGHES; ROCHESTER, 2008). Após uma lesão por entorse, por exemplo, há redução da informação proprioceptiva, pois os receptores da pele são atingidos, como por exemplo mecanorreceptores, diminuindo a capacidade de identificar a posição do corpo, dos segmentos corporais e a percepção do movimento das articulações, o que resulta em um mal posicionamento do pé durante gestos funcionais, aumentando-se assim, a possibilidade de lesões por entorse (AMATUZZI et al., 2004; DELAHUNT; MONAGHAN; CAULFIELD 2007). Outro fator que pode predispor a lesão por entorse é a velocidade de deslocamento articular, uma maior velocidade de deslocamento articular contribui como fator de risco adicional para a ocorrência de lesões em tornozelo (LOHRER; ALT; GOLLHOFER, 1999; HA; FONG; CHAN, 2016).

2.3 Bandagem Elástica

A bandagem elástica surgiu em 1973, sendo utilizada a primeira vez em grande escala nos Jogos Olímpicos de Seul de 1988 (MATHEUS et al., 2016). Nas olimpíadas de Pequim 2008, a popularidade da bandagem elástica cresceu substancialmente e tinha como finalidade a prevenção e reabilitação de lesões em atletas (WILLIAMS et al., 2012; MARTÍNEZ-GRAMAGE et al., 2014). A bandagem elástica é uma fita elástica, sem látex, permeável e resistente a água sendo possível utiliza-la por vários dias, feita de algodão que pode ser aplicada sobre músculos e articulações, se difere de outras bandagens pelo fato de se distender de 130% a 140% do seu comprimento original. (BICICI; KARATAS; BALTACI, 2012; MARTÍNEZ-GRAMAGE et al., 2014). Entretanto em estudo recente, de MATHEUS (2016), foi possível observar que a distensão da fita foi maior do que os autores da literatura relatavam, atingindo maiores valores de distensão, além disso o mesmo relata que diferentes marcas de bandagem elástica, possuem características distintas, como por exemplo: tensão e rigidez.

Alguns efeitos terapêuticos têm sido atribuídos ao uso da bandagem elástica como: excitabilidade muscular, correção do posicionamento articular, melhora da circulação sanguínea e linfática e redução da dor através de supressão neurológica (KASE, HASHIMOTO, TOMOKI; 1996). Esses efeitos podem estar relacionados com uma estimulação somatosensorial, que permite diferentes respostas a aplicação da bandagem, como uma maior ativação ou até inibição (FU et al., 2008).

Essa estimulação somatosensorial tem início no sistema tegumentar. Esse sistema fornece informações do ambiente para SNC. Existem diversas terminações nervosas (receptores), na pele, que são capazes de captar estímulos como: dolorosos, térmicos e mecânicos. Estes receptores podem ser fásicos, aqueles que respondem enquanto o estímulo é mantido ou tônicos, que se adaptam lentamente a um estímulo constante (JUNIOR, 2015). A bandagem elástica visa estimular a sensibilidade tátil e assim estimular estes receptores específicos.

O tato pode ser dividido em fino e grosso. O tato fino possui os seguintes receptores:

Discos de Merkel: Receptores de adaptação lenta e sensíveis a pressão vertical local e não respondem ao alongamento lateral da pele. Assim, os movimentos de pressão e tração sobre a epiderme desencadeiam os estímulos que são enviados para o sistema nervoso central (JUNIOR, 2015).

Corpúsculos de Meissner: Receptores de adaptação rápida e sensíveis a pressão e a vibração local constante (JUNIOR, 2015).

Corpúsculos de Ruffini: Receptores de adaptação lenta e respondem ao alongamento da pele sobre uma grande área. Adaptam-se lentamente à um alongamento constante e emitem descargas em respostas aos ângulos articulares estáticos para o sistema nervoso central (JUNIOR, 2015).

Corpúsculos de Pacini: Receptores de adaptação rápida, detectam estímulos de pressão que se alteram rapidamente. Esta alteração de pressão é enviada aos centros nervosos correspondentes, para que se elabora uma resposta ao estímulo (JUNIOR, 2015).

O tato grosso, possui terminações nervosas por toda a pele, esses receptores não são proprioceptivos, mas contribuem com informações cinestésicas (JUNIOR, 2015).

Assim, quando a pele é estimulada, por exemplo, pela bandagem elástica, os estímulos gerados pela bandagem são enviados ao córtex sensorial primário, que discrimina a intensidade e qualidade do estímulo. Posteriormente a isso, a informação é enviada para o córtex de associação, que interpreta o estímulo e seleciona metas do que fazer com o estímulo. Após isto, a informação chega até a área de planejamento motor, que analisa como será a composição e sequenciamento da resposta ao estímulo inicial da pele, provido pela bandagem elástica. Por fim o estímulo inicial se transforma em um estímulo motor, que por consequência irá gerar uma resposta ao estímulo inicial. Resumidamente, a bandagem elástica visa estimular a sensação tátil, para que esta informação possa ser interpretada e utilizada na motricidade e consciência corporal (JUNIOR, 2015).

Pesquisas anteriores, relatam um aumento de ativação eletromiográfica associada ao uso da bandagem elástica. HSU (2009), avaliou o efeito da bandagem elástica, tanto na eletromiografia quanto cinemática, do trapézio inferior, em indivíduos com síndrome do impacto e observou que o uso da bandagem elástica proporcionou um aumento de ativação neuromuscular assim como alteração na cinemática escapular. HUANG (2011), em sua pesquisa com jovens adultos sedentários, verificou o efeito da bandagem elástica durante o gesto de salto vertical e constatou uma tendência de aumento da ativação de gastrocnêmio medial associado ao uso da bandagem elástica. GÓMEZ-SORIANO (2014), verificou o efeito da bandagem elástica em gastrocnêmio medial, sobre parâmetros eletromiográficos e de torque, em indivíduos

saudáveis. Observou-se um aumento da ativação eletromiográfica à curto prazo, no caso, após 10 minutos de aplicação, entretanto após 24 horas, o efeito se perdeu. Outros estudos relatam aumento da ativação eletromiográfica associado ao uso da bandagem elástica (SLUPIK et al., 2006; KONISHI, 2013). Mas, em contrapartida, alguns estudos, também relatam que o uso da bandagem elástica não altera parâmetros eletromiográficos. MAGALHÃES (2016) avaliou o efeito da bandagem elástica sobre eletromiografia e desenvolvimento de força do tríceps sural de jovens ativos. Não houve alteração da eletromiografia e sim, apenas uma melhora na taxa de desenvolvimento de força, no início da contração. BRIEM (2011), avaliou o efeito tanto da bandagem elástica quanto rígida, durante teste em plataforma de inversão. Uma maior ativação eletromiográfica de fibulares foi observada durante a condição bandagem rígida, entretanto a condição, bandagem elástica não alterou o recrutamento neuromuscular de fibulares. Outros estudos, relatam que o uso da bandagem elástica não possibilitou a alteração do recrutamento neuromuscular (DE ALMEIDA LINS et al., 2013; TRÉGOUËT; MERLAND; HORODYSK, 2012; SIMON; GARCIA; DOCHERTY, 2014).

Por meio da bandagem elástica, também tem se observado alterações em parâmetros cinemáticos. HO (2015) avaliou os gestos de mudança de direção e salto vertical em atletas de voleibol com instabilidade funcional de tornozelo, por meio de um sistema de aquisição de imagens. Neste caso, o uso da bandagem elástica reduziu o pico da amplitude de movimento de flexão plantar durante os gestos mencionados. KUNI (2015), avaliou o efeito da bandagem elástica em indivíduos com instabilidade funcional de tornozelo e saudáveis, durante gesto que envolvia aterrissagem. Por meio da bandagem elástica, houve redução no pico da amplitude do movimento de flexão plantar em ambas os grupos. TRÉGOUËT (2012), verificou se a aplicação da bandagem rígida e elástica alterariam parâmetros cinemáticos durante teste em plataforma de inversão. Seus achados foram, uma redução tanto no pico de movimento como na velocidade de movimento de inversão, associados tanto à condição de bandagem rígida quanto bandagem elástica, porém essa redução foi mais evidente em bandagem rígida. Além disso, a bandagem elástica em questão, era confeccionada com outro tipo de tecido, que se diferia daquele utilizado pela bandagem elástica mais popular, a Kinesio Taping®. HSU (2009), relata, que por meio da bandagem elástica além de um aumento no recrutamento neuromuscular, houve também, uma alteração do movimento escapular (Aumento do tilt posterior), durante

movimento funcional, em indivíduos com síndrome do impacto, mostrando que a bandagem elástica pode vir alterar parâmetros cinemáticos e eletromiográficos. Entretanto, alguns estudos têm relatado que a bandagem elástica não altera outros parâmetros como a cinética, onde este parâmetro está diretamente relacionado com a cinemática do tornozelo. Estudo de WONG (2012), avaliou o efeito da bandagem elástica sobre o torque, em indivíduos saudáveis, durante extensão e flexão do joelho em diferentes velocidades angulares. Como resultado, observou que não houve alteração do torque associado ao uso da bandagem elástica. MAGALHÃES (2016) também avaliou o efeito da bandagem elástica tríceps sural e como isso refletia sobre o torque de jovens adultos ativos, os achados mostram que, não houve alteração do torque, apenas uma melhora na taxa de desenvolvimento de força.

Para desempenho, BICICI (2012), observou os efeitos de bandagem rígida, elástica, placebo e sem bandagem durante a realização de atividades funcionais que envolviam saltos com único membro inferior e salto vertical. Embora sem diferença significativa, a condição bandagem elástica apresentou resultados benéficos, como, redução do tempo de execução dos testes que envolviam, saltos com único membro e também uma maior altura durante a realização do salto vertical. Já em relação a déficits funcionais, o uso da bandagem elástica de maneira longitudinal tem apresentado resultados benéficos. KIM (2015), em um estudo de caso, aplicou a bandagem elástica em indivíduo com instabilidade funcional de tornozelo durante dois meses e observou que o uso longitudinal possibilitou redução na instabilidade funcional durante atividades funcionais como subir, descer escada e saltar, além disso apresentou melhora na pontuação do questionário Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT), que classifica instabilidade funcional de tornozelo. LEE (2016) realizou um estudo de caso, de um indivíduo com instabilidade funcional, onde o tempo de aplicação da bandagem elástica foi de quatro semanas e como resultado, obteve uma redução na instabilidade funcional, melhora no quadro algico, uma melhor pontuação foi observada no questionário CAIT e maiores distancias foram alcançadas durante o teste Y-balance. Todavia, HETTLE (2013), discorda dos autores citados anteriormente, pois o mesmo, não encontrou em seus resultados, uma melhora de desempenho associada ao uso da bandagem elástica, durante o teste funcional Star Excursion Balance Test que foi aplicado em indivíduos com instabilidade funcional de tornozelo.

Esta melhora em desempenho e déficits funcionais, pode ser explicada devido ao aumento da percepção subjetiva de segurança que a bandagem pode gerar através da estimulação de mecanorreceptores (GÓMEZ- SORIANO et al., 2014). SAWKINS (2007) relata que em seu estudo, que indivíduos que estavam sujeitos aplicação de algum tipo de bandagem, seja ela elástica ou placebo, relataram maior sensação de segurança. SIMON (2014), verificou o efeito da bandagem elástica sobre a propriocepção, em indivíduos com instabilidade funcional de tornozelo e saudáveis, durante movimento de eversão e o mesmo relata que a melhora encontrada na propriocepção, em ambos os grupos, estava associada a maior sensibilidade de segurança e confiança proporcionados pela bandagem elástica. Nota-se, portanto, a discrepância de resultados em estudos com bandagem elástica, possivelmente associados a divergências metodológicas do recurso terapêutico como por exemplo: posicionamento, amostra, teste proposto e tempo de aplicação.

3. OBJETIVOS

3.1 *Objetivos Gerais*

Avaliar o efeito de aplicação imediata da bandagem elástica, sobre padrões eletromiográficos dos músculos estabilizadores do tornozelo, na cinemática do tornozelo e no desempenho, durante atividade funcionais, em jovens adultos saudáveis e ativos.

3.2 *Objetivos específicos*

- Comparar o efeito de aplicação imediata da bandagem elástica com a condição sem bandagem elástica no recrutamento neuromuscular de gastrocnêmio medial e tibial anterior durante atividades funcionais.

- Comparar o efeito de aplicação imediata da bandagem elástica com a condição sem bandagem elástica na aceleração de deslocamento articular do tornozelo, nos eixos: transversal e horizontal, durante atividades funcionais.

- Comparar o efeito de aplicação imediata da bandagem elástica com a condição sem bandagem elástica no desempenho, durante os testes Multiple Hop Test e Star Excursion Balance Test.

4. ARTIGO

IMMEDIATE EFFECT OF ELASTIC TAPING IN THE PATTERN OF ACTIVATION OF STABILIZING MUSCLES AND KINEMATICS AND PERFORMANCE OF THE ANKLE DURING FUNCTIONAL ACTIVITIES IN YOUNG ACTIVE ADULTS.

Gabriel Paglioni Garcia¹, Ricardo José Tecchio Serrão¹, Nise Ribeiro Marques², Camilla Zamfolini Hallal¹

1 Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Uberlândia, Brasil,

2 Centro de Ciências da Saúde, Universidade do Sagrado Coração, USC, Bauru, BRA

Correspondence:

Rua Irmã Arminda, 10-50, Vila Cardia, Bauru, SP. Centro de Ciências da Saúde, Universidade do Sagrado Coração.

E-mail: nisermarkes@yahoo.com.br

Key words: Ankle. Electromyography. Kinematics. Prevention. Injury.

ABSTRACT

Objectives: Analyze the effect of elastic taping on electromyography of ankle muscles, in kinematics and performance, during functional tests, in young healthy and active adults. **Methods:** Twenty one healthy volunteers, aged 27.09 ± 5.83 years, of both sexes, participated in the study. Electromyographic and kinematic data were collected during tests: Multiple Hop Test (MHT), Star Excursion Balance Test (SEBT), vertical jump and side cutting. Performance was measured only in MHT and SEBT. For the electromyography, were considered, the tibialis anterior and gastrocnemius medialis and in kinematics, plantar flexion and supination were considered for data collection. All volunteers performed the tests in the condition with and without elastic taping. For the comparisons was used the test, ANOVA one-way repeated measures. **Results:** Elastic taping allowed a 120.8% increase in the gastrocnemius medialis activation peak during side cutting ($p = 0.001$) and also a 19.5% increase in the gastrocnemius medialis activation mean ($p = 0.006$) in the test of single limb hopping course. For performance, elastic taping provided an increase in the distances reached in the anteromedial and posteromedial directions of the SEBT, of 3.8% and 5.6% ($p = 0.001$ and 0.005) respectively, as well as a reduction in the execution time of the cross six meter hop for time and single limb hopping course of 5.7% and 7.1% ($p = 0.018$ and $p = 0.009$) respectively. **Conclusion:** Elastic taping has limitations as a preventive and rehabilitative therapeutic resource, however it may be beneficial for performance in functional activities.

4.1 INTRODUCTION

The ankle is between the joints that are most prone to injury while practicing sports activities. A previous study verified the incidence of ankle injuries in 70 sports modalities. It was found that approximately 34% of these modalities presented the ankle as the anatomical region with the highest incidence of injuries (Fong et al., 2007). At the 2014 Youth Olympic Games, for example, 12% of injuries occurred in the United States delegation, occurred in ankle. (Nabhan et al., 2016). A survey was made of the most common types of ankle injuries, in a total of 43 sports, where the ankle sprain was the most common injury (33 sports, 76.7%), followed by fracture (7 sports, 16.3%) (Fong et al., 2007).

Some factors such as landing phase of a jump and intensity of the impact in the landing may cause ankle injuries (Wright et al., 2000). This may also be related to a joint displacement velocity, a reduction in joint displacement velocity may be considered an additional risk factor for the occurrence of ankle injuries. (Lohrer et al., 1999; Ha et al., 2015). Another factor that can cause ankle injuries is the alteration of neuromuscular activity, since the muscular action through concentric and eccentric contractions assists in the dynamic stabilization of the movement. (Stormont et al., 1985; Hertel, 2002).

Thus, tibialis anterior and gastrocnemius medialis action may assist in the stabilization of the ankle joint, considering tibialis anterior, eccentrically controls the movement of plantar flexion, reducing excessive amplitudes of this movement (Sinkjær et al., 1988). Gastrocnemius medialis, through the absorption of impact and increase of muscle stiffness, contributions to dynamic stability maintenance during dynamic movements (Lee and Piazza, 2008; Iida et al., 2011). In addition, tibialis anterior and gastrocnemius medialis can perform the cocontraction, which is defined as a simultaneous neuromuscular activation of two or more antagonistic muscles, with the purpose of generating an adjustment of the stiffness of the involved muscles aiming at maintaining stability during unstable activities (Fonseca et al. Al., 2001; Nunes, 2004; Aquino, 2004; Candotti et al., 2012).

Ankle stabilization can be supplemented with the help of an external resource. This resource may be an elastic taping (Kinesio Taping®), which was created by Kenzo Kase, in the 70's. This resource has some effects like increase neuromuscular recruitment and a correction of joint position (Kase et al., 1996; Gómez-Soriano et al.,

2014). These effects may help to maintain joint stability of the ankle. Previous studies have reported that an increase in muscle recruitment during functional activity was possible through the elastic taping (Hsu et al., 2009; Huang et al., 2011), as well reduction of ankle injury mechanisms, such a maximal plantar flexion during dynamic movement (Ho et al., 2015; Kuni et al., 2015). In terms of performance, BICICI (2012) reports that the use of the elastic taping compared to other types of bandage presented differences. Although this difference was not significant, individuals who used elastic taping had a higher mean height during vertical jump and performed activities with a single lower limb, with a lower mean time to perform the task, when compared to other conditions. However, some studies also report that the use of elastic taping does not changes neuromuscular recruitment, kinematics or performance (Briem et al., 2011; Magalhães 2016; Hettle et al., 2013).

A divergence of results is observed with respect to studies with elastic taping. This may be associated to methodological variability of the application of such therapeutic resource, such as positioning, distension and time of application. Thus, it is important to understand the effect of elastic taping on electromyography and kinematic parameters during functional activities, since with elastic taping, it would be possible to generate effects on these parameters, enabling a more precise and coherent prevention and rehabilitation, as well as a lower recovery time and inactivity. Therefore, the objective of this study was to evaluate the immediate effect of elastic taping on the neuromuscular recruitment pattern, kinematics and performance during functional activities in healthy and active young adults. We hypothesized that elastic taping may change electromyography, kinematic, and performance parameters during functional activities.

4.2 METHODS

4.2.1. Subjects

This research is a cross-sectional case-control. All volunteers signed the Informed Consent Term. The study was approved by the Research Ethics Committee of the Universidade Estadual Paulista, Campus of Marília, under the number: 073586/2015. Participated in this research, 21 Crossfit practitioners (7 women and 14 men), aged between 18 and 35 years, who frequently trained three times a week for one hour per

day, without lower limb injury and without mechanical joint instability. The characterization of volunteers is present in Table 1. The sample size was calculated using G*Power 3.1 software (Universitat, Kiel, Germany) with data obtained through a pilot study. The analyzed variable was side cutting was calculated out by means of pilot studies. Thus, considering a significance level of $p < 0.05$, effect size of 0.45 and with 90% test power for a sample size of 40 volunteers

Table 1.

Characterization of subjects

	Mean \pm Standard Deviation
Age (Years)	27,1 \pm 5,8
Body Mass Index (BMI)	24,5 \pm 1,7
Weekly Training (Days)	4,9 \pm 0,9
Crossfit Practice time (Months)	23,9 \pm 10,7

4.2.2 Procedures and Instrumentation

4.2.2.1 Experimental Design

Data collection occurred in two days, with a 48 hours interval between sessions. On the first day, were evaluated the volunteers, by specific evaluation form, which recorded anthropometric data, history of sprains, training frequency and evaluation of mechanical stability through with specific orthopedic tests: drawer test and talar tit test (Cipriano and Cipriano, 1999; Clanton and Schon, 2007). The volunteers were instructed to use the daily training shoes to perform the proposed activities (Kuhman et al., 2016) and the dominant lower limb was defined for the positioning of the elastic taping and the performance of the tests (Hoffman et al., 1998).

After the initial evaluation, the volunteers performed three maximal voluntary isometric contractions (MVICs) of the muscles: tibialis anterior and Gastrocnemius medialis muscles, lasting five seconds for each contraction and 30 seconds of rest between each contraction. The MVIC placements followed the following instructions: Tibialis Anterior - The volunteers should perform the dorsiflexion and supination movement against manual resistance (Kendall and McCreay, 1995). Gastrocnemius medialis - Volunteer with extension knee, perform the plantar flexion movement against resistance (Kendall and McCreay, 1995).

Later, the volunteers performed the familiarization of the functional tests: Star Excursion Balance Test (Hertel et al., 2006) and the Multiple Hop Test (Sekir et al., 2007). Electromyography, kinematic and performance data collection occurred in conditions with and without elastic taping, randomly defined by lottery, with a five minutes interval between each condition. On the second and last day, the volunteers performed familiarization with the following gestures: vertical jump and side cutting. The electromyography and kinematic data were collected in the same conditions as those proposed on the first day (Fig 1). At the end of the collection, volunteers asked whether elastic taping provided a greater safety sensation. To mention, in percentage, how much better this sense of security was.

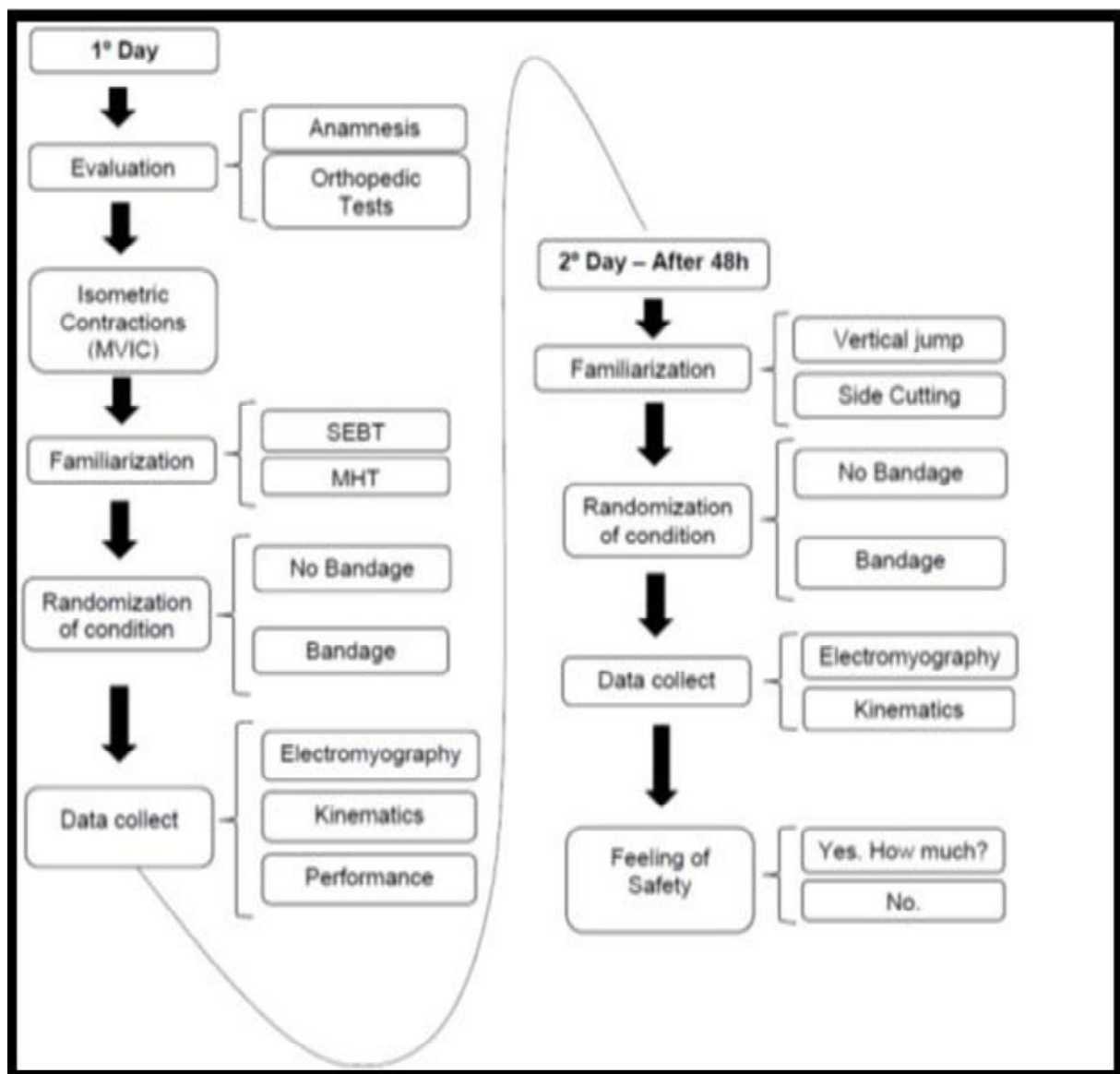


Fig 1. Flowchart of the study procedures.

4.2.2.2 Electromyography

For the collection of the electromyographic signal (SEMG), a biological signal acquisition module (Noraxon, Arizona, USA) was used, adjusted with sampling rate of 1000 Hz, total gain of 2000 times (20 in the preamplifier and 100 in the amplifier) and 90 dB common mode rejection.

Circular disposable electrodes of Ag / AgCl, positioned in a bipolar configuration, with a capture area of 1 cm² and distance between 2 cm electrodes were positioned on the tibialis anterior and gastrocnemius medialis muscles according to SENIAM standards (Hermens et al., 2000). The positioning of the electrode consisted of tibialis anterior - proximal third between the distance of the head of the fibula and medial malleolus. Gastrocnemius medialis - most prominent portion of muscle. Before the electrodes placed, we performed trichotomy and skin cleaning with alcohol, to reduce possible interference in the SEMG acquisition (Hermens et al., 2000). The reference electrode positioned on the patella.

4.2.2.3 Accelerometer

The kinematic data were captured by a 3D accelerometer (Noraxon, Arizona, USA) that was previously collected, positioned between the third metatarsus and the lateral cuneiform, in order to capture the acceleration of the segment in the transverse axis (X), which conditions movements in the sagittal plane (plantar flexion) and horizontal axis (Z), which conditions movements of the frontal plane (supination) (Kapandji, 2000).

4.2.2.4 Elastic Taping

Were used elastic tapings (Kinesiosport, Marília, Brazil), 500 cm long by 5 cm wide. Prior to the positioning of the elastic taping, were performed trichotomy and hygiene of the area. The steps for the positioning of the elastic taping were adapted for the study of KIM (2015). One physiotherapist with specific training in the method, applied the elastic taping. The description of the steps followed for the positioning of the elastic taping were:

Step 1 All the bandages were divided into three parts: two extremities and a central part, where extremities were not tensioned. In the first step, the central part of the bandage was positioned on the talocrural joint, with 50% of the maximum tension (Therapist applied the highest possible tension on the bandage and identified the percentage required for application). The extremities positioned on medial malleolus and lateral malleolus (Fig. 2).

Step 2: Central part of the tape was placed on retro foot (plantar fascia - calcaneal region), following caudal - cranial direction, with 50% of maximum tension. The extremities of the bandage positioned over the medial and lateral malleolus (Fig. 2).

Step 3: One of the extremity positioned above medial malleolus, the central part passed behind the calcaneus tendon and was directed to the lateral region of the retro foot with 40% of maximum tension. The other extremity of the tape positioned medially to the plantar fascia, more precisely on the navicular bone region (Fig. 2).

Step 4: One of the extremity positioned above the lateral malleolus, the central part passed behind the tendon of the calcaneus and directed to the medial region of the retro foot with 40% of maximum tension and the other end of the tape positioned laterally to fascia plantar, more precisely on the cuboid bone (Fig. 2).

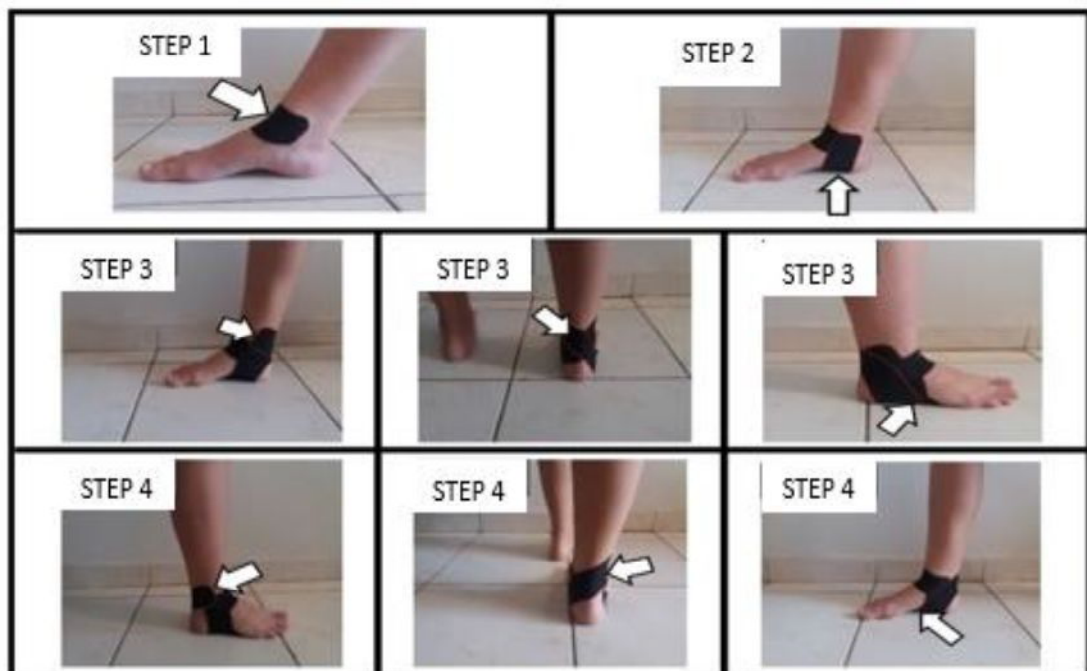


Fig. 2. Positioning the elastic taping in steps 1, 2, 3 and 4. The arrows indicate the positioning and direction of the tapings.

4.2.2.5 Star Excursion Balance Test

The test should be performed in unilateral support, with the contralateral lower limb to be touched as far as possible in three different directions, being them: anteromedial, medial and posteromedial (Fig. 3).

Initially the volunteers were familiar as recommended by HERTEL (2006). The test was performed three times, with an interval of 5 minutes between each evaluation and 10 seconds of rest between each trial (Gribble and Hertel, 2003). For validation of movements, the volunteer should keep his or her hands on the waist, always keep the support foot on the ground, not transfer the body weight to the foot that will reach maximum distance and maintain balance during reaching and during the end of the movement (Steib et al., 2013, Delahunt et al., 2010). The maximum distance reached was marked and the test applicator measured the distance. For the analysis, the mean obtained in each direction were considered (Hertel et al., 2006).



Fig. 3. SEBT - Posteromedial direction. A. Anterior view B. Medial view C. Rear view.

4.2.2.6 Multiple Hop Test

Jump 1 - One legged hop for distance: Volunteers performed a single jump forward, as far as possible, with only one lower limb and without losing balance. The distance reached was marked and measured (Sekir et al., 2007).

Jump 2 - Triple legged hop for distance: Volunteers performed three consecutive jumps with a single lower limb to reach as far as possible. The distance was marked and measured. (Sekir et al., 2007).

Jump 3 - Six meter hop for time: this test, the volunteers were instructed to jump as fast as possible on a six meters straight course with a single lower limb. The time taken for a test was measured (Sekir et al., 2007).

Jump 4 - Cross six meter hop for time: The volunteers were executed with a single lower limb, crossing a straight line, width of 10 cm and with total distance of six meters, as fast as possible. The time taken for a test was measured (Sekir et al., 2007).

Jump 5: Single limb hopping course: consists of jumping during course formed by eight squares, four of them leveled, one with a slope of 15° , the other with a slope of 15° , and the others with a slope lateral of 15° . The volunteers were instructed to perform the jumps on a single lower limb in each square as quickly as possible. The test was quantified by the time used to complete the route, and for its evaluation, each square was delimited by a line that, when touched, was considered as a fault, in which case an extra second was added in the total time of the course (Fig.4; Sekir et al., 2007).

For all tests two valid attempts were made. Attempts were invalidated if assistance from the other foot occurred during landing or one step ahead of the same foot that landed. The mean of the valid attempts used for data analysis.



Fig. 4. Platform used to perform the test of one legged hop for distance.

4.2.2.7 Vertical Jump

The volunteers jumped with countermovement, as high as possible with the aid of the arms during the impulse phase, in a total of five attempts (Cardoso et al., 2005). If the volunteer lost his balance, the attempt was invalidated.

4.2.2.8 Side Cutting

The volunteers were instructed to increase the walking speed in a straight line (demarcated on the ground), during a course of two meters, at the end of this course, consecutively, should perform with dominant lower limb one step laterally the straight line and immediately after this step, perform the side cutting an angle of 45 degrees, for a total of five repetitions.

4.2.2.9 Data analysis

Only the data corresponding to the landing phase of the jumps were considered. It was possible to find a pattern between accelerometer and footswitch during pilot studies, which allowed the delimitation of the phases of impulse, flight and landing (Fig.5).

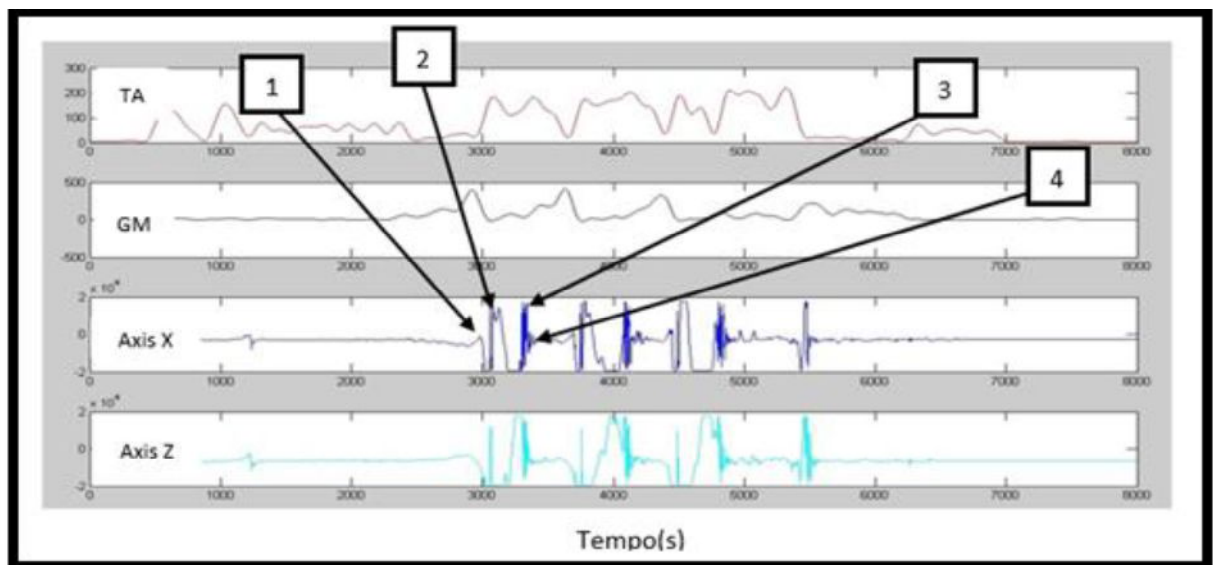


Fig 5. Accelerometer pattern to determine the phases. Between arrows 1 and 2 - impulse, between arrows 2 and 3 - flight and between arrows 3 and 4 - landing.

TA: Tibialis Anterior SEMG, GM: Gastrocnemius medialis SEMG, Axis X: Transversal Axis and Axis Z: Horizontal Axis.

For the analysis of the percentage of cocontraction the tibialis anterior medial and gastrocnemius, was used Equation 1 of WINTER (2005)

Equation 1:

$$\%COCON = 2 \times \frac{\text{areacomum A\&B}}{\text{area A} + \text{area B}} \times 100\%$$

At where:

% COCON = percentage of cocontraction between the two antagonistic muscles.

Area A = area below the enveloped EMG signal of the A muscle curve.

Area B = area below the enveloped EMG signal of the curve of muscle B.

areacomum A & B = common area of activity between two antagonistic muscles.

The SEMGs of the tibialis anterior and gastrocnemius medialis muscles and the kinematic data were processed into specific routines using the MATLAB software (Mathworks, Natick, USA). The SEMG was filtered by a 20-500 Hz bandpass filter, rectified by the full wave method, smoothed by a 4th order Butterworth lowpass filter with a cutoff frequency of 6 Hz and normalized by the MIVMs. The accelerometer signal was filtered by a Butterworth low pass filter of 4th order with a cutoff frequency of 6 Hz. For performance, the data were tabulated and analyzed statistically. For the statistical analysis, was used the statistical package PASW 21.0 (SPSS inc, Armonk, USA). For the comparisons of conditions, the test was used: ANOVA repeated measures. A significance level of $p < 0.05$ was adopted.

4.3 RESULTS

4.3.1. Electromyography

The ANOVA one-way repeated measures showed significant difference, between the conditions, in the single limb hopping course and side cutting.

During the test, single limb hopping course, there was an increase of 19.5% of the SEMG mean of gastrocnemius medialis associated with the use of elastic taping ($p = 0.006$; Table 2).

For side cutting, there was a 120.8% increase of the SEMG peak of gastrocnemius medialis associated with the use of elastic taping ($p = 0.001$; Table 3).

Other variables did not present significant differences. The SEBT data are listed in Table 4.

Table 2

Comparisons of SEMG in conditions with and without elastic taping during Multiple Hop Test (MHT).

	Bandage (Mean±SD)	No Bandage (Mean±SD)	F	p
J1_TA_MEAN	69,1±34,4	79,13±43,2	1,85	0,18
J1_GM_MEAN	117,0±64,5	114,9±70,8	0,91	0,12
J1_TA_PEAK	88,4±27,3	93,2±23,6	0,85	0,36
J1_GM_PEAK	154,0±92,2	142,0±78,7	0,25	0,61
J2_TA_MEAN	79,5±31,4	84,5±32,9	0,83	0,37
J2_GM_MEAN	134,2±70,1	124,7±67,6	0,59	0,29
J2_TA_PEAK	97,9±31,9	106,1±27,7	1,45	0,24
J2_GM_PEAK	176,7±81,7	174,5±80,1	0,10	0,90
J3_TA_MEAN	68,9±34,3	63,8±32,45	1,45	0,24
J3_GM_MEAN	186,4±97,4	189,3±77,3	0,33	0,85
J3_TA_PEAK	87,16±27,0	80,7±20,7	0,23	1,49
J3_GM_PEAK	229,6±94,6	234,2±89,3	0,07	0,78
J4_TA_MEAN	62,8±29,3	55,4±19,3	2,61	0,12
J4_GM_MEAN	173,5±87,5	174,6±78,6	0,09	0,92
J4_TA_PEAK	74,1±22,3	73,2±18,6	0,10	0,74
J4_GM_PEAK	238,01±102,8	226,8±102,7	0,23	0,63
J5_TA_MEAN	44,4±18,2	48,1±20,5	3,37	0,08
J5_GM_MEAN	158,7±72,46	139,2±61,9	9,43	0,006*
J5_TA_PEAK	53,5±22,4	59,2±21,1	3,30	0,08
J5_GM_PEAK	184,6±77,6	174,8±60,9	0,66	0,42
J1_cocont.	47,41±10,3	46,85±8,3	0,10	0,75
J2_cocont	46,75±9,9	46,85±7,7	0,05	0,94
J3_cocont	46,63±10,2	47,27±7,9	0,22	0,64
J4_cocont	45,7±10,0	46,7±8,8	0,68	0,41
J5_cocont	46,0±10,9	45,7±10,8	0,11	0,71

J1: One legged hop for distance, J2: Triple legged hop for distance, J3: Six meter hop for time, J4: Cross six meter hop for time, J5: Single limb hopping course, TA: Tibialis Anterior, GM: Gastrocnemius medialis,, MEAN: Mean, PEAK: Maximum activation, cocont: Cocontraction; SD: standard deviation. *: Significant difference (p <0.05).

Table 3.

Comparisons of SEMG in conditions with and without elastic taping during vertical jump and side cutting.

	Bandage (Mean±SD)	No Bandage (Mean±SD)	F	p
VJ_TA_MEAN	38,7±17,6	37,4±18,1	0,10	0,74
VJ_GM_MEAN	64,3±34,4	69,5±36,9	0,57	0,45
VJ_TA_PEAK	98,2±37,0	94,4±33,9	0,14	0,70
VJ_GM_PEAK	234,15±135,9	224,9±119,9	0,10	0,75
SC_TA_MEAN	43,4±27,3	43,4±33,5	0,11	0,97
SC_GM_MEAN	50,7±34,4	50,0±29,6	0,42	0,84
SC_TA_PEAK	119,1±46,13	111,2±42,4	1,41	0,24
SC_GM_PEAK	212,2±75,3	91,4±45,8	18,75	0,001*
VJ_cocont.	38,7±7,2	38,4±7,3	0,42	0,78
SC_concont.	34,8±7,3	34,4±7,0	0,20	0,73

VJ: Vertical Jump; SC: Side cutting; TA: Tibialis Anterior, GM: Gastrocnemius medialis; MEAN: mean; PEAK: Maximum activation, cocont: Cocontraction; SD: standard deviation; *: Significant difference (p <0.05).

Table 4.

Comparisons of SEMG in conditions with and without elastic taping during Star Excursion Balance Test (SEBT).

	Bandage (Mean±SD)	No Bandage (Mean±SD)	F	p
Am_TA_MEAN	20,9±12,5	18,5±10,3	2,43	0,13
M_TA_MEAN	14,4±9,0	15,3±12,7	1,54	0,22
Pm_TA_MEAN	16,5±12,8	15,5±11,7	0,05	0,83
Am_TA_PEAK	75,8±42,9	82,57±50,32	0,04	0,83
M_TA_PEAK	53,68±31,7	59,1±41,5	0,66	0,42
Pm_TA_PEAK	58,24±39,1	55,8±33,8	0,27	0,60
Am_GM_MEAN	26,4±15,1	22,3±9,9	1,94	0,17
M_GM_MEAN	26,6±12,5	24,1±12,2	0,19	0,66
Pm_GM_MEAN	35,5±14,5	35,2±13,5	0,62	0,43
Am_GM_PEAK	98,6±48,9	100,3±54,76	1,35	0,25
M_GM_PEAK	101,2±39,6	95,7±35,6	2,83	0,10
Pm_GM_PEAK	131,9±54,1	135,5±55	0,58	0,45
Am_cocont.	45,8±11,2	44,3±12,2	1,34	0,26
M_cocont	40,2±13,5	40,6±12,3	0,07	0,78
Pm_cocont	34,4±12,3	32,6±11,5	2,00	0,17

Am: anteromedial, M: medial, Pm: posteromedial, TA: Tibialis Anterior, GM: Gastrocnemius Medialis; MEAN: mean; PEAK: Maximum activation, cocont: Cocontraction; SD: standard deviation.

4.3.2 Kinematics

ANOVA one – way repeated measures no found significant difference for any of the kinematic comparisons performed (Table 5).

Table 5.

Kinematic data obtained under conditions with and without elastic taping, with mean and standard deviation of linear acceleration (g).

	Bandage (Mean±SD)	No Bandage (Mean±SD)	F	P
MHT_J1_AcX	7,27±2,12	7,70±2,68	1,00	0,32
MHT_J1_AcZ	17,78±2,32	17,85±3,41	0,10	0,89
MHT_J2_AcX	5,75±2,49	6,76±2,73	1,31	0,26
MHT_J2_AcZ	14,66±2,94	15,43±3,56	0,70	0,40
MHT_J3_AcX	8,36±2,85	9,53±2,65	2,64	0,12
MHT_J3_AcZ	14,42±3,55	14,66±3,38	0,05	0,81
MHT_J4_AcX	9,31±2,54	9,77±2,12	0,42	0,52
MHT_J4_AcZ	13,93±2,83	14,16±2,78	0,17	0,68
MHT_J5_AcX	9,08±1,64	8,86±1,70	0,18	0,67
MHT_J5_AcZ	19,94±19,90	19,86±2,12	0,03	0,86
VJ_AcX	3,99±2,16	3,47±2,48	0,38	0,54
VJ_AcZ	6,27±3,84	6,13±4,53	0,01	0,91
SC_AcX	36,69±0,22	36,73±0,29	0,64	0,43
SC_AcZ	36,80±0,77	36,79±0,69	0,12	0,72

MHT: Multiple Hop Test; VJ: Vertical Jump; SC: Side cutting; J1: One legged hop for distance, J2: Triple legged hop for distance, J3: Six meter hop for time, J4: Cross six meter hop for time, J5: Single limb hopping course; AcX: Delta between the maximum and minimum values obtained in the axis X of the accelerometer - plantar flexion, AcZ: Delta between the maximum and minimum values obtained in the axis Z of the accelerometer - supination.

4.3.3 Performance

For SEBT, there was an increase in the mean maximum range of 3.8% and 5.6% for the anteriomedial ($p = 0.001$) and posteromedial (0.005) directions, respectively, during the condition with elastic taping. In the MHT, there was a reduction in the execution time, in 5.7% and 7.1% of the jumps 4 ($p = 0.018$) and 5 ($p = 0.009$) respectively, during condition with elastic taping. The data are present in Table 6. The volunteers reported a 40% improvement over their sense of security.

Table 6.

Performance measurements during the MHT and SEBT tests.

	Bandage (Mean±SD)	No Bandage (Mean±SD)	F	P
SEBT_Am (cm)	85,01± 6,15	81,84± 6,18	14,81	0,001*
SEBT_M (cm)	81,84± 7,39	83,86± 6,10	3,91	0,061
SEBT_Pm (cm)	90,56± 9,15	85,71± 7,49	9,67	0,005*
MHT_S1 (cm)	167,55± 29,94	164,88± 33,83	0,43	0,515
MHT_S2 (cm)	472,97± 94,29	467,94± 92,49	0,30	0,587
MHT_S3 (s)	2,34± 0,38	2,36± 0,34	0,15	0,695
MHT_S4 (s)	2,79± 0,54	2,96± 0,61	6,60	0,018*
MHT_S5 (s)	3,64± 0,46	3,92± 0,46	8,20	0,009*

MHT: Multiple Hop Test, SEBT: Star Cursion Balance Test, Am: anteromedial, M: medial, Pm: pósteromedial; J1: One legged hop for distance, J2: Triple legged hop for distance, J3: Six meter hop for time, J4: Cross six meter hop for time, J5: Single limb hopping course, *: Significant difference ($p < 0.05$).

4.4 DISCUSSION

4.4.1 Electromyography

The main results of this study were increases SEMGs of gastrocnemius medialis during the side cutting and single limb hopping course of the MHT. This finding may have occurred because elastic taping may provide cutaneous stimulation of mechanoreceptors that stimulate central nervous system responses and increase muscle excitability (Gómez-Soriano et al., 2014). These responses consist of the activation of areas of the primary sensory cortex, which discriminates the intensity and quality of the sensory stimulus. After this, the information arrives the association cortex, it performs the selection of goals and interpretations according to the stimulus, with this information is sent to the area of motor planning, which analyzes how the composition and sequencing of the response will be, Finally, the stimulus that entered the primary sensory cortex becomes a motor stimulus and consequently the response to the initial stimulus occurs. Thus, the elastic taping aims to stimulate the tactile sensation, so that this tactile information can be interpreted and used in the motricity and corporal conscience (Junior, 2015).

During landing activity, bi articular muscles may be selectively activated during periods when the moment potencies resulting from adjacent joints are opposite in direction. This creates a flow of power between adjacent joints. When this power flow

occurs from distal to proximal, this enables a distribution of force through the muscle tendon, which has a physiologically larger cross sectional area. Thus, during landing of a jump, the power of the resulting joint moment in the ankle and knee, provides potential for a transfer of energy through the biarticular tendon (Zatsiorsky, 2004). Thus, a greater activation of gastrocnemius medialis would allow a greater energy absorption, reducing the magnitude of impact during landing gestures and maintaining joint stability.

The increase in muscle recruitment found in the present study corroborates the findings of HUANG (2011), who investigated the effect of elastic taping on inactive young adults during the vertical jump gesture. There was a tendency for an increase in the neuromuscular recruitment of gastrocnemius medialis associated with the use of elastic Taping. GÓMEZ-SORIANO (2014) also reports in his study with healthy subjects that elastic taping provided an increase in electromyographic activation of short term, gastrocnemius medialis during passive dorsiflexion motion testing. However, this increase in muscle recruitment occurred only after 10 minutes of application and after 24 hours this increase was no longer present. However BRIEM (2011) disagrees with the findings presented here, because in his study with unstable individuals and control, he observed that elastic taping did not alter fibular electromyography during simulation of platform sprain

This discrepancy in results may be associated with methodological differences, such as: Elastic taping position, where there is no consensus on which position is most adequate to generate alterations in muscle recruitment, characteristics such as: bandage direction, percentage of distension of the bandage and the type of material that the tape is made may contribute to this variability of results in elastic taping searches. Another factor that may contribute to this divergence of results is the proposed activities: There is also no consensus in which type of activity elastic taping demonstrates its therapeutic effects or attenuates these effects, such as: simulation of sprains and jumps (impulse and landing), have their own characteristics of movement mechanics and elastic taping may reveal its therapeutic effects in specific gestures and not necessarily in all gestures.

The increase in electromyographic activation of gastrocnemius medialis occurred only in side cutting and single limb hopping course. It was expected that more variables would be altered due to the use of elastic taping and this fact may have occurred due to some factors, such as the residual effect, where a 5 minutes rest was

standardized between the conditions with and without elastic taping, so volunteers that perform the condition without elastic taping could finally present residual effects of the therapeutic effects of the elastic taping, since the elastic taping can generate changes in the electromyography after 10 minutes of application (Gómez-Soriano et al., 2014). Thus, the time of 5 minutes between the conditions may not be enough to eliminate the effects that the elastic taping can generate on the central nervous system (Gómez-Soriano et al., 2014). Another factor that may have masked alterations in the other variables may be the percentage of distension of the tape, because according to MATHEUS (2016), hypothetically, the greater the distension applied, the greater physiological changes may occur. Therefore, the distension applied in the elastic taping in the present study may not have been enough to generate electromyographic changes in other variables.

4.4.2 Kinematics

Our findings did not demonstrate alteration of the kinematics of the segment, through the use of the elastic taping. Previous studies report divergent results from the presented here. HO (2015), in his research with individuals with functional ankle instability (FAI), observed that during the gestures of side cutting and vertical jump, the elastic taping reduced the peak of the plantar flexion movement, as well as KUNI (2015), were your study with healthy individuals and FAI observed a reduction of the peak of plantar flexion in both groups during a gesture that involved landing. TRÉGOUËT (2012), in his study with healthy individuals, observed a reduction in peak and the speed of movement of inversion during test in an inversion platform, associated with the use of the elastic taping.

Again, there is a divergence of results between the previous studies in the literature and in the present study. This difference in results may have occurred due to the study population, where the studies of HO (2015) and KUNI (2015) worked with individuals with FAI and this may have evidenced the therapeutic effect of elastic taping, since a previous study was possible to reduce proprioceptive deficits in this population through the use of elastic taping (Simon et al., 2014). The time of application of the elastic taping may have been another parameter that attenuated the therapeutic effect of the elastic taping since the time of application may have been insufficient to generate a change in kinematics since the elastic taping may have provided only

sensory learning, without functional and structural alterations of the central nervous system and therefore the response to the stimulus is not continuous and therefore less effective (Shumway-cook and Woollacott 2003). In addition, the short application time may not have sufficiently stimulated the Ruffini corpuscles, which are nerve endings that adapt slowly to a stimulus and are related to the static articular angles (Junior, 2015). Thus, long term application may provide us with relevant information about the effect of elastic taping, since some studies report reduction of functional deficits in individuals with dysfunctions such as FAI (Kim et al., 2015; Lee and Lee, 2016).

Finally, when we related the kinematic data with the electromyographic data, we observed that the elastic taping may have operated in the central nervous system, but not enough to alter the ankle kinematics. Showing that elastic taping has limitations as a preventive and rehabilitative therapeutic resource.

4.4.3 Performance

The use of the elastic taping allowed an improvement in the performance of the functional tests: SEBT (anteromedial and posteromedial directions) and MHT (Cross test six meters jumping and Jumps test with a single lower limb). BICICI (2012), in his study with individuals with recurrent sprains, verified the effect of applying various banding conditions during functional activities, such as: jumps test with a single lower limb and vertical jump. Although no significant difference, the elastic taping condition allowed a higher height achieved during vertical jump and shorter time for performing jumps test with a single lower limb, these results resemble those found in the present study.

This improvement in performance may be associated with increased sensory feedback through the stimulation of cutaneous mechanoreceptors, thereby increasing the subjective perception of safety and individuals feel more confident performing the tasks proposed (De-La-Torre-Domingo et al., 2015; SIMON et al., 2014). SAWKINS (2007) reports that individuals subjects applying some type of bandage, relayed greater sensation if safety. This suggests that the improvement in performance may be related to the subjective perception of safety that the bandage can provide, however this hypothesis should be tested in future studies.

4.4.4 Limitations

One of the limitations of the present study was the absence of a placebo bandage to see if increased muscle recruitment and improved performance were associated with elastic taping or a placebo effect. Another limitation is the sample number, where possibly with the increase of the sample number, it would be possible to find other significant differences in other variables of the study.

4.5 CONCLUSION

The immediate effect of elastic taping may increase muscle recruitment, however, without reflecting on the kinematics of movement, suggesting that elastic taping of immediate application has limitations as a preventive and rehabilitative therapeutic resource. However, elastic taping may contribute beneficially to performance in functional activities.

Conflict of interests

There is no conflict of interest.

Acknowledgment

We would like to thank the funding agencies: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais (FAPEMIG; Processo APQ 00327-14) and Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq; Processo n. 459592/2014). In addition to the partnership and extreme collaboration of CROSSFIT Marília during data collection.

REFERENCES

- Aquino CF, Viana SO, Fonseca ST, Bricio RS, Vaz DV. Mecanismos neuromusculares de controle da estabilidade articular. *Rev. bras. ciênc. Mov* 2004;12(2):35-42.
- Bicici S, Karatas N, Baltaci G. Effect of athletic taping and kinesiotaping on measurements of functional performance in basketball players with chronic inversion ankle sprains. *International journal of sports physical therapy* 2012;7(2):154-166.
- Briem K, Eythörsdóttir H, Magnúsdóttir RG, Pálmarsson R, Rúnarsdóttir T, Sveinsson T. Effects of kinesio tape compared with nonelastic sports tape and the untaped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes. *journal of orthopaedic & sports physical therapy* 2011;41(5):328-335.
- Candotti CT, Carvalho KVD, La Torre M, Noll M, Varela M. Ativação e co-contração dos músculos gastrocnêmio e tibial anterior na marcha de mulheres utilizando diferentes alturas de saltos. *Rev Bras Cienc Esporte* 2012;34(1):27-39.
- Cardoso JR, Guerino CDSM, Santos MB, Mustafá TADA, Lopes AR, Paula MCD. Influência da utilização da órtese de tornozelo durante atividades do voleibol: avaliação eletromiográfica. *Revista Brasileira de Medicina e Esporte* 2005;11(5):276-280.
- Cipriano JJ, Cipriano JJ. Testes ortopédicos do ombro. Cipriano JJ. *Manual fotográfico de testes ortopédicos e neurológicos* 1999;1:71-112.
- Clanton TO, Schon LC. Athletic injuries to the soft tissues of the foot and ankle. *Surgery of the Foot and Ankle* 1999;2:1125-1126.
- Da Fonseca, ST. Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contração muscular. *Rev. Bras. Ciên. e Mov. Brasília*, 2001; 9(3):23-30.
- Delahunt E, McGrath A, Doran N, Coughlan GF. Effect of taping on actual and perceived dynamic postural stability in persons with chronic ankle instability. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2010;91(9):1383-1389.

De-La-Torre-Domingo C, Alguacil-Diego IM, Molina-Rueda F, López-Román A, Fernández-Carnero J. Effect of Kinesiology Tape on Measurements of Balance in Subjects With Chronic Ankle Instability: A Randomized Controlled Trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation*,2015;96(12):2169-2175.

Fong DTP, Hong Y, Chan LK, Yung PSH, Chan KM. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Medicine* 2007;37(1)73-94

Gómez-Soriano J, Abián-Vicén J, Aparicio-García C, Ruiz-Lázaro P, Simón-Martínez C, Bravo-Esteban E, Fernández-Rodríguez JM. The effects of Kinesio taping on muscle tone in healthy subjects: a double-blind, placebo-controlled crossover trial. *Manual therapy* 2014;19(2):131-136.

Gribble PA, Hertel J. Considerations for normalizing measures of the Star Excursion Balance Test. *Measurement in physical education and exercise Science* 2003;7(2):89-100.

Ha SCW, Fong DTP, Chan KM. Review of ankle inversion sprain simulators in the biomechanics laboratory. *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology* 2015;2(4):114-121.

Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology* 2000;10(5):361-374.

Hertel J, Braham RA, Hale SA, Olmsted-Kramer LC. Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2006;36(3):131-137.

Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *Journal of athletic training* 2002;37(4):364

Hettle D, Linton L, Bake JS, Donoghue O. The effect of kinesiotaping on functional performance in chronic ankle instability-preliminary study. *Clinical Research on Foot & Ankle* 2013:1-5.

Ho YH, Lin CF, Chang CH, Wu HW. Effect of ankle kinesio taping on vertical jump with run-up and countermovement jump in athletes with ankle functional instability. *Journal of physical therapy Science* 2015;27(7):2087.

Hoffman M, Schrader J, Applegate T, Koceja D. Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. *J. Athl. Train* 1998;33(4):319-322.

Hsu YH, Chen WY, Lin HC, Wang WT, Shih Y. F. The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *Journal of electromyography and kinesiology* 2009;19(6):1092-1099.

Huang CY, Hsieh TH, Lu SC, Su FC. Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. *Biomedical engineering online* 2011;10(1):1

Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2011;21(4):602-609.

Junior NM. *Taping Terapêutica: Conceito de Estimulação Tegumentar*. São Paulo: Roca, 2013

Kapandji AI. *Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana*, volume 2: membros inferiores. 5rd ed. São Paulo: Panamericana. 2000.

Kase K, Hashimoto T, Tomoki O. Development of kinesio taping perfect manual. *Kinesio Taping Association*, v. 6, n. 10, p. 117-8, 1996

Kendall FP, McCreay EK, Provance PG. *Músculos: provas e funções*, 4ª edição. São Paulo: Manole, 1995.

Kim BJ, Lee JH, Kim CT, Lee SM. Effects of ankle balance taping with kinesiology tape for a patient with chronic ankle instability. *Journal of physical therapy Science* 2015;27(7):2405.

Kuhman DJ, Paquette MR, Peel SA, Melcher DA. Comparison of ankle kinematics and ground reaction forces between prospectively injured and uninjured collegiate cross country runners. *Human movement Science* 2016; 47:9-15.

Kuni B, Mussler J, Kalkum E, Schmitt H, Wolf SI. Effect of kinesiotaping, non-elastic taping and bracing on segmental foot kinematics during drop landing in healthy subjects and subjects with chronic ankle instability. *Physiotherapy* 2015;102(3): 287–293

Lee SM, Lee JH. Effects of ankle eversion taping using kinesiology tape in a patient with ankle inversion sprain. *Journal of Physical Therapy Science* 2016;28(2):708.

Lee SS, Piazza, SJ. Inversion–eversion moment arms of gastrocnemius and tibialis anterior measured in vivo. *Journal of biomechanics* 2008;41(16):3366-3370.

Lohrer H, Alt W, Gollhofer A. Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. *The American Journal of Sports Medicine* 1999;27(1): 69-75.

Magalhães I, Bottaro M, Mezzarane RA, Neto FR, Rodrigues BA, Ferreira-Júnior JB, Carregaro, RL. Kinesiotaping enhances the rate of force development but not the neuromuscular efficiency of physically active young men. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2016;28:123-129.

Matheus JPC, Zille RR, Gomide LB, Lemos TV, Carregaro RL, Shimano AC. Comparison of the mechanical properties of therapeutic elastic tapes used in sports and clinical practice 2016. *Physical Therapy in Sport*.

Nabhan D, Walden T, Street J, Linden H, Moreau B. Sports injury and illness epidemiology during the 2014 Youth Olympic Games: United States Olympic team surveillance. *British journal of sports medicine* 2016;50(11):688-693.

Nunes LCBG. (2004). EFEITOS DA ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR NO MÚSCULO TIBIAL ANTERIOR DE PACIENTES HEMIPARÉTICOS ESPÁSTICOS (Doctoral dissertation, Universidade Estadual de Campinas).

Sawkins K. The placebo effect of ankle taping on ankle instability, 2007.

Sekir U, Yildiz Y, Hazneci B, Ors F, Aydin T. Effect of isokinetic training on strength, functionality and proprioception in athletes with functional ankle instability. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy* 2007;15(5):654-664.

Shumway-Cook A, Woollacott MH. Controle postural normal. Controle Motor-teoria e aplicações práticas. 2ª ed. Barueri: Manole, 2003

Simon J, Garcia W, Docherty CL. The effect of kinesio tape on force sense in people with functional ankle instability. *Clinical Journal of Sport Medicine* 2014;24(4):289-294.

Sinkjaer T, Toft E, Andreassen S, Hornemann BC. Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: intrinsic and reflex components. *Journal of Neurophysiology* 1988;60(3):1110-1121.

Steib S, Hentschke C, Welsch G, Pfeifer K, Zech A. Effects of fatiguing treadmill running on sensorimotor control in athletes with and without functional ankle instability. *Clinical Biomechanics* 2013;28(7):790-795.

Stormont DM, Morrey BF, An KN, Cass JR. Stability of the loaded ankle Relation between articular restraint and primary and secondary static restraints. *The American journal of sports medicine* 1985;13(5):295-300

Trégouët P, Merland F, Horodyski MB. A comparison of the effects of ankle taping styles on biomechanics during ankle inversion. *Annals of physical and rehabilitation medicine* 2013;56(2):113-122.

Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. New York: Wiley, 2005:250-280.

Wright IC, Neptune R, Van Den Bogert AJ, Nigg BM. The influence of foot positioning on ankle sprains. *J Biomech* 2000;33(5):513-519

Zatsiorsky VM. Biomecânica do esporte. Performance do desempenho e prevenção de lesão. Rio de Janeiro: Guanabara, 2004.

REFERÊNCIAS DISSERTAÇÃO

AIRAKSINEN, O. Changes in posttraumatic ankle joint mobility, pain, and edema following intermittent pneumatic compression therapy. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 70, n. 4, p. 341-4, 1989.

AMATUZZI, M. M. et al. Reabilitação em medicina do esporte. Editora Roca, 2004.

AQUINO, C. F. et al. Mecanismos neuromusculares de controle da estabilidade articular. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasília, v.12, n. 2, p. 35-42, jun. 2004.

BAHR, R.; ENGEBRETSEN, L. Handbook of sports medicine and science, sports injury prevention. **John Wiley & Sons**, 2011.

BARATTA, R. et al. Muscular coactivation The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. **The American journal of sports medicine**, v. 16, n. 2, p. 113-122, 1988.

BEALS, T. C; CRIM, J.; NICKISCH, F. Deltoid ligament injuries in athletes: techniques of repair and reconstruction. **Operative Techniques in Sports Medicine**, v. 18, n. 1, p. 11-17, 2010.

BERNETT, P.; SCHIRMANN, A. Acute sporting injuries of the ankle joint (author's transl). **Unfallheilkunde**, v. 82, n. 4, p. 155, 1979.

BICICI, S.; KARATAS, N.; BALTAÇI, G. Effect of athletic taping and kinesiotaping on measurements of functional performance in basketball players with chronic inversion ankle sprains. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v.7, n.2, p.154-166, 2012

BOZKURT, M.; DORAL, M.N. Anatomic factors and biomechanics in ankle instability. **Foot and ankle clinics**, v. 11, n. 3, p. 451-463, 2006.

BRIEM, K. et al. Effects of kinesio tape compared with nonelastic sports tape and the untaped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes. **Journal of orthopaedic & sports physical therapy**, v. 41, n. 5, p. 328-335, 2011.

BROSTRÖM, L. Sprained ankles. V. Treatment and prognosis in recent ligament ruptures. **Acta chirurgica Scandinavica**, v. 132, n. 5, p. 537-550, 1966.

CANDOTTI, C. T. et al. Ativação e co-contração dos músculos gastrocnêmio e tibial anterior na marcha de mulheres utilizando diferentes alturas de saltos. **Rev. Bras. Ciênc. Esporte**, v. 34, n. 1, p. 27-39, 2012.

CARDOSO, J. R. et al. Influência da utilização da órtese de tornozelo durante atividades do voleibol: avaliação eletromiográfica. **Rev Bras Med Esporte**, v. 11, n. 5, p. 276-80, 2005.

CIPRIANO, J. J.; CIPRIANO, J. J. Testes ortopédicos do ombro. Cipriano JJ. **Manual fotográfico de testes ortopédicos e neurológicos**, v. 1, p. 71-112, 1999.

CLANTON, Thomas O.; SCHON, L. C. Athletic injuries to the soft tissues of the foot and ankle. **Surgery of the Foot and Ankle**, v. 2, p. 1125-1126, 1999

CRAIG, C. E.; GOBLE, D. J.; DOUMAS, M. Proprioceptive acuity predicts muscle co-contraction of the tibialis anterior and gastrocnemius medialis in older adults' dynamic postural control. **Neuroscience**, v. 322, p. 251-261, 2016.

DA FONSECA, S. T. Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contração muscular. **Rev. Bras. Ciên. e Mov. Brasília**, v. 9, n. 3, p. 23-30, 2001.

DE ALMEIDA LINS, C. A. et al. Kinesio Taping® does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: Randomized, blind, controlled, clinical trial. **Manual Therapy**, v. 18, n. 1, p. 41-45, 2013.

DELAHUNT, E. et al. Effect of taping on actual and perceived dynamic postural stability in persons with chronic ankle instability. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 91, n. 9, p. 1383-1389, 2010.

DELAHUNT, E.; MONAGHAN, K.; CAULFIELD, B. Ankle function during hopping in subjects with functional instability of the ankle joint. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 17, n. 6, p. 641-648, 2007.

DE-LA-TORRE-DOMINGO, C. et al. Effect of Kinesiology Tape on Measurements of Balance in Subjects With Chronic Ankle Instability: A Randomized Controlled Trial. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 96, n. 12, p. 2169-2175, 2015.

DI NARDO, F. et al. Assessment of the ankle muscle co-contraction during normal gait: A surface electromyography study. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 25, n. 2, p. 347-354, 2015.

DRAWER, S.; FULLER, C. W. Perceptions of retired professional soccer players about the provision of support services before and after retirement. **British journal of sports medicine**, v. 36, n. 1, p. 33-38, 2002.

FONG, D. T. et al. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. **Sports Medicine**, v. 37, n. 1, p. 73-94, 2007.

FU, A.S.N.; HUI-CHAN, C.W.Y. Ankle joint proprioception and postural control in basketball players with bilateral ankle sprains. **The American journal of sports medicine**, v. 33, n. 8, p. 1174-1182, 2005.

FU, T. et al. Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes—a pilot study. **Journal of science and medicine in sport**, v. 11, n. 2, p. 198-201, 2008.

GÓMEZ-SORIANO, J. et al. The effects of Kinesio taping on muscle tone in healthy subjects: a double-blind, placebo-controlled crossover trial. **Manual therapy**, v. 19, n. 2, p. 131-136, 2014.

GRIBBLE, P. A.; HERTEL, J. Considerations for normalizing measures of the Star Excursion Balance Test. **Measurement in physical education and exercise science**, v. 7, n. 2, p. 89-100, 2003.

GUTIERREZ, G. M. et al. Examining neuromuscular control during landings on a supinating platform in persons with and without ankle instability. **The American journal of sports medicine**, v. 40, n. 1, p. 193-201, 2012.

HA, S. C.; FONG, D. T.; CHAN, K.M. Review of ankle inversion sprain simulators in the biomechanics laboratory. **Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology**, v. 2, n. 4, p. 114-121, 2015.

HARMON, K. G. The ankle examination. **Primary Care: Clinics in Office Practice**, v. 31, n. 4, p. 1025-1037, 2004.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361-374, 2000.

HERTEL, J. et al. Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 36, n. 3, p. 131-137, 2006.

HERTEL, J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. **Journal of athletic training**, v. 37, n. 4, p. 364, 2002.

HETTLE, D. et al. The effect of kinesiointaping on functional performance in chronic ankle instability-preliminary study. **Clinical Research on Foot & Ankle**, p. 1-5, 2013.

HO, Y. et al. Effect of ankle kinesio taping on vertical jump with run-up and countermovement jump in athletes with ankle functional instability. **Journal of physical therapy science**, v. 27, n. 7, p. 2087, 2015.

HOFFMAN, M. et al. Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. **Journal of athletic training**, v. 33, n. 4, p. 319, 1998.

HSU, Y. et al. The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 19, n. 6, p. 1092-1099, 2009.

HUANG, C. et al. Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. **Biomedical engineering online**, v. 10, n. 1, p. 70, 2011.

HUGHES, T.; ROCHESTER, P. The effects of proprioceptive exercise and taping on proprioception in subjects with functional ankle instability: A review of the literature. **Physical Therapy in Sport**, v. 9, p. 136-147, 2008.

IIDA, Y. et al. Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, n. 4, p. 602-609, 2011.

JUNIOR, N. M. Bandagem Terapêutica: Conceito de Estimulação Tegumentar. São Paulo: Roca, p. 106-13, 2015.

KAPANDJI, A. I. Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana. São Paulo: Panamericana. 2000.

KASE, K., HASHIMOTO T., TOMOKI O. Development of kinesiio taping perfect manual. **Kinesiio Taping Association**, v. 6, n. 10, p. 117-8, 1996.

KENDALL, F. P.; MCCREAY, E.K.; Provance P.G. Músculos: provas e funções, 4ª edição. São Paulo: Manole, 1995.

KERKHOFFS, G.M.M.J. et al. Surgical versus conservative treatment for acute injuries of the lateral ligament complex of the ankle in adults. **The Cochrane Library**, 2007.

KIM, B. et al. Effects of ankle balance taping with kinesiology tape for a patient with chronic ankle instability. **Journal of physical therapy science**, v. 27, n. 7, p. 2405, 2015.

KOLDENHOVEN, R. M. et al. Surface electromyography and plantar pressure during walking in young adults with chronic ankle instability. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 24, n. 4, p. 1060-1070, 2016.

KONISHI, Y. Tactile stimulation with Kinesiology tape alleviates muscle weakness attributable to attenuation of Ia afferents. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 16, n. 1, p. 45-48, 2013.

KOSHINO, Yuta et al. Kinematics and muscle activities of the lower limb during a side-cutting task in subjects with chronic ankle instability. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, p. 1-10, 2015.

KUHMANN, D.J. et al. Comparison of ankle kinematics and ground reaction forces between prospectively injured and uninjured collegiate cross country runners. **Human movement science**, v. 47, p. 9-15, 2016.

KUNI, B. et al. Effect of kinesiotaping, non-elastic taping and bracing on segmental foot kinematics during drop landing in healthy subjects and subjects with chronic ankle instability. **Physiotherapy**, 2015.

LEE, S.; LEE, J. Effects of ankle eversion taping using kinesiology tape in a patient with ankle inversion sprain. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 28, n. 2, p. 708, 2016.

LEE, S.S.M.; PIAZZA, S.J. Inversion–eversion moment arms of gastrocnemius and tibialis anterior measured in vivo. **Journal of biomechanics**, v. 41, n. 16, p. 3366-3370, 2008.

LOHRER, H.; ALT, W.; GOLLHOFER, A. Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 27, n. 1, p. 69-75, 1999.

LUNDBERG, A. et al. Kinematics of the ankle/foot complex: plantarflexion and dorsiflexion. **Foot & Ankle International**, v. 9, n. 4, p. 194-200, 1989.

MADHAVAN, S.; SHIELDS, R. K. Influence of age on dynamic position sense: evidence using a sequential movement task. **Experimental brain research**, v. 164, n. 1, p. 18-28, 2005.

MAGALHÃES, I. et al. Kinesiotaping enhances the rate of force development but not the neuromuscular efficiency of physically active young men. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 28, p. 123-129, 2016.

MARTÍNEZ-GRAMAGE, J. et al. Effect of Kinesio Taping on gastrocnemius activity and ankle range of movement during gait in healthy adults: a randomized controlled trial. **Physical Therapy in Sport**, 2014.

MATHEUS, J. P. C. et al. Comparison of the mechanical properties of therapeutic elastic tapes used in sports and clinical practice. **Physical Therapy in Sport**, 2016.

MCKAY, G. D. et al. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. **British Journal of Sports Medicine**, v. 35, n. 2, p. 103-108, 2001.

NABHAN, D. et al. Sports injury and illness epidemiology during the 2014 Youth Olympic Games: United States Olympic Team Surveillance. **British Journal of Sports Medicine**, p. bjsports-2015-095835, 2016.

NEUMANN, D. A. Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético – Fundamentos para a Reabilitação Física. 1 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006

NUNES, L. C. B. G. Efeitos da eletroestimulação neuromuscular no músculo tibial anterior de pacientes hemiparéticos espásticos. 2004. 105 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Rev. Bras. Ciênc. Esporte, Florianópolis, v. 34, n. 1, p. 27-39, jan./mar. 2012 39 Elétrica) - Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2004.

PENA, F. A.; COETZEE, J. C. Ankle syndesmosis injuries. **Foot and ankle clinics**, v. 11, n. 1, p. 35-50, 2006.

POZZI, F.; MOFFAT, M.; GUTIERREZ, G. Neuromuscular control during performance of a dynamic balance task in subjects with and without ankle instability. **International journal of sports physical therapy**, v. 10, n. 4, p. 520, 2015.

ROCKAR, J.R.; PAUL, A. The subtalar joint: anatomy and joint motion. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 21, n. 6, p. 361-372, 1995.

SAFRAN, M. R. et al. Lateral ankle sprains: a comprehensive review: part 1: etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 31, n. 7 Suppl, p. S429-37, 1999.

SAVAGE-ELLIOTT, I. et al. The deltoid ligament: an in-depth review of anatomy, function, and treatment strategies. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 21, n. 6, p. 1316-1327, 2013.

SAWKINS, K. The placebo effect of ankle taping on ankle instability. 2007.

SEKIR, U. et al. Effect of isokinetic training on strength, functionality and proprioception in athletes with functional ankle instability. **Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy**, v. 15, n. 5, p. 654-664, 2007.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M.H. Controle postural normal. Controle Motor-teoria e aplicações práticas. 2ª ed. Barueri: Manole, 2003

SIMON, J.; GARCIA, W.; DOCHERTY, C. L. The effect of kinesio tape on force sense in people with functional ankle instability. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 24, n. 4, p. 289-294, 2014.

SINKJÆR, T. et al. Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: intrinsic and reflex components. **Journal of Neurophysiology**, v. 60, n. 3, p. 1110-1121, 1988.

SŁUPIK, A. et al. Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. **Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja**, v. 9, n. 6, p. 644-651, 2006.

STEIB, S. et al. Effects of fatiguing treadmill running on sensorimotor control in athletes with and without functional ankle instability. **Clinical Biomechanics**, v. 28, n. 7, p. 790-795, 2013.

STORMONT, D. M. et al. Stability of the loaded ankle Relation between articular restraint and primary and secondary static restraints. **The American journal of sports medicine**, v. 13, n. 5, p. 295-300, 1985.

TERADA, M.; PIETROSIMONE, B. G.; GRIBBLE, P. A. Therapeutic interventions for increasing ankle dorsiflexion after ankle sprain: a systematic review. **Journal of athletic training**, v. 48, n. 5, p. 696-709, 2012.

TRÉGOUËT, P.; MERLAND, F.; HORODYSKI, M. B. A comparison of the effects of ankle taping styles on biomechanics during ankle inversion. **Annals of physical and rehabilitation medicine**, v. 56, n. 2, p. 113-122, 2013.

VILADOT, A. et al. The subtalar joint: embryology and morphology. **Foot & Ankle International**, v. 5, n. 2, p. 54-66, 1984.

WILLIAMS, S. et al. Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries. **Sports medicine**, v. 42, n. 2, p. 153-164, 2012.

WINTER, D.A. Biomechanics and motor control of human movement. New York: Wiley, 2005.

WONG, O.M.H.; CHEUNG, R.T.H.; LI, RAYMOND, C.T. Isokinetic knee function in healthy subjects with and without Kinesio taping. **Physical Therapy in Sport**, v. 13, n. 4, p. 255-258, 2012.

WOODS, C. et al. The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football: an analysis of ankle sprains. **British Journal of Sports Medicine**, v. 37, n. 3, p. 233-238, 2003.

WRIGHT, I. C. et al. The influence of foot positioning on ankle sprains. **Journal of biomechanics**, v. 33, n. 5, p. 513-519, 2000

ZATSIORSKY, V.M. Biomecânica do esporte. Performance do desempenho e prevenção de lesão. Rio de Janeiro: Guanabara, 2004.

APÊNDICE 1 – ANAMNESE

Identificação/Dados Antropométricos/Lesões

Data: ____/____/____

Nome Completo do participante: _____

Número do participante: _____

Idade: _____ Estatura: _____ Massa corpórea: _____

IMC: _____

Tempo de treinamento: _____ anos

Tempo de treinamento semanal: _____

Dominância: Destro: () Canhoto: ()

Presença de lesão desportiva na temporada: () sim () não

Qual? _____ Há quanto tempo? _____

Você já teve entorse durante sua vida: () inversão () eversão () não teve entorses

Teste de gaveta anterior: () Positivo () Negativo

Teste de Inclinação Talar: () Positivo () Negativo

Sensibilidade de segurança ao utilizar bandagem: () NÃO ou () SIM – de 0% a 100%

APÊNDICE 2 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

ANÁLISE DO EFEITO DA BANDAGEM ELÁSTICA SOBRE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE DURANTE TESTES FUNCIONAIS E GESTOS ESPORTIVOS EM ATLETAS RECREACIONAIS

INTRODUÇÃO:

Você está sendo convidado a fazer parte de um estudo científico. Antes que você decida participar ou não é importante que você entenda porquê esta pesquisa está sendo realizada e quais os procedimentos envolvidos para sua participação. Por favor, leia, atentamente, as informações deste termo e, caso precise, estaremos disponíveis a qualquer momento para responder eventuais dúvidas sobre os procedimentos envolvidos para sua participação na pesquisa.

Este estudo está sendo conduzido por docentes do Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Estadual Paulista, UNESP, Marília e do Departamento de Educação Física e Fisioterapia da Universidade Federal de Uberlândia, UFU. O objetivo deste estudo é identificar se o uso da bandagem elástica (FIGURA 1) pode alterar o modo como você realiza gestos do seu esporte, tais como: correr, caminhar, saltar ou mudar de direção.

Esse estudo avaliará de modo simples, apenas colocando adesivos sobre sua pele (FIGURA 2), o modo como você realiza gestos esportivos. Nós esperamos que cerca de 30 pessoas participem deste estudo.

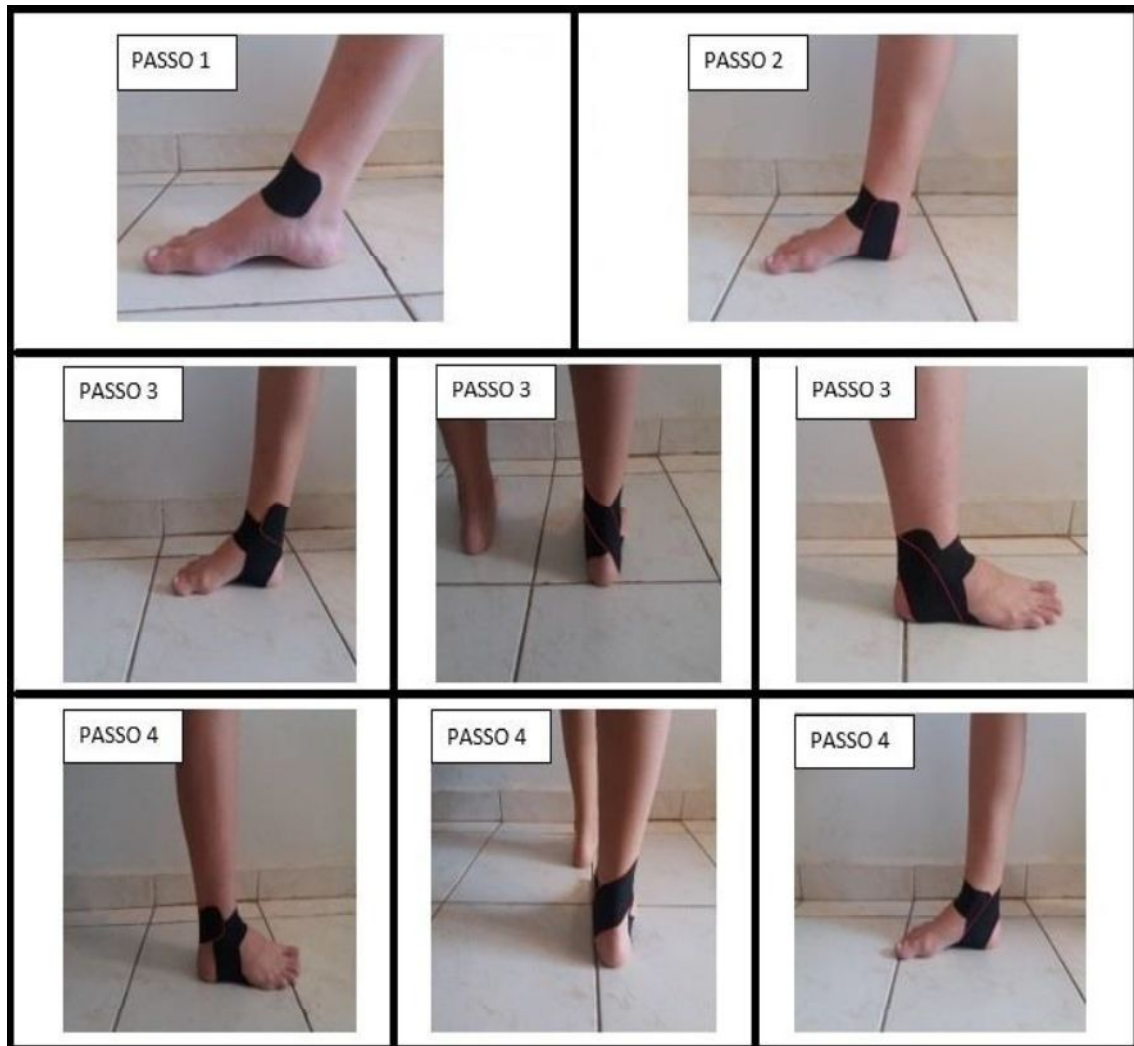


Figura 1: Bandagem utilizadas para realização da pesquisa.



Figura 2: Sensores para da atividade elétrica do músculo.

PROCEDIMENTOS DO ESTUDO:

Local do estudo: Todas as avaliações serão realizadas no ambiente de treinamento dos atletas selecionados. Para participar deste estudo você fará de duas visitas ao ambiente de coleta de dados, que terão duração média de 45 minutos.

VISITA AO AMBIENTE DE COLETA DE DADOS:

Inicialmente, você será entrevistado para a identificação de lesões nas pernas, que

ocorreram nos últimos três meses, sobre sua percepção de estabilidade do tornozelo (se há falseio durante gestos esportivos) e do seu nível de atividade física. Em seguida, você será examinado e realizará testes que avaliam o modo como você salta, com e sem o uso das bandagens. Após a realização desses testes, serão colocados sensores sobre sua pele para captação da atividade elétrica do seu músculo e do modo como você realiza gestos esportivos. Por fim, você realizará três vezes testes de força para dobrar e esticar o tornozelo, e também, por três vezes, deverá realizar os gestos esportivos de corrida, salto, mudanças de direção.

PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA:

Você decidirá se participará ou não deste estudo. Se você decidir participar você deverá assinar este termo de consentimento. Se em algum momento você não quiser mais participar do estudo você é livre para retirar sua participação sem necessidade de se justificar. A desistência de participação no estudo não acarreta nenhum prejuízo a você.

DIREITOS DO PESQUISADOR:

Os pesquisadores do estudo podem não incluir a sua participação na amostra. As principais razões para não inclusão de sua participação na amostra são: condições pré-existent de doenças ou disfunções (p.ex.: lesões nas pernas no período de três meses antes do estudo ou lesão ligamentar), que impeçam a realização segura do protocolo de coleta de dados ou que possam interferir no resultado estudo.

RISCOS:

O presente estudo apresenta poucos riscos a sua saúde. Os principais riscos que este estudo apresenta são: irritações cutâneas, que podem ser causas por alergia à cola do adesivo dos sensores; dor muscular pós esforço, que pode ser causada pelo protocolo de exercícios do teste; e quedas, que podem ocorrer durante a realização dos gestos esportivos.

Os riscos apontados não representam danos permanentes à sua saúde e orientamos desde já que: caso ocorra irritação cutânea utilize creme hidratante de sua preferência para hidratação da pele; caso ocorra dor de um a três dias depois da avaliação, que pode ser localizada, principalmente, na panturrilha e coxa, utilize gelo por 20-30 minutos; e caso ocorra algum tipo de lesão decorrente de queda o atendimento

necessário será prestado.

BENEFÍCIOS:

Ao completar a participação em nosso estudo você receberá uma avaliação geral do controle de movimento do seu tornozelo (estabilidade) e do seu risco de lesão por entorse. Caso seja notada alguma deficiência em sua estabilidade de tornozelo, serão dadas orientações para melhora. Além disso, o conhecimento gerado pela sua participação neste estudo pode representar um importante método intervenção para a reabilitação de indivíduos com entorse de tornozelo.

CONFIDENCIALIDADE:

Informações sobre a sua identidade não serão divulgadas em nenhuma hipótese. Os resultados deste estudo serão publicados em jornais científicos e em congressos somente apresentando os dados de média, ou seja, serão apresentados os dados que representam o desempenho de todos da amostra, sem nenhuma menção ao seu nome.

INDENIZAÇÕES:

Caso ocorra algum tipo de lesão ou dano físico durante a coleta de dados não haverá nenhuma indenização em decorrência disso. Contudo, os pesquisadores asseguram que caso ocorra algum dano importante a sua saúde assistência médica será providenciada.

CONTATO:

Por favor, se você tiver alguma dúvida contate:

Nise Ribeiro Marques

Telefones: (14) 3402-1320 ou (16) 981900920

Email: nisermarques@yahoo.com.br

Endereço: Universidade Estadual Paulista, Avenida Hygino Muzzi Filho, 737, Mirante, Marília, SP, 17525-000

CUSTOS OU COMPENSAÇÕES:

Não existe nenhum custo nem compensação pela sua participação.

CONSENTIMENTO:

Por favor assinale no quadrado se você estiver de acordo.

1. Eu confirmo que li e entendi as informações contidas nesse termo e tive a oportunidade de fazer perguntas quando houveram dúvidas

2. Eu entendi que minha participação é voluntária e que posso interrompe-la a qualquer momento sem dar nenhuma justificativa e sem que haja nenhum prejuízo a mim.

3. Eu concordo em fazer parte do estudo e em fornecer uma cópia assinada deste termo aos pesquisadores.

Assinatura do Participante/Responsável

Data: _____

Número da Identidade ou CPF do Participante/Responsável

Assinatura do Pesquisador

