

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

**INFLUÊNCIA DO USO DA KINESIOTAPING NAS
RESPOSTAS FUNCIONAIS E ELETROFISIOLÓGICAS EM
HOMENS FISICAMENTE ATIVOS**

Igor Eduardo Jesus Magalhães

BRASÍLIA
2015

INFLUÊNCIA DO USO DA KINESIOTAPING NAS RESPOSTAS FUNCIONAIS E ELETROFISIOLÓGICAS EM HOMENS FISICAMENTE ATIVOS

IGOR EDUARDO JESUS MAGALHÃES

Dissertação apresentada à Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Educação Física.

ORIENTADOR: PROF. DR. RODRIGO LUIZ CARREGARO

AGRADECIMENTOS

Inicialmente a Jesus Cristo pela oportunidade de estar realizando o mestrado e por tudo que tem feito por mim. Sei que não mereço nem um quarto das coisas que Ele me dá, mas ainda assim agradeço por cuidar tão bem de mim.

Agradeço a oportunidade que me foi dada pelo professor Rodrigo Carregaro. Fui convidado a trabalharmos juntos neste mestrado e certamente aprendi demais durante todo o processo. Com certeza, não estaria fazendo o mestrado se não fosse por esse convite, portanto agradeço muito!!!

Ao professor Rinaldo Mezzarane que me co-orientou e me ajudou muito durante o processo do mestrado. Apesar de algumas mancadas que dei logo no começo, me deu uma nova oportunidade de mostrar trabalho, ajudou a me reerguer e me fez tomar um gosto por estudo (especialmente por Neurofisiologia) que eu nunca havia tido.

Ao professor Lauro Viana que também me ajudou no período final do mestrado, se tornando também um exemplo de como ser um bom professor e fazer a diferença em uma instituição.

A todos os amigos do laboratório de força, especialmente os colegas Saulo Soares, que me incentivou tanto a fazer o mestrado. Ao colegas João Batista e Amilton Vieira, que ajudaram bastante durante o desenvolvimento do pré-projeto. E ao professor Martim Bottaro, por ter me dado a oportunidade de entrar no laboratório e conhecer os melhores do Brasil na área de Educação Física.

Agradeço a todos os irmãos co-orientados, especialmente ao Euler, Fred e Rodrigo, que me ajudaram durante muitos momentos do processo, inclusive sendo voluntários do meu estudo. Também aproveito para agradecer aos amigos do grupo de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia, especialmente aos futuros fisioterapeutas Igor e Adailson e ao atual fisioterapeuta João Freitas, que se tornaram meus irmãos! Um agradecimento especial a Débora e ao Bruno Rodrigues que me ajudaram durante a coleta de dados.

As meninas da secretaria de Pós-graduação! Obrigado por tudo!

Agradeço a todos os voluntários que me ajudaram durante este processo!

SUMÁRIO

	Página
LISTA DE TABELAS	vi.
LISTA DE FIGURAS	vii.
LISTA DE SIGLAS, ABREVIações E SÍMBOLOS	viii.
RESUMO	ix.
ABSTRACT	xi.
1 - INTRODUÇÃO.....	1
1.1 - JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA DO ESTUDO	6
2 - OBJETIVO GERAL	7
2.1 - OBJETIVOS ESPECÍFICOS	7
3 - DESFECHOS DO ESTUDO	8
4 - REVISÃO DE LITERATURA	9
4.1 - EVIDÊNCIAS CIENTÍFICAS DA KINESIOTAPING	9
4.2 - PROPRIOCEPTORES MUSCULARES	11
4.3 - REFLEXO H	17
5 - MATERIAIS E MÉTODOS	23
5.1 - PARTICIPANTES	23
5.2 - IPAQ	25
5.3 - DELINEAMENTO EXPERIMENTAL	25
5.4 - ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE	27
5.5 - AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR	29
5.6 - AQUISIÇÃO DO REFLEXO H	31
5.7 - COLOCAÇÃO DA KINESIOTAPING	32
5.8 - PROCESSAMENTO DOS SINAIS	34
5.9 - ANÁLISE ESTATÍSTICA	36
6 - RESULTADOS	38
7 - DISCUSSÃO	44
8 - CONCLUSÃO	50
9 - REFERÊNCIAS	51
APÊNDICES E ANEXOS	56

APÊNDICE I - Artigo a ser submetido na Muscle &Nerve	57
APÊNDICE II - Artigo submetido ao Brazilian Journal of Physical Therapy	80
ANEXO I - Comitê de ética	103
ANEXO II - Termo de Consentimento	107
ANEXO III - Ficha de Avaliação	110
ANEXO IV - IPAQ	112
ANEXO V - Rotina para cálculo do Reflexo H	114
ANEXO VI - Rotina para cálculo da TDF	120

LISTA DE TABELAS

	Página
Tabela 1: Dados demográficos dos participantes.....	24
Tabela 2: Dados relativos ao nível de atividade física obtidos pelo IPAQ	39
Tabela 3: Dados relativos aos parâmetros do Reflexo H (Média e Desvio Padrão)	41
Tabela 4: Dados relativos aos parâmetros do Reflexo H e comparações entre as condições do estudo	42
Tabela 5: Dados relativos à taxa de desenvolvimento de força	43

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Demonstração da colocação da Kinesiotaping em A: ativação e B: inibição	3
Figura 2 - Inervação das fibras extrafusais e do fuso muscular	13
Figura 3 - O Órgão Tendinoso de Golgi e sua inervação pelas fibras aferentes Ib	15
Figura 4 - Ilustração do reflexo de estiramento	16
Figura 5 - Ilustração do reflexo tendinoso de Golgi	16
Figura 6 - Esquemático das estruturas envolvidas durante a evocação do reflexo H	19
Figura 7 - Parâmetros de interesse da curva de recrutamento do reflexo	20
Figura 8 - Comparação de curvas ajustadas em diferentes condições experimentais	21
Figura 9 - Ilustração da comparação de duas curvas de recrutamento realizadas em momentos diferentes (azul e vermelho)	22
Figura 10 - Diagrama com ilustração do desenho do estudo	28
Figura 11 - Ilustração da aplicação da Kinesiotaping e posicionamento dos eletrodos da EMG	29
Figura 12 - Posicionamento do voluntário no dinamômetro isocinético	32
Figura 13 - Ilustração dos ajustes das curvas para 2 voluntários, onde: A - a curva foi bem ajustada, e; B - a curva mal ajustada	40

LISTA DE SIGLAS E ABREVIACOES

KT - Kinesiotaping

OTG - rgo Tendinoso de Golgi

ATIVKT - Kinesiotaping em ativação

INIBKT - Kinesiotaping em inibição

LB - Linha de Base

TDF - Taxa de Desenvolvimento de Força

CIVM - Contração Isométrica Voluntária Máxima

EMG - Eletromiografia

RMS - Root Mean Square

SEPS - Sinapses Excitria Pós-Sinptica

MN α - Motoneurônios Alfa

IPAQ - International Physical Activity Questionnaire

ES - Effect Size

Hmax - resposta reflexa máxima

H-limiar - reflexo H de menor amplitude

50%CMmax- 50% do valor de corrente para se evocar o Mmax

H@Limiar - valor predito da amplitude limiar da curva do período com aplicação da KT sobre a curva da condição LB

H@50% - valor predito da amplitude a 50% do Hmax da curva do período com aplicação da KT sobre a curva da condição LB

H@max% - valor predito da amplitude do Hmax da curva do período com aplicação da KT sobre a curva da condição LB

RESUMO

INFLUÊNCIA DO USO DA KINESIOTAPING NAS RESPOSTAS FUNCIONAIS E ELETROFISIOLÓGICAS EM HOMENS FISICAMENTE ATIVOS

Autor: Igor Eduardo Jesus Magalhães

Orientador: Rodrigo Luiz Carregaro

Objetivos. O objetivo do estudo foi investigar as respostas funcionais e eletrofisiológicas do músculo sóleo de indivíduos fisicamente ativos, influenciados pelo uso da Kinesiotaping (KT). **Métodos.** Vinte e nove voluntários participaram deste estudo. Todos os voluntários realizaram as 3 condições: Linha de Base (LB) - sem aplicação da KT; ATIV_{KT} - aplicação da KT em ativação; INIB_{KT} - aplicação da KT em inibição. As condições foram aleatorizadas para os indivíduos. O desenho experimental consistia na realização de 3 séries de contração isométrica voluntária máxima (CIVM), com 5s de duração. Após a avaliação da força, foi evocado o reflexo H, que consistia na estimulação do músculo sóleo através do nervo tibial. Foram utilizados 32 disparos de corrente, intervalados por um período de 2 a 4 segundos. Ao final do estudo, por meio de cálculo em rotinas do Matlab, foram extraídos os valores de torque dos intervalos da TDF (0-30, 0-50, 0-100 e 0-200), dos parâmetros relativos ao reflexo H (Hmax, H-limiar, inclinação da curva, corrente no limiar, a 50% e a 100% do Hmax) e os valores preditos relacionados à superposição das curvas condicionadas (ATIV_{KT} e INIB_{KT}) sobre a curva controle (H@Limiar, H@50% e H@100%). Os valores pertinentes a amplitude do reflexo foram normalizados pela amplitude do Mmax. Os valores de corrente foram normalizados pelo 50% da corrente para se evocar o Mmax. Para a comparação da TDF, após os testes de Shapiro-Wilk, foi utilizado o teste de Friedman, com comparações de Wilcoxon em pares, para detectar diferenças entre os grupos. Para os dados relativos aos

parâmetros do reflexo H, foi utilizado o ANOVA para medidas repetidas, com o teste de Bonferroni para detectar diferenças entre os grupos. A significância foi de 5% ($p < 0,05$). **Resultados.** De acordo com o IPAQ, o nível de atividade física dos participantes foi classificado da seguinte forma: nível baixo ($n=4$), nível moderado ($n=9$) e nível alto ($n=16$). Nove voluntários foram excluídos da análise dos valores de corrente e das amplitudes pós, por não apresentarem uma medida estável da onda M ou por apresentarem erros após os cálculos realizados pelo Matlab. Não foram encontradas diferenças significantes para nenhum dos parâmetros extraídos da curva de recrutamento do reflexo H, entre as diferentes condições ($P > 0,05$). Contudo, foi encontrada uma diferença significativa no $H@Limiar$ da condição $ATIV_{KT}$ quando a mesma foi comparada com a condição LB ($P=0,025$). Foram encontrados grandes tamanhos dos efeitos nas comparações entre a condição $ATIV_{KT}$ vs LB ($ES=5,43$) e condição $INIB_{KT}$ vs LB ($ES=3,57$). Com relação a TDF, quando as condições foram comparadas entre si, em cada intervalo de tempo, não foram encontradas diferenças significantes para a TDF em nenhuma das comparações ($P > 0,05$). **Conclusão.** Os achados do presente estudo demonstraram que após a aplicação da KT no protocolo de ativação, foi possível verificar um aumento da amplitude do reflexo H para o mesmo valor de corrente necessários para evocar o reflexo H limiar na condição sem a fita. Isto pode indicar um aumento da excitabilidade dos motoneurônios verificados por uma diminuição do limiar de disparo destas fibras. Parece que uma estimulação das fibras aferentes cutâneas podem ter induzido uma diminuição do limiar dos motoneurônios por meio de uma estimulação da KT por um período de 48h.

Palavras-chave: Kinesiotaping; reflexo H; isocinético; força muscular

ABSTRACT

INFLUENCE OF THE KINESIOTAPING USE IN THE ELECTROPHYSIOLOGICAL
AND FUNCTIONAL RESPONSES IN PHYSICALLY ACTIVE MEN

Autor: Igor Eduardo Jesus Magalhães

Orientador: Rodrigo Luiz Carregaro

Objectives. The aim of the study was to investigate the functional and electrophysiological responses of the soleus muscle in physically active men, influenced by the use of Kinesiotaping (KT). **Methods.** Twenty nine volunteers participated in this study, all submitted to the application of KT in three different conditions: Baseline (BL) - without the KT; $ACTI_{KT}$ - with the KT in activation; INH_{KT} - with the KT in inhibition. The conditions were randomized for all participants. The experimental design consisted in the performance of 3 sets of maximal isometric voluntary contraction, with 5 s duration. After the strength evaluation, the H reflex was evoked, consisting in the stimulation of soleus muscle through tibial nerve. Thirty-two electric discharges were used, with 2-4 seconds interval between them. The torque values in the intervals of the rate of torque development (RTD) (0-30, 0-50, 0-100 and 0-200), the parameters of the H reflex (H_{max} , H-Threshold, slope, current at threshold, current at 50% and current at H_{max}) and the predicted values related to the superposition of the conditioning and control curves ($H@Threshold$, $H@50\%$ and $H@max$) were calculated in a Matlab subroutine. The values related to the reflex amplitude were normalized by the M_{max} amplitude. The current values were normalized by 50% of the current to evoke the M_{max} . After the Shapiro-Wilks test, the Friedman test was used, with the post-hoc test of Wilcoxon, to detect differences between groups for the RTD. The ANOVA of repeated measures was used with the post-hoc of Bonferroni to detect differences between groups for the H-reflex

parameters. The significance level was set at 5% ($P > 0,05$). **Results.** According the IPAQ, the physical activity level of the participants was classified as: low level ($n=4$), moderate level ($n=9$) and high level ($n=16$). Nine volunteers were excluded of the current values and C-T curves comparisons analysis because they did not present a stable measure of the M wave or by calculations errors detected in the Matlab analysis. No significant differences were found for the parameters extracted from the recruitment curve of the H-reflex between conditions ($P > 0,05$). However, a significant difference was found at H@Threshold in the $ACTI_{KT}$ compared with the BL condition ($P=0,025$). A large effect size was found in comparisons between the $ACTI_{KT}$ vs BL ($ES=5,43$) and the INH_{KT} vs BL ($ES=3,57$). With respect to RTD, no significant difference was found between conditions and intervals ($p > 0,05$). **Conclusion.** The findings of the present study demonstrated an increase of the H-reflex amplitude for the same current value needed to evoke the H-Threshold, when the activation protocol was compared to the condition without the tape. This may indicate an increase in the motoneuron excitability verified by a decrease in the threshold of these fibers. It seems like a stimulation of the skin afferents may have induced a decrease in the threshold of the motoneurons by the KT usage over 48h.

Keywords: Kinesiotaping; H reflex; isokinetic; muscle strength

1. INTRODUÇÃO

A *Kinesiotaping* (KT) é uma técnica baseada no conceito de que os músculos e outros tecidos subcutâneos podem ser estimulados pelo contato de uma fita elástica adesiva acoplada à pele⁽¹⁾. A técnica foi desenvolvida por Kenso Kase em 1973e, apesar de ter 40 anos de existência, se tornou bastante popular entre atletas de alto rendimento e desportistas durante os Jogos Olímpicos de 2008, onde foi amplamente utilizada⁽²⁾.

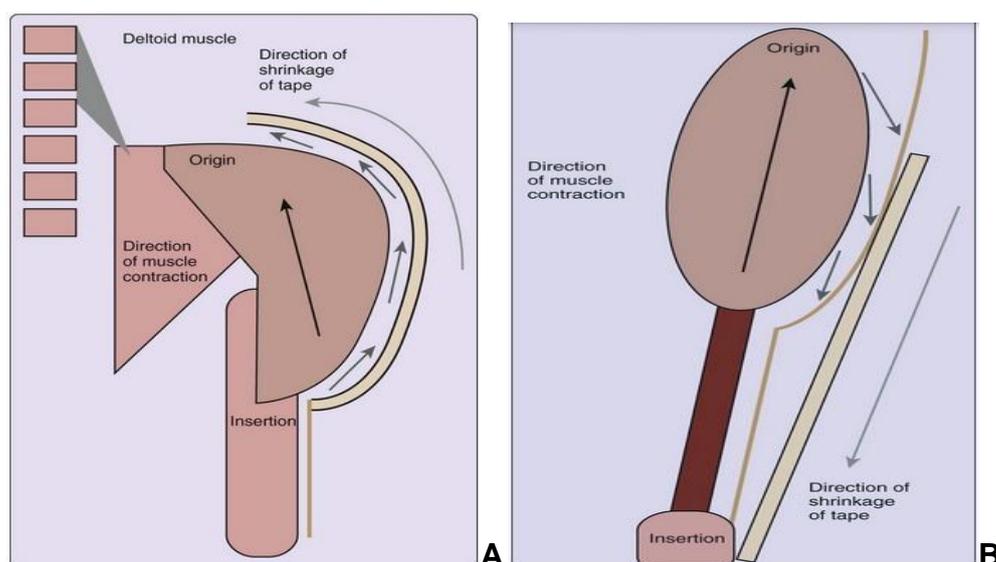
A KT é caracterizada pelo uso de uma fita elástica adesiva e hipoalergênica, que é acoplada na pele seguindo a anatomia muscular e articular. A fita é permeável e a prova d'água, e pode ser usada por 3-7 dias sem remoção. As fitas não possuem nenhum princípio ativo medicamentoso e não apresentam uma função imobilizadora das articulações. A KT pode ser aplicada por meio de variações de formato e comprimento da fita, que pode ser recortada e adaptada aos músculos e articulações de interesse. As formas mais comumente usadas são em "Y", "I", "X" e "leque". A forma selecionada depende do tamanho do músculo-alvo e o efeito terapêutico desejado. O princípio básico de colocação da KT é seguir a anatomia muscular e/ou articular e, em seguida, acoplar a fita com um determinado grau de tensão. Caso o objetivo seja auxiliar na contratilidade muscular, a aplicação baseia-se na origem e inserção do músculo. Nesse sentido, para facilitar ou "ativar" a contração de um músculo específico, a fita é acoplada na pele com a "âncora" inicial na origem em direção a sua inserção. Para inibi-lo, a tensão deve ser inversa (inserção para origem)⁽¹⁾.

A técnica vem sendo utilizada com diversas finalidades, e há vários estudos com o objetivo de verificar suas influências na prevenção e tratamento de lesões desportivas⁽²⁾, em quadros de dor⁽³⁾, no auxílio durante a amplitude de movimento⁽⁴⁾, na circulação linfática⁽⁵⁾ e no desempenho funcional^(6, 7).

De acordo com os idealizadores da KT, a direção com a qual a bandagem é aplicada na pele pode gerar um movimento do "recuo" da pele. Esse movimento de recuo caracteriza-se pela propriedade da fita de tensionar a pele e os tecidos subcutâneos, o que hipoteticamente seria capaz de estimular alguns dos receptores cutâneos e musculares. Por meio desse tensionamento, há uma facilitação ou inibição da contratilidade da musculatura alvo, caracterizada por alterações de comprimento de estruturas dos músculos, tendões e mecanorreceptores, como o fuso muscular e os órgãos tendinosos de Golgi (OTG)⁽⁸⁾. A teoria que explica o mecanismo de "ativação" muscular parte da idéia de que a fita é aplicada para dar suporte na direção de contração da musculatura. O efeito de recolhimento da fita supostamente promove uma melhora da estimulação sensorial dos fusos musculares e dos receptores da pele durante o movimento e pode, dessa forma, melhorara contratilidade muscular por meio do aumento da sensibilidade e responsividade do fuso muscular⁽⁸⁾ (Figura 1A).

Com relação ao efeito inibitório da KT na musculatura, pressupõe-se que uma compressão articular leve, ou uma pressão no tendão da inserção muscular ou ainda um alongamento mantido podem diminuir a tonicidade da musculatura⁽⁸⁾. Com o objetivo de inibir a musculatura, a KT é aplicada no músculo com tensão e com uma ancoragem inicial na inserção muscular e ancoragem final na origem da musculatura. Quando aplicado apropriadamente, o recolhimento da KT pode reduzir o excesso de

alongamento ou de contração da musculatura e reduzir espasmos musculares e possíveis lesões em exercícios ou atividades da vida diária⁽⁸⁾(Figura 1B).



Fonte: Skirven⁽⁸⁾

Figura 1. Demonstração da colocação da *Kinesiotaping* em A: ativação e B: inibição.

Até a presente data, a literatura é escassa em relação a pesquisas com foco na compreensão e comprovação dos mecanismos fisiológicos propostos pelos criadores do método. No estudo de Firth⁽⁹⁾, por exemplo, foi possível verificar um aumento da excitabilidade da via do reflexo de estiramento do gastrocnêmio, mensurado por meio da técnica do reflexo de Hoffman. No entanto, a facilitação não se expressou nas medidas do salto em distância⁽⁹⁾. Deste modo, apesar da grande quantidade de estudos com a KT nos últimos anos, percebe-se uma lacuna relacionada à compreensão dos mecanismos fisiológicos que embasam a utilização do Método. Tal fato é preocupante, tendo em vista o uso generalizado e sua disseminação na prática clínica e desportiva.

Nesse contexto, uma medida fundamental para a compreensão dos mecanismos, capaz de verificar alterações na resposta da via do reflexo de estiramento é o reflexo H. O reflexo H, ou reflexo de Hoffman, é um reflexo eletricamente induzido, sendo considerado análogo ao reflexo de estiramento. No entanto, o método de análise do reflexo H abstrai os efeitos dos motoneurônios gama e da descarga do fuso muscular⁽¹⁰⁾, fato que o caracteriza como uma importante ferramenta para detectar mudanças na entrada de informações sensoriais e na excitabilidade do conjunto de motoneurônios⁽¹¹⁾. A mensuração do reflexo H pode ser usada para avaliar a resposta do sistema nervoso a diversas condições neurológicas, lesões musculoesqueléticas, dor, treinamento físico e desempenho de tarefas dinâmicas⁽¹²⁾.

O reflexo H é frequentemente usado para comparar a resposta reflexa em vários níveis de intensidade de estímulo, e envolve uma variação de níveis de estímulo elétrico em um nervo misto e mensura as amplitudes pico a pico de duas ondas resultantes na eletromiografia (o reflexo H e a onda M). Tais ondas são potenciais de ação compostos que derivam das estimulações das fibras sensoriais e motoras, respectivamente⁽¹³⁾. O resultado do conjunto das variações dos estímulos é mostrado em uma curva de recrutamento (CR). Uma vez que a CR esteja completa, é possível verificar as amplitudes máximas das duas ondas expressas como Hmax (amplitude máxima do reflexo H) e Mmax (amplitude máxima da onda M), assim como outros parâmetros.

O Hmax é a medida da resposta reflexa máxima, representando a extensão completa da ativação reflexa⁽¹⁰⁾, e o Mmax representa a ativação de todo o complexo de motoneurônios, o que representa a ativação muscular máxima⁽¹²⁾. Uma vez

identificados os valores máximos das duas ondas, é possível calcular a relação H_{max}/M_{max} , que pode identificar o nível de excitabilidade da via reflexa.

Outra variável importante para verificar mudanças na excitabilidade motoneuronal é a taxa de desenvolvimento de força (TDF), que expressa a taxa de aumento da força contrátil no início da contração muscular⁽¹⁴⁾. De acordo com Holtermann⁽¹¹⁾, as adaptações neuronais providas por um treinamento resistido geram maior impacto na taxa de desenvolvimento de força do que na força máxima em si. Dentre estas adaptações temos um aumento da taxa de disparo do motoneurônios, o aumento da amplitude da eletromiografia de superfície e uma diminuição do limiar de recrutamento⁽¹¹⁾. Essas adaptações são explicadas por um recrutamento das unidades motoras de alto limiar mais cedo, ao passo que o recrutamento de unidades motoras adicionais termina antes da tensão máxima gerada pelo músculo⁽¹¹⁾. Dessa forma, é possível supor que a KT tenha a capacidade de influenciar o padrão de recrutamento das unidades motoras e, conseqüentemente, possa influenciar a TDF e/ou a potência gerada pela contração muscular.

De acordo com os efeitos pressupostos da Kinesiotaping, traça-se a hipótese de que as fibras aferentes do tipo IA, que são as fibras neurais do fuso muscular, sejam continuamente estimuladas pela tensão da fita elástica e podem gerar um aumento de alguns dos parâmetros relativos ao reflexo H e da TDF no protocolo de ativação, assim como uma possível diminuição destes mesmos valores no protocolo de inibição. Tais achados poderão confirmar os efeitos da técnica na excitabilidade motoneuronal, o que poderá embasar cientificamente a aplicação da técnica, muito difundida atualmente.

1.1. JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA DO ESTUDO

O presente estudo embasa-se nos resultados contraditórios e baixa qualidade metodológica de estudos prévios, como destacado por Williams et al.⁽²⁾. Destaca-se que atualmente, os pesquisadores têm buscado a implementação de métodos e técnicas que favoreçam a capacidade de desempenho motor e atlético^(15, 16). Nesse contexto, os achados do presente projeto serão importantes para a prática clínica e desportiva, na qual o uso disseminado da *Kinesiotaping* é contrastado com as evidências escassas e contradições quanto aos seus efeitos^(16, 17), além das lacunas relativas aos mecanismos de ação do método.

É importante salientar que a revisão sistemática de Williams et al.⁽²⁾ afirma que até o ano de 2012, as evidências acerca dos efeitos da *Kinesiotaping* ainda eram fracas ou moderadas. Além disso, essa informação é reforçada por outra revisão sistemática⁽¹⁸⁾, que verificou que as evidências são insuficientes para apoiar o uso da *Kinesiotaping* na prática clínica.

Destaca-se que os mecanismos que explicam os efeitos da KT ainda não foram totalmente elucidados⁽¹⁵⁾. Nesse sentido, vale salientar que a fita também é aplicada em populações especiais (como por exemplo em sujeitos acometidos por lesões musculoesqueléticas ou em processo de reabilitação). Este fato torna-se relevante ao considerarmos a contínua expansão e disseminação da KT na prática fisioterapêutica e esportiva⁽¹⁵⁾, o que justifica a importância de novas pesquisas na área.

2. OBJETIVO GERAL

O objetivo do presente estudo é investigar as respostas funcionais e eletrofisiológicas do músculo sóleo de indivíduos fisicamente ativos, influenciadas pelo uso da *kinesiotaping*.

2.1.OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Comparar os parâmetros extraídos da curva de recrutamento do reflexo H entre condição sem aplicação da fita elástica, KT em ativação (ATIV_{KT}) e KT em inibição (INIB_{KT}), especificamente:

- A amplitude do Hmax, normalizados pelo % do Mmax;
- A inclinação da curva;
- As correntes (corrente Limiar, corrente a 50% e corrente no Hmax) normalizados pelo 50% do Mmax e;
- As amplitudes dos parâmetros H@Limiar, H@50% e H@Max das condições ATIV_{KT} e INIB_{KT} comparados aos valores H-limiar, H-50% e Hmax da condição sem aplicação da fita elástica.

Comparar os valores da TDF durante a contração isométrica voluntária máxima (CIVM) nos intervalos de 0-30, 0-50, 0-100 e 0-200 ms entre as condições sem aplicação da fita, ATIV_{KT} e INIB_{KT}.

3. DESFECHOS DO ESTUDO

No presente estudo, é esperado que com a utilização da KT no protocolo de ativação, seja possível detectar um aumento da entrada excitatória para o conjunto dos motoneurônios, por meio da estimulação das fibras aferentes do fuso muscular, ou ainda uma diminuição do limiar de disparo destas fibras indicando um aumento da excitabilidade motoneural.

Caso isto seja detectado, possíveis alterações na resposta reflexa máxima (Hmax) e/ou na amplitude e corrente do limiar de disparo são esperadas. Alterações no Hmax normalizados pelo Mmax indicam mudanças na relação Hmax/Mmax. Portanto, um aumento do Hmax pode indicar que, para uma mesma intensidade de estímulo, mais fibras estão sendo recrutadas, comparando-se as condições sem aplicação da fita e $ATIV_{KT}$, por exemplo.

O parâmetro inclinação da curva indica o ganho do recrutamento. Nesse caso, um aumento do ganho na comparação da inclinação das curvas da condição sem aplicação da fita com a condição $ATIV_{KT}$ podem indicar um aumento na excitabilidade da via das aferentes Ia para os motoneurônios, o que é esperado. Assim como uma diminuição do ganho é esperado para a condição $INIB_{KT}$.

Uma variação nos valores dos intervalos da TDF também são esperados no presente estudo, uma vez que, caso seja possível detectar um aumento da entrada excitatória pós-sináptica ou na excitabilidade motoneuronal, unidades motoras de alto limiar são suscetíveis a serem recrutadas com antecedência, devido a contração desempenhada de forma rápida. Assim, espera-se um aumento da TDF devido ao recrutamento de unidades motoras de alto limiar⁽¹¹⁾.

4. REVISÃO DA LITERATURA

4.1 Evidências científicas da *Kinesiotaping*

Em estudo recente⁽¹⁹⁾, realizado para comparar os efeitos de diferentes tipos de bandagem e o uso da KT sobre o desempenho funcional em atletas com entorse crônica do tornozelo, testes funcionais foram usados para quantificar a agilidade, resistência, equilíbrio e coordenação. Os mesmos testes foram realizados quatro vezes em intervalos de uma semana usando condições: 1) placebo, 2) sem fita, 3) fita atlética inelástica e 4) KT. Os achados demonstraram que não houve diferença significativa nas variáveis funcionais quando as quatro condições foram comparadas entre si. Entretanto, o estudo apresenta uma lacuna no sentido de que a KT não foi aplicada em grupamentos musculares primordiais para a execução dos testes funcionais (foram utilizados no estudo o fibular longo, fibular curto e ligamento tibio fibular anterior).

Em estudo publicado em 2013⁽¹⁶⁾, foram estudados os efeitos imediatos da KT na força muscular, altura do salto, velocidade e propriedade contrátil muscular do músculo quadríceps, em jogadores de futebol. Os achados demonstraram que não houve efeitos imediatos significantes da KT. Ao que parece, os resultados negativos podem ser explicados pelo fato de que os estímulos aferentes gerados pela KT não foram fortes o suficiente para modular o desempenho funcional de atletas de futebol.

Os estudos de Vercelli et al.⁽¹⁷⁾ e Wong et al.⁽²⁰⁾ investigaram os efeitos imediatos da aplicação da KT sobre variáveis neuromusculares (força, trabalho e tempo até o pico de torque) do quadríceps e somente do vasto medial, respectivamente, em indivíduos saudáveis. No estudo de Vercelli, os indivíduos foram testados em três sessões diferentes, os quais receberam aleatoriamente três

condições experimentais da KT (ativação, inibição muscular e placebo). Os resultados indicaram que não houve efeito significativo na força máxima do quadríceps imediatamente após a aplicação da inibição, ativação ou placebo. Do mesmo modo, Wong et al.⁽²⁰⁾ demonstraram que a KT não influenciou significativamente a geração de pico de torque e trabalho total realizado por indivíduos saudáveis, após aplicação imediata da fita. A conclusão dos dois estudos foi a não recomendação da KT no sentido de aumentar a força muscular ou outras variáveis relacionadas ao desempenho neuromuscular.

Entretanto, o estudo de Slupik et al.⁽²¹⁾ apresentou resultados positivos advindos do uso da KT. Os autores relatam efeitos tardios caracterizados pelo aumento da atividade elétrica muscular em 24 e 72h pós-aplicação da fita, em contrações isométricas de extensão do joelho em indivíduos saudáveis. O estudo sugere que os efeitos da KT são advindos de respostas reflexas do sistema nervoso e mecanismos sensório-motores relacionados a um aumento de unidades motoras recrutadas durante a contração muscular⁽²¹⁾. No entanto, a qualidade metodológica e falhas na descrição do processamento dos sinais biológicos levantam questões sobre os achados do estudo.

Por sua vez, Huang et al.⁽¹⁵⁾ demonstraram achados interessantes acerca dos efeitos da KT. Os sujeitos, jovens saudáveis na faixa de 21 a 31 anos de idade, foram divididos em dois grupos (KT e fita placebo). No estudo os participantes foram submetidos a um processo de avaliação funcional do salto vertical, no qual a ativação eletromiográfica dos músculos sóleo, gastrocnêmio e tibial anterior foram monitoradas. As medidas foram realizadas sem a fita e, após 30 minutos de aplicação da mesma, os achados indicaram que sujeitos submetidos à KT

apresentaram maiores valores da força de reação do solo no salto vertical e maior ativação eletromiográfica do gastrocnêmio. O estudo levantou a hipótese de que o aumento da força de reação do solo pode ser uma manifestação do incremento da amplitude do reflexo H, associado a um aumento da excitabilidade motoneuronal, como demonstrado no estudo de Firth⁽⁹⁾.

Outros estudos que avaliaram os efeitos da KT também apresentaram efeitos positivos⁽²²⁾ e negativos⁽⁶⁾ advindos do uso da técnica, demonstrando que a literatura ainda é controversa quanto à eficácia da KT em variáveis relacionadas ao desempenho neuromuscular.

4.2 Proprioceptores musculares

Os proprioceptores musculares compõem uma parte do sistema sensorial somático, e são originados em receptores especializados que são associados a músculos, tendões e articulações e são responsáveis pela propriocepção (habilidade de sentir a posição das articulações e membros no espaço). Apesar de serem inter-relacionados, a propriocepção se diferencia da cinestesia por ter um senso interoceptivo, fornecendo *feedback* somente do estado do corpo internamente, enquanto a cinestesia se refere a sensação de movimento das partes do corpo, ou seja, uma está mais relacionada a posição e a outra mais ao movimento. Fazem parte do grupo de receptores relacionados à propriocepção o fuso muscular, o órgão tendinoso de Golgi e receptores articulares⁽²³⁾.

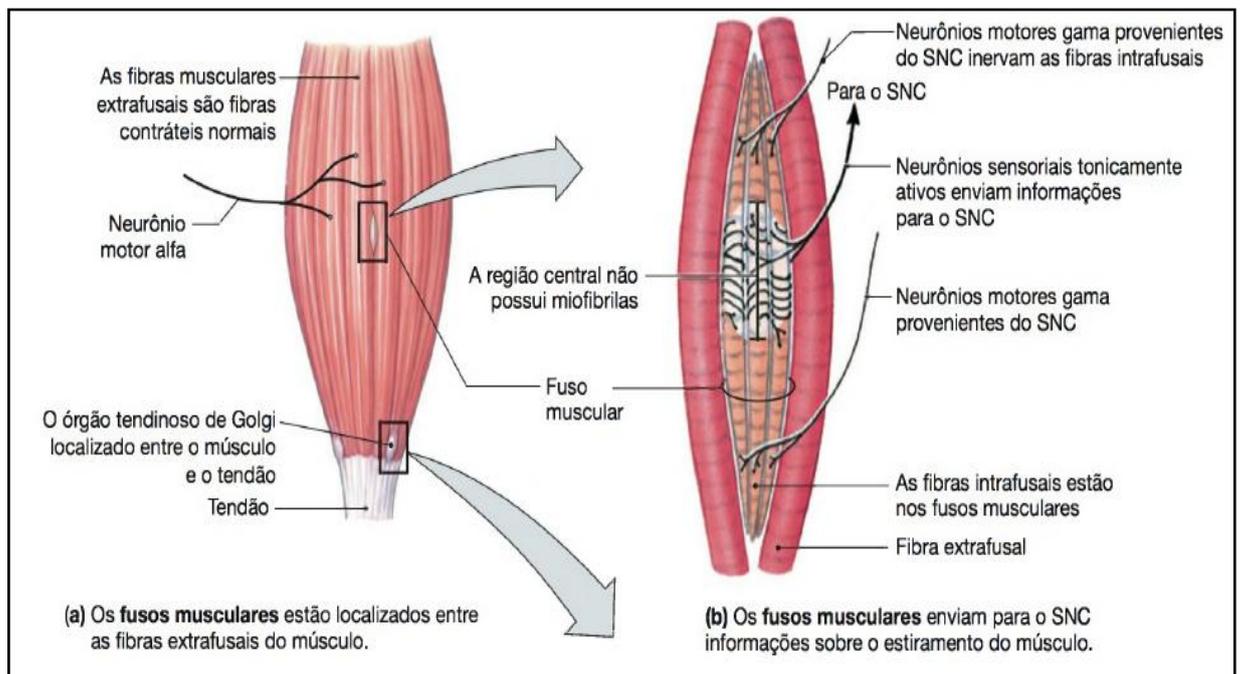
O fuso muscular compõe a arquitetura do músculo estriado esquelético e consiste na junção de oito a dez fibras musculares intrafusais especializadas que são

cercadas por uma cápsula de tecido conectivo. Essas fibras intrafusais são organizadas em paralelo com as fibras extrafusais do músculo estriado esquelético (Figura 2) e são divididas em basicamente dois tipos: fibras em saco nuclear e fibras de cadeia nuclear⁽²³⁾.

Fibras sensórias aferentes se originam da parte central das fibras intrafusais que são estimuladas mecanicamente quando o músculo é alongado. Fazem parte destas fibras sensórias aferentes duas classes de fibras: as de terminação primária e secundária. As de terminação primária são fibras de axônios longos mielinizados que se enrolam em torno da região central de cada fibra intrafusil e que respondem a alterações rápidas do comprimento do músculo, fazendo parte do grupo das aferentes Ia. Essas fibras estão relacionadas à transmissão de informação relativa a posição do membro durante o movimento, como a velocidade e a direção do mesmo. As de terminação secundária, aferentes do grupo II, terminam principalmente nas fibras em cadeia nuclear e são responsáveis pelas respostas continuadas ao comprimento muscular constante e são relacionadas à informação sobre a posição estática dos membros^(23, 24).

As fibras intrafusais do fuso muscular são também inervadas em suas extremidades por motoneurônios gama, formado por axônios mielinizados de menor diâmetro. As fibras extrafusais do músculo estriado esquelético são inervadas por motoneurônios alfa, que possuem axônios mielinizados com diâmetro maior^(23, 24) (Figura 2). Os motoneurônios gama tem a função de controlar as características do fuso muscular por meio de uma modulação do seu nível de excitabilidade. Quando o músculo é contraído, ou seja, as fibras extrafusais sofrem um encurtamento devido a uma ativação dos motoneurônios alfa, o fuso muscular fica livre da tensão que é

exercida sobre ele e, portanto, pode-se esperar que as fibras sensórias aferentes que inervam o fuso fiquem silentes durante a contração.



Fonte: Silverthorn⁽²⁵⁾

Figura 2. Inervação das fibras extrasfusais e do fuso muscular.

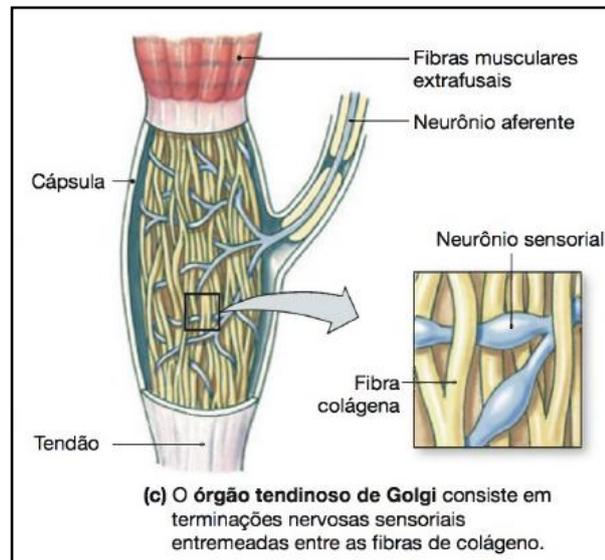
Contudo, essas fibras se mantêm ativas devido a uma ativação dos motoneurônios gama, os quais geram uma contração intrafusal, mantendo desta forma a tensão no meio das fibras intrafusais. Esse fenômeno de ativação dos motoneurônios é conhecido como co-ativação alfa-gama e possibilita que o fuso mande informações ao sistema nervoso central sobre a posição do músculo em todos os comprimentos durante o movimento e em ajustes posturais⁽²³⁾.

Os órgãos tendinosos de Golgi (OTGs), ao contrário do fuso muscular, detectam variações na tensão gerada durante a contração muscular. Os OTGs são

mecanorreceptores localizados nas fibras colágenas que formam os tendões de inserção dos músculos, e são inervados por fibras aferentes do grupo Ib. Cada OTG possui um arranjo em série e possui um pequeno número de fibras extrafusais (aproximadamente 10 a 20)⁽²³⁾ (Figura 3). Pela razão do OTG ser orientado em série com as fibras colágenas do tendão e com as fibras musculares, o mesmo tem a função de detectar forças/tensões impostas aos tendões e fibras tendinosas colágenas. No entanto, os OTGs não possuem a capacidade de monitorar mudanças no comprimento das fibras musculares⁽²⁶⁾. O OTG responde por meio de uma descarga neural relacionada à força exercida durante a contração muscular, pelo fato de ser um receptor seletivo e sensível a forças produzidas pelas fibras musculares em série. Portanto, o OTG é estimulado pela tensão produzida pelas fibras musculares ou pelo tendão colagenoso no qual está localizado⁽²⁶⁾. Essa tensão sobre os tendões gera uma compressão dos receptores sensoriais, resultando em aumento da sensibilidade dos OTGs⁽²³⁾. Os OTGs são considerados um sistema de *feedback* negativo, uma vez que as suas fibras aferentes Ib fazem contato com circuitos locais inibitórios na medula espinhal (interneurônios inibitórios Ib) que, por sua vez, fazem sinapse com os motoneurônios alfa do mesmo músculo.

Ambos o fuso muscular e o OTG são considerados receptores de importante valor para se compreender os processos relacionados às unidades motoras como, por exemplo, na regulação da atividade reflexa. O sinal sensorial do reflexo de estiramento ou reflexo miotático, por exemplo, se origina nos fusos musculares. Sinais aferentes das fibras sensoriais Ia trafegam em direção à medula espinhal e fazem sinapse excitatória com os motoneurônios alfa localizados no corno ventral da medula, os quais inervam o mesmo músculo e, via circuitos locais, fazem

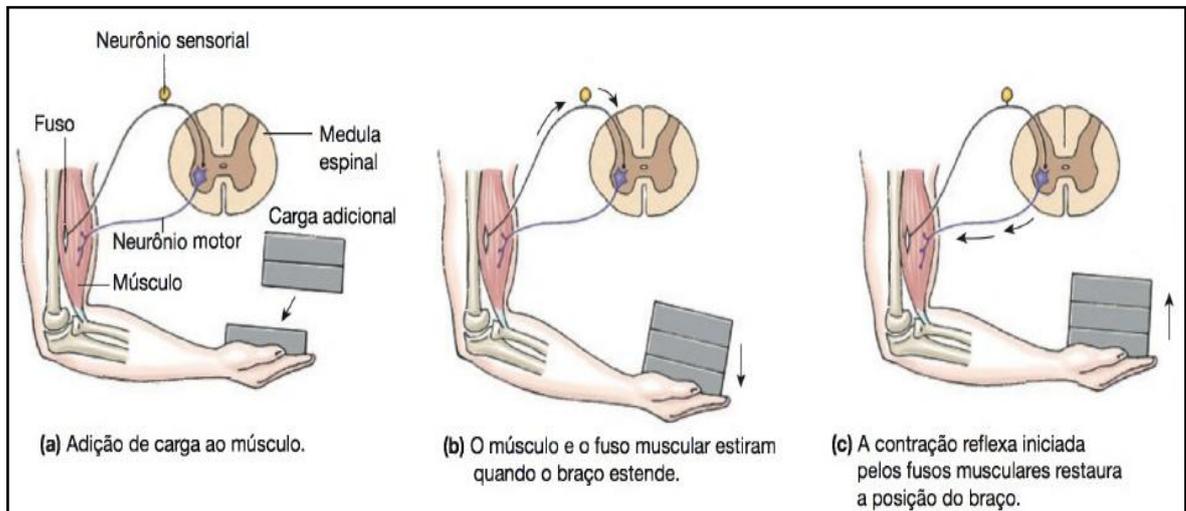
conexões inibitórias com os motoneurônios alfa dos músculos antagonistas. Esse reflexo é conhecido como reflexo de estiramento, ou reflexo miotático⁽²³⁾(Figura 4).



Fonte: Silverthorn⁽²⁵⁾

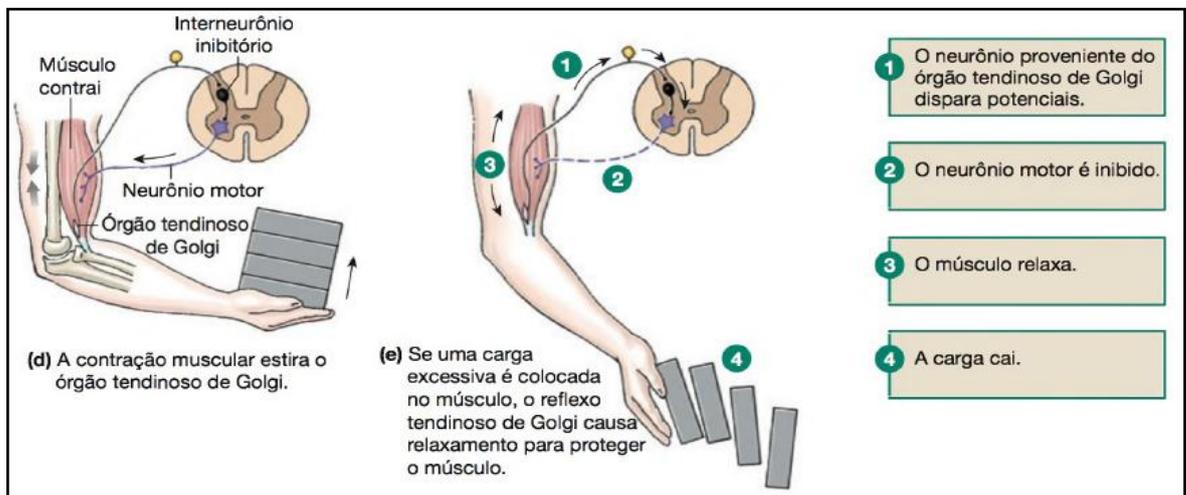
Figura 3. O Órgão Tendinoso de Golgi e sua inervação pelas fibras aferentes Ib.

Ao contrário do que acontece com o fuso muscular durante o reflexo de estiramento, quando há uma estimulação dos OTGs durante o aumento da tensão muscular gerada nos tendões, sinais são enviados via fibras aferentes Ib em direção a medula, que geram potenciais de ação pós-sinápticos no interneurônio inibitório Ib que, por sua vez, inibe os motoneurônios alfa da musculatura homônima, diminuindo assim a força contrátil⁽²⁵⁾. Este reflexo é conhecido como reflexo tendinoso de Golgi, ou reflexo miotático inverso (Figura 5).



Fonte: Silverthorn⁽²⁵⁾

Figura 4. Ilustração do reflexo de estiramento.



Fonte: Silverthorn⁽²⁵⁾

Figura 5. Ilustração do reflexo tendinoso de Golgi.

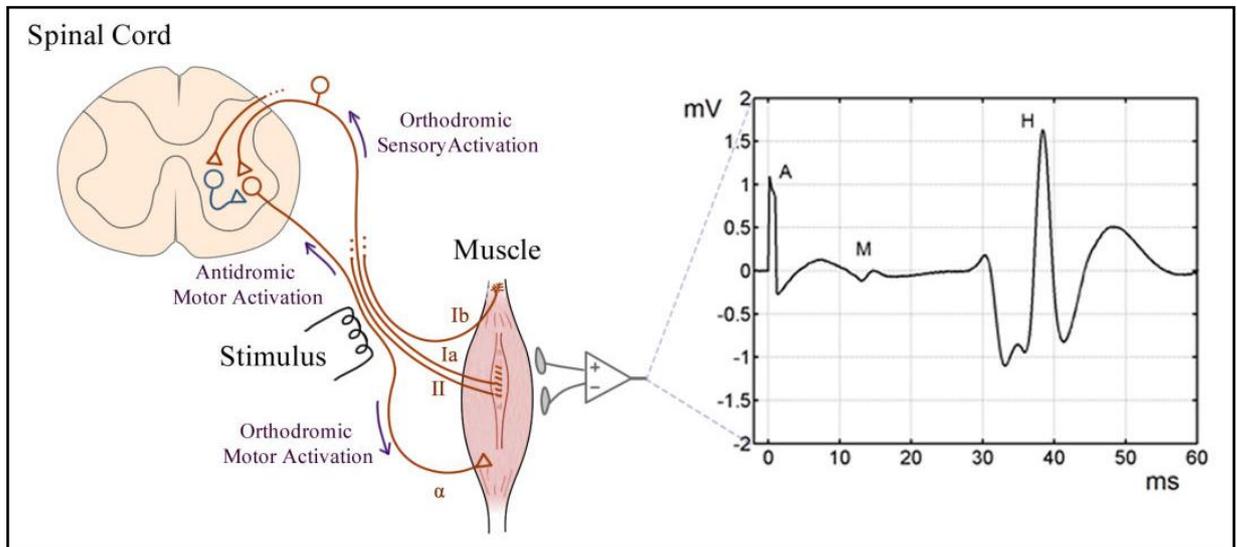
4.3 Reflexo H

O reflexo H é uma técnica que consiste na estimulação elétrica transcutânea aplicada sobre um nervo misto com o objetivo de estimular preferencialmente as fibras aferentes do fuso muscular (fibras aferentes Ia), com o intuito de avaliar a excitabilidade da via do reflexo de estiramento. O estudo do reflexo H, deste modo, auxilia na compreensão dos mecanismos que contribuem para o entendimento do controle motor⁽²⁷⁾. Quando a intensidade da estimulação elétrica atinge o limiar de disparo das fibras aferentes, potenciais de ação trafegam pelos axônios destas fibras até a medula espinhal, ocasionando em sinapses excitatórias com os motoneurônios alfa ($MN\alpha$) da musculatura homônima. Essas sinapses Ia- $MN\alpha$ são geradas inicialmente de forma monossináptica, porém são também influenciadas por vias oligossinápticas⁽²⁷⁾. A partir daí, potenciais de ação trafegarão através dos axônios dos motoneurônios alfa até atingirem a placa motora e gerar, por fim, a contração muscular. Por meio da eletromiografia de superfície, é possível verificar os traços que indicam esta primeira onda, denominada de reflexo H⁽²⁷⁾.

As unidades motoras da medula espinhal são recrutadas respeitando o princípio do tamanho, o que significa que unidades motoras de menor calibre (e conseqüentemente de baixo limiar) são recrutadas primeiro⁽²⁷⁾. Conforme a intensidade da estimulação elétrica vai aumentando, mais fibras aferentes são recrutadas e a amplitude do reflexo H aumenta até o momento em que a intensidade da estimulação atinge o limiar de disparo dos motoneurônios alfa. Essa primeira onda, detectada por meio da EMG de superfície, é denominada de onda M. A onda M indica os potenciais de ação que trafegam pelos axônios dos motoneurônios alfa diretamente para a placa motora a partir do local da estimulação, ou seja, os

potenciais de ação que trafegam no sentido ortodrômico e, devido a isso, possuem uma latência menor do que a onda H (5-8ms e 30-45 ms no músculo sóleo, respectivamente)^(27, 28).

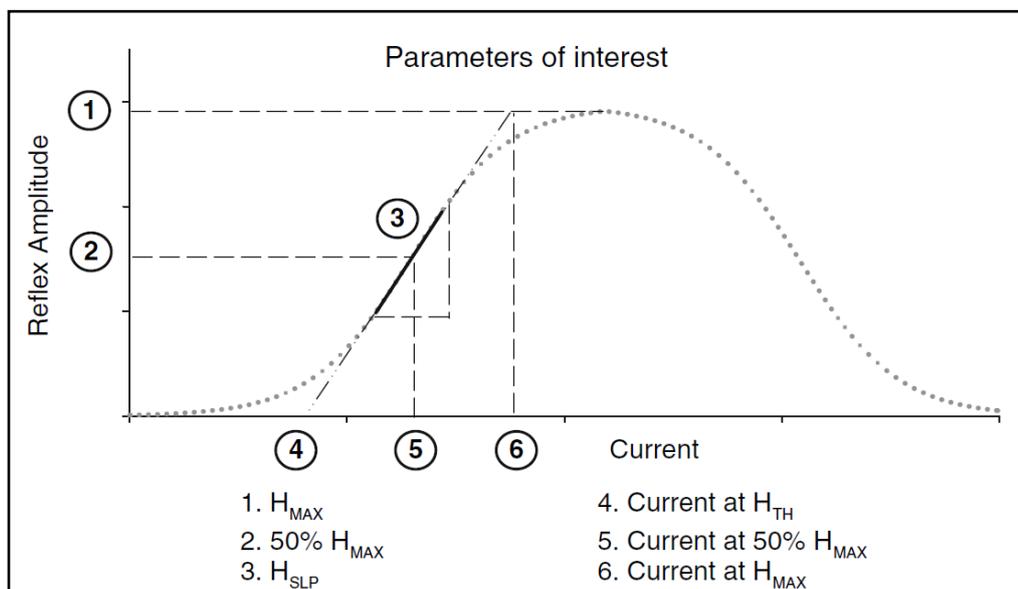
Aumentos na intensidade da corrente estimulam mais fibras aferentes e eferentes da musculatura alvo, até o momento onde não há mais aumentos da onda H. Assim, o momento em que a onda H atinge a sua máxima amplitude é denominado de Hmax. A partir do ponto onde se consegue detectar o Hmax, aumentos na intensidade resultam em uma diminuição da amplitude da onda H. Essa diminuição da amplitude da onda H é resultado de um fenômeno chamado de aniquilação, que ocorre devido a potenciais de ação que trafegam no sentido antidrômico, isto é, trafegam pelas fibras eferentes em direção a medula⁽²⁷⁾. Portanto, esses potenciais de ação colidem com aqueles originados das fibras aferentes, desta forma, se extinguindo. Com o aumento da intensidade, mais fibras eferentes motoras são estimuladas, gerando mais colisão entre os potenciais de ação, reduzindo a amplitude da onda H até o momento em que se atinge a intensidade na qual 100% das fibras eferentes são estimuladas. A Mmax é caracterizada como a amplitude máxima da estimulação de 100% das fibras eferentes motoras, onde há um bloqueio total de todos os potenciais de ação que trafegam no sentido ortodrômico originados na medula⁽²⁷⁾ (Figura 6).



Fonte: Mezzarane⁽²⁷⁾

Figura 6. Esquemático das estruturas envolvidas durante a evocação do reflexo H.

Uma curva de recrutamento (CR) pode ser obtida por meio de uma variação da intensidade 0 até a intensidade na qual a onda Mmax pode ser obtida⁽¹⁰⁾. A partir dessa CR, outros parâmetros importantes relacionados ao reflexo H podem ser retirados da fase ascendente da curva. De acordo com Klimstra & Zehr⁽¹³⁾, o melhor ajuste para a alça ascendente da curva do reflexo H é uma sigmóide. Dentre os parâmetros que podem ser extraídos da curva estão a inclinação da curva, o Hmax, e as correntes no limiar de disparo, a 50% e a 100% da resposta máxima⁽²⁷⁾ (Figura 7).

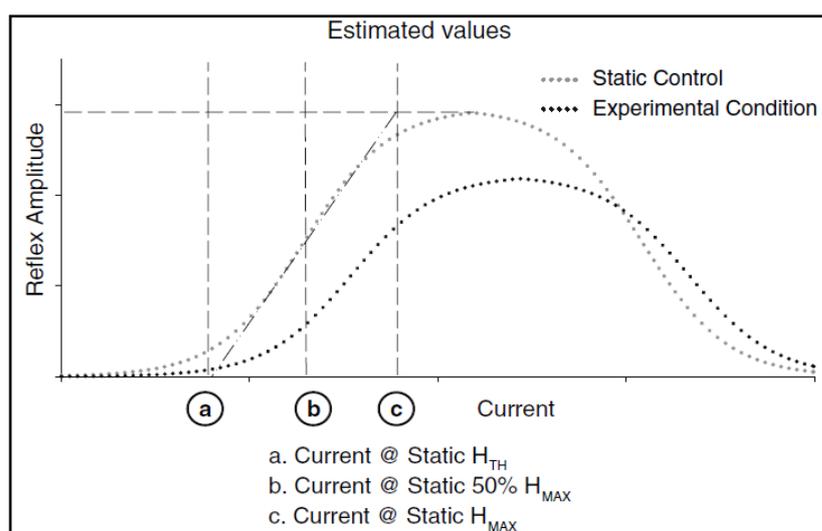


Fonte: Klimstra&Zehr⁽¹³⁾.

Figura 7. Parâmetros de interesse da curva de recrutamento do reflexo H. Estes parâmetros são: 1 H_{MAX} - a amplitude máxima da resposta reflexa. 2 $50\% H_{MAX}$ - metade da amplitude da resposta reflexa máxima. 3 H_{SLP} - a inclinação da curva da alça ascendente. 4 Current at H_{TH} - o valor de corrente associado com a primeira resposta reflexa perceptível. 5 Current at $50\% H_{MAX}$ - o valor de corrente associada com a resposta reflexa a 50% do H_{MAX} . 6 Current at H_{MAX} - o valor de corrente associado com a amplitude da resposta reflexa máxima.

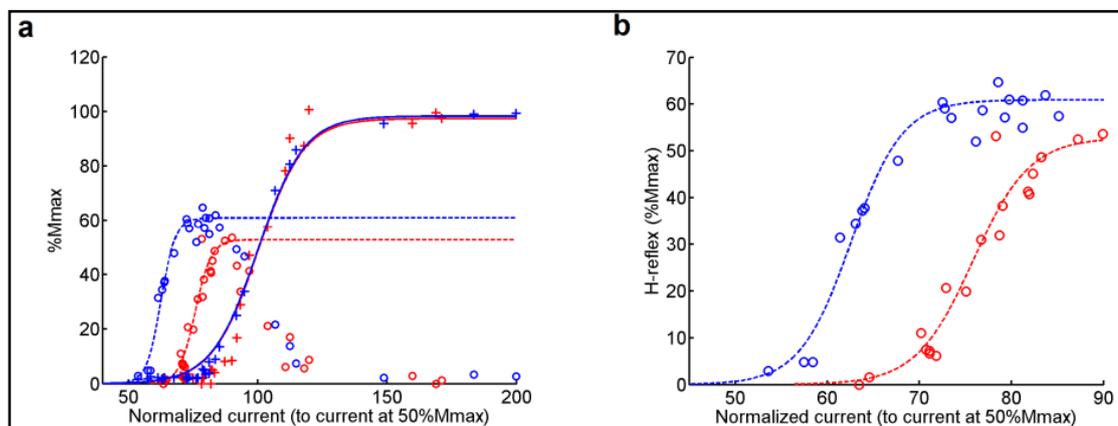
A inclinação da curva indica o ganho do recrutamento e leva em consideração a amplitude do H_{max} e o estímulo necessário para evocar uma resposta equivalente a metade do H_{max} ⁽²⁹⁻³¹⁾. É possível investigar mudanças no ganho do recrutamento pela comparação das inclinações da parte ascendente da curva entre diferentes condições^(13, 27) (Figura 8). De acordo com alguns estudos⁽³²⁻³⁴⁾, a inclinação da alça ascendente da CR do reflexo H fornece informação sobre a força do caminho das

aferentes Ia para o motoneurônios ($Ia-\alpha$), sendo considerado um parâmetro mais sensível para medir a excitabilidade do reflexo H comparado ao Hmax. A corrente limiar é a corrente necessária para se evocar o reflexo H de menor amplitude. O Hmax representa a extensão máxima da ativação reflexa⁽¹⁰⁾. E as correntes a 50% e a 100% são as correntes necessárias para se evocar o reflexo H com 50% e 100% da amplitude máxima. Por meio do ajuste sigmoidal, todos os parâmetros podem ser retirados da curva de recrutamento com a finalidade de se comparar diferentes condições de recrutamento (Figura 9).



Fonte: Klimstra & Zehr⁽¹³⁾.

Figura 8. Comparação de curvas ajustadas em diferentes condições experimentais. Os valores de corrente associados com a CR da condição controle são introduzidos dentro da curva de outra condição experimental para produzir valores estimados do reflexo H para os mesmos valores de corrente.



Fonte: Mezzarane⁽²⁷⁾

Figura 9. Ilustração da comparação de duas curvas de recrutamento realizadas em momentos diferentes (azul e vermelho). Notar que não houve mudanças na curva da onda M, indicando uma constância de estimulação entre as condições.

Basicamente, o reflexo H pode ser evocado em qualquer musculatura onde seu nervo periférico é acessível por meio da estimulação. Porém, são mais reportados estudos que utilizam o reflexo H no músculo sóleo e no quadríceps, tendo em vista a facilidade de acesso ao trajeto do nervo periférico^(12, 27).

É importante que a medida da onda M, que expressa a resposta direta do eletroestímulo, seja uma medida estável, pois é uma forma de constatar que a estimulação foi constante. Tal aspecto demonstra que qualquer alteração da amplitude do reflexo H indicará mudanças neurofisiológicas e não alterações na eficiência da estimulação⁽²⁷⁾. Quando se consegue gerar uma medida de onda M estável durante a evocação do reflexo H em diferentes dias, é possível utilizar a onda M como um fator de normalização, e dessa forma, expressar a magnitude do reflexo H como uma fração da magnitude da onda Mmax⁽²⁸⁾. Assim, torna-se possível as comparações dos parâmetros do reflexo H em diferentes dias ou em diferentes

condições experimentais. Dependendo das condições em que o reflexo H é recrutado, variações de alguns valores do reflexo H podem ser observados, como por exemplo, a amplitude do reflexo H no limiar de disparo, a 50% da amplitude do Hmax e da amplitude do Hmax. A modulação desses valores de amplitude podem ser verificados se comparados aos valores de condições experimentais diferentes ou comparando uma condição experimental a uma condição controle, como foi verificado em alguns estudos prévios^(29, 35).

A magnitude do reflexo H pode ser influenciada por diversos fatores, dentre os quais, fatores relacionados a entradas pré-sinápticas e pós-sinápticas⁽²⁸⁾. Tucker⁽²⁸⁾ afirma que é possível que a porção tardia do reflexo H possa ter influências oligossinápticas, assim como efeitos inibitórios das aferentes Ib dos OTGs.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Participantes

A amostra do presente estudo foi composta por 29 indivíduos jovens e fisicamente ativos do sexo masculino. Os dados demográficos estão descritos na Tabela 1. O tamanho da amostra foi determinado pela realização de um cálculo amostral (*software* G Power versão 3.1.2), considerando um poder estatístico de 80% e um valor α de 5% ($\alpha=0,05$; erro tipo I), de modo a detectar um efeito moderado ($f<0,5$) na resposta reflexa.

Os participantes foram recrutados por meio da divulgação de cartazes alocados em pontos estratégicos da Faculdade de Educação Física da UnB e por meio de convite verbal. A massa corporal e a altura dos participantes foram

mensuradas na primeira visita ao local do estudo, assim como o preenchimento de um questionário de aptidão física (IPAQ - *International Physical Activity Questionnaire*, versão curta).

Os critérios de inclusão foram: a) indivíduos sadios e praticantes de atividade física em qualquer modalidade a mais de 6 meses; b) faixa etária de 18 a 35 anos; c) Estatura entre 1,65 m à 1,95 m; d) ausência de dor e sintomas musculoesqueléticos e lesão de membros inferiores nos últimos 6 meses, prévios à pesquisa. Os participantes foram excluídos caso apresentassem hipersensibilidade cutânea ou apresentassem cicatrizes na região da perna na qual a KT seria aplicada.

Os indivíduos que atenderam os critérios foram convidados a participar por meio da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, contendo objetivos e procedimentos dos métodos empregados no estudo, de acordo com a resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde (CNS). O estudo foi realizado após a devida aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Saúde da Universidade de Brasília (FS/UnB), sob protocolo CAAE n. 31879014.4.0000.0030.

Tabela 1: Dados Demográficos dos participantes do estudo.

Valores apresentados em média (desvio-padrão).

	Massa (kg)	Altura (m)	Idade (anos)	IMC (kg/m ²)
N=29	62,30 (10,34)	1,64 (0,07)	18 (4,2)	25,80 (2,65)

5.2 IPAQ (*International Physical Activity Questionnaire* - versão curta)

Para avaliar o nível de atividade física dos participantes do estudo, foi utilizada a versão curta do IPAQ.

O IPAQ é um questionário que considera a atividade física realizada em vários domínios, incluindo atividade física no lazer, atividades domésticas e jardinagem, atividades físicas relacionadas ao trabalho e atividades físicas relacionadas ao transporte. A versão curta abrange perguntas sobre três tipos específicos de atividade dentro dos quatro domínios especificados acima. Os tipos específicos de atividade são: caminhada, atividades moderadas e atividades vigorosas. Os itens da versão curta do IPAQ foram estruturados para fornecer pontuações separadas para cada tipo de atividade específica, e a pontuação total consiste na soma das pontuações da duração (em minutos) e da frequência (dias) de cada tipo específico de atividade. Após a análise dos dados, os participantes são classificados nos níveis baixo, moderado ou alto.

5.3 Delineamento experimental

O estudo foi desenvolvido de acordo com o diagrama apresentado na Figura 8. Os indivíduos compareceram ao laboratório em três momentos distintos, nos quais foram submetidos a três condições: 1) Linha de base (LB): condição na qual o voluntário realizava os testes sem aplicação da KT; 2) Ativação (ATIV_{KT}): condição na qual o voluntário realizava os testes com a Kinesiotaping no protocolo de ativação muscular, de acordo com Kase et al.⁽¹⁾; 3) Inibição (INIB_{KT}): condição na qual o voluntário realizava os testes com a *Kinesiotaping* para inibição muscular, de acordo com Kase et al.⁽¹⁾

Com o intuito de padronizar a avaliação controle (LB) e evitar possíveis efeitos da ativação ou inibição da KT, a mesma sempre foi realizada na primeira visita, para todos os sujeitos. Entre cada dia de avaliação, foi adotado um intervalo de 48 horas, e a ordem das condições experimentais (ATIV_{KT} e INIB_{KT}) foi aleatorizada para todos os indivíduos, segundo uma tabela de números aleatórios gerados no *site* www.randomization.com.

Vale salientar que um aspecto verificado nos estudos relacionados à KT diz respeito ao desenho experimental dos mesmos. Em sua grande maioria, os estudos têm investigado as respostas imediatas da aplicação da KT^(6, 15-17, 20). Até a presente data, apenas dois estudos verificaram respostas tardias, com medidas em 12h⁽³⁶⁾ e 24 a 72h pós-aplicação da fita⁽²¹⁾. Nesse sentido, é possível supor que os efeitos da KT tenham uma latência, indicando que as respostas neuromusculares e funcionais poderiam ser influenciadas caso as avaliações considerassem os efeitos tardios, após alguns dias de aplicação da fita. Essa sugestão vai ao encontro com as conclusões e recomendações de Vercelli et al.⁽¹⁷⁾, os quais reconheceram a necessidade de se investigar os efeitos tardios da KT. Baseado nas evidências relatadas previamente, o presente estudo adotou o uso da KT por 48h, com o intuito de verificar os efeitos tardios do método.

Ao final da sessão de testes realizados na LB, a fita foi aplicada na condição 1 (ATIV_{KT} ou INIB_{KT}) e os indivíduos foram orientados a permanecer com a mesma por 48h, ininterruptamente. Ao final das 48 horas, no mesmo horário da LB, os sujeitos foram avaliados na condição 1. Do mesmo modo, ao final da sessão de testes da condição 1, a fita era removida e, em seguida, a condição 2 (ATIV_{KT} ou INIB_{KT}) era

aplicada. Após 48 horas de intervalo, os indivíduos retornavam para o terceiro e último dia de avaliação (Figura 2).

Todos os testes foram realizados no Laboratório de Treinamento de Força da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília (UnB).

5.4 Eletromiografia de Superfície

Os voluntários foram orientados a deitarem uma maca para a colocação dos eletrodos. Os eletrodos foram posicionados 2 cm abaixo do encontro das duas cabeças do gastrocnêmio, acima da aponeurose do músculo sóleo, com 2 cm de distância entre eles de acordo com proposto por Burke⁽³⁷⁾ (Figura 9).

O eletrodo de referência foi posicionado acima do processo estilóide do rádio e da ulna. Antes da colocação dos eletrodos, foi realizada uma leve abrasão com álcool 70%. Os eletrodos ativos simples diferencial possuem espuma de polietileno com adesivo medicinal hipoalérgico, gel sólido aderente e contato bipolar de Ag/AgCl (prata/cloreto de prata), com distância de 20mm entre os pólos de captação.

Para a aquisição dos dados foi utilizado o sistema de captação de sinais eletrofisiológicos Nicolet Viking Quest (*Natus Medical Incorporated*). O equipamento possui resolução de 14bits, modo de rejeição comum de 110db e impedância de entrada de 10^{10} Ohm.

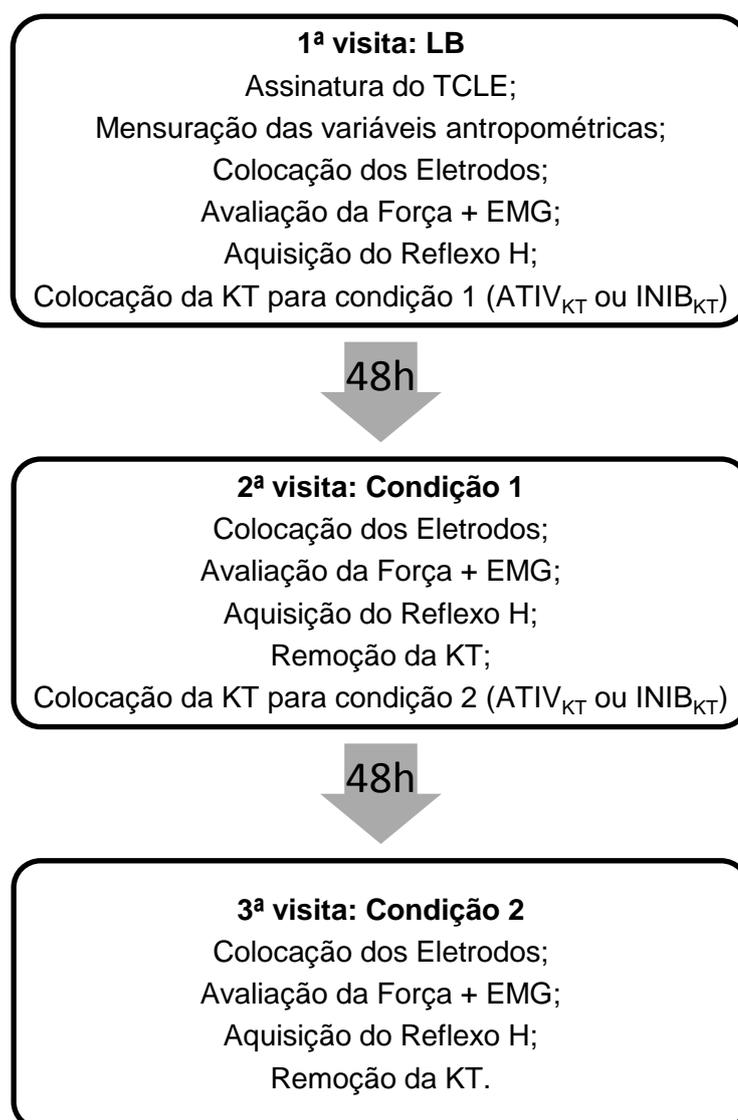


Figura 10. Diagrama com ilustração do desenho do estudo. A ordem das condições aplicadas em cada dia foi aleatorizada, para cada sujeito (LB: Linha de base, sem a fita; ATIV_{KT}: Kinesiotaping em ativação; INIB_{KT}: Kinesiotaping em inibição).

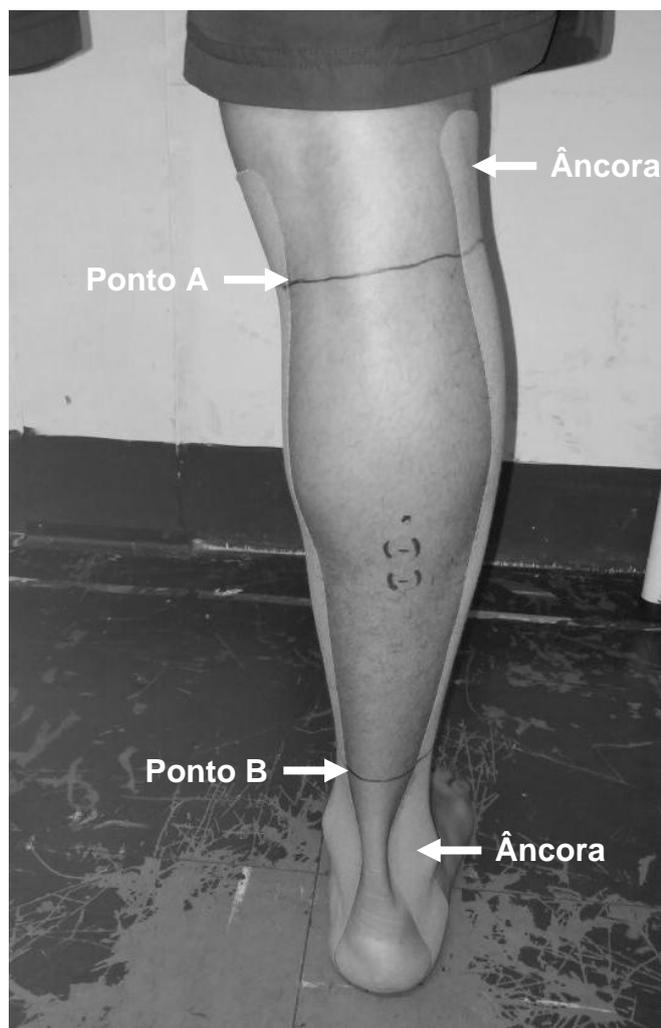


Figura 11. Ilustração da Aplicação da *Kinesiotaping* e posicionamento dos eletrodos da EMG

5.5 Avaliação da força muscular

Após a colocação dos eletrodos da EMG, o indivíduo era posicionado no dinamômetro isocinético da marca Biodex System 3 (*Biodex Medical, Shirley, NY*) com o objetivo de avaliar o torque máximo durante a CIVM. O protocolo foi caracterizado por três séries de contração dos flexores plantares do tornozelo, com

uma duração de 5 segundos. Entre as séries, foi adotado um intervalo de repouso de 1 minuto. Com base no torque máximo gerado durante a CIVM, foi calculado o valor de 10% da CIVM, com o intuito de manter uma contração muscular submáxima durante a aquisição do reflexo H.

Os indivíduos foram posicionados na cadeira do isocinético de acordo com o manual de aplicações/operações do fabricante (Figura 10), e a inclinação do encosto foi estabelecida a 70° . Com o objetivo de isolar o músculo sóleo, os indivíduos foram posicionados com uma flexão de 30° do joelho (sendo 0° a extensão completa do joelho), de modo a não influenciar a análise da CIVM durante a flexão plantar do tornozelo. Para tal, a altura do assento e a distância da cadeira foram modificadas de acordo com a altura de cada indivíduo.

O eixo de rotação do braço de força do isocinético foi alinhado ao maléolo lateral do indivíduo. O ângulo de contração foi definido na posição neutra (0°) e os testes foram realizados apenas no membro inferior direito. O membro contralateral, que não foi testado, era mantido com o apoio de uma haste de suporte acoplada na cadeira do isocinético, para evitar que o mesmo ficasse pendente.

Com o intuito de favorecer a confiabilidade do posicionamento dos sujeitos nos diferentes dias de avaliação, as medidas de posição foram anotadas no primeiro dia e replicadas nos dias subsequentes. O procedimento foi realizado pelo mesmo investigador.

5.6 Aquisição do reflexo H

Logo após a avaliação da força na CIVM, foi utilizado um sistema de captação de sinais eletrofisiológicos e estimulação elétrica (Nicoleit Viking Quest, *Natus Medical Incorporated*), com o intuito de monitorar a excitabilidade da via reflexa do músculo sóleo durante a aplicação da *Kinesiotaping*.

Vale ressaltar que o músculo sóleo foi escolhido pois a técnica para evocar o seu reflexo H é a mais extensivamente usada na literatura, devido ao fácil acesso ao nervo tibial e à seletividade de estimulação das vias aferentes^(12, 27).

Para obtenção do reflexo H, foram aplicados estímulos elétricos retangulares com 1ms de duração para ativar preferencialmente as fibras aferentes Ia, que partem do fuso neuromuscular e trafegam pelo nervo tibial. Os estímulos foram liberados por meio de um eletrodo de superfície bipolar localizado na fossa poplítea, com contatos de 9 mm de diâmetro e distância de 3 cm entre os contatos. Entre o eletrodo e a pele foi aplicado um gel eletrolítico.

Os estímulos foram liberados através de um canal de estimulação do equipamento e controlados manualmente por meio do programa do *Viking Quest (Care Fusion)*. A intensidade de estimulação sobre o nervo tibial variou com o intuito de se obter respostas reflexas limiares até encontrar a resposta direta máxima (Mmax). A relação entre a resposta reflexa máxima (Hmax) e a resposta direta máxima (Mmax) foi um dos parâmetros de medida utilizados para avaliar a excitabilidade da via reflexa.

Antes da aquisição do reflexo H, foi identificada a intensidade limiar, que indica a corrente onde o reflexo H de menor amplitude é evocado. A partir desse ponto iniciava-se a aquisição das respostas reflexas desde a corrente inicial até a

intensidade máxima na qual a onda Mmax seria evocada. Durante a aquisição dos sinais, todos os sujeitos foram instruídos a manter uma contração isométrica de 10% da CIVM, monitorada visualmente pela tela do dinamômetro e referenciada pelo avaliador. Para o método do reflexo H, foi padronizado um total de 32 disparos separados por um intervalo aleatorizado de 2 a 4 segundos de duração.



Figura 12. Posicionamento do voluntário no dinamômetro isocinético.

5.7 Aplicação da Kinesiotaping

Para a aplicação da KT, foi utilizado o protocolo proposto por Kase et al.⁽¹⁾ nas duas condições experimentais (ATIV_{KT} e INIB_{KT}). Considerando-se que o sóleo é um músculo profundo ao gastrocnêmio, foram utilizadas duas tiras de largura maior (5 cm) em formato de "I", as quais eram aplicadas acima das duas porções do

gastrocnêmio (lateral e medial), e acima do local onde o músculo sóleo torna-se exposto (Figura 9).

A zona terapêutica (região muscular submetida à tensão da fita) foi definida como a distância entre o ponto "A", localizado 5 cm abaixo da região posterior da interlinha articular do joelho e o ponto "B", localizado 7 cm acima do maléolo lateral, sobre a porção final do tendão calcâneo. A âncora superior possuía 5 cm de comprimento e a inferior 20 cm.

Com o intuito de padronizar a aplicação da fita elástica e favorecer a confiabilidade da aplicação, o comprimento da fita foi definido pela seguinte equação:

$$\text{Comprimento} = (\text{DIS A} \rightarrow \text{B} \times 0,7) + 20 \text{ cm} + 5 \text{ cm}$$

Sendo,

DIS A → B: Distância entre os pontos A e B.

0,7 → equivalente a 70% do comprimento total

Com esses valores conhecidos, as fitas foram marcadas com os comprimentos das âncoras inicial e final. As técnicas de ativação e inibição se diferenciavam pela forma como a fita era aplicada na pele. Na técnica de ativação, a KT era aplicada com uma âncora inicial de 5 cm de comprimento, que ficava acima da linha posterior do joelho. As âncoras foram aplicadas sem tensão. A partir do ponto onde a âncora inicial terminava, começa a zona terapêutica da fita, que era tensionada com o objetivo de atingir o ponto inicial onde a âncora final foi aplicada. A âncora final tinha um comprimento de 20 cm, e foi aplicada sobre um ponto localizado 7 cm acima do maléolo lateral, cobrindo todo o tendão calcâneo até a parte inferior do calcanhar (Figura 9).

No protocolo de inibição, o processo era inverso. A âncora inicial foi aplicada desde o ponto localizado a 7cm acima do maléolo lateral, até a parte inferior do calcânhar, sem tensão. A partir deste ponto, realizava-se a tensão da fita até que a mesma atingisse o ponto inicial da âncora final, localizada a 5 cm abaixo da linha articular do joelho. O comprimento da âncora final era de 5 cm (Figura 9).

5.8 Processamento dos Sinais

Os valores de amplitude pico-a-pico do reflexo H e da onda M foram extraídos do software do eletroestimulador (*Care Fusion*) no formato '.doc' e convertidos em arquivos '.txt'. Em seguida, foi elaborado um gráfico com as amplitudes de ambos os potenciais (reflexo H e onda M) na ordenada (em mV) e os respectivos valores de estímulo elétrico aplicado ao nervo tibial (em mA) na abscissa. A este gráfico dá-se o nome de Curva de Recrutamento (CR). Os valores de amplitude (do reflexo H e da onda M) e de corrente foram normalizados, respectivamente, pela M_{max} e pela corrente necessária para se evocar uma onda M com amplitude equivalente a 50% da M_{max} ($c50\%M_{max}$)

Os parâmetros associados à alça ascendente da CR do reflexo H foram estimados por meio de um ajuste sigmoidal realizado por uma rotina escrita em ambiente MATLAB (versão 7.0, MathWorks, Inc.) que utilizou a técnica de regressão não linear sobre os pontos da CR. A curva sigmóide utilizada no ajuste é descrita pela seguinte equação:

$$H(s) = \frac{H_{\max}}{1 + e^{m(s50-s)}}$$

Onde:

H_{\max} : limite superior da curva;

m : o parâmetro inclinação da função;

$s50$: o estímulo em 50% do máximo valor de amplitude do reflexo H (H_{\max})

$H(s)$: a amplitude do reflexo H a um dado valor de estímulo s .

O parâmetro H_{\max} foi calculado como sendo a média dos 3 maiores valores pico-a-pico das amplitudes do reflexo H em todas as condições. Os coeficientes da curva foram estimados utilizando-se a técnica dos mínimos quadrados iterativos. Os valores iniciais utilizados como variáveis de entrada na rotina foram a corrente normalizada, o platô (H_{\max}) e uma inclinação calculada a partir da reta de regressão estimada da porção linear da alça ascendente da CR.

Após realizado o ajuste sigmoidal, as variáveis H-limiar, H-50% e H_{\max} foram retirados da alça ascendente da curva, e esses valores correspondentes da condição LB (condição controle) foram comparadas com os mesmos valores de corrente das curvas condicionadas (condições $ATIV_{KT}$ e $INIB_{KT}$). Assim, no caso do H-limiar, o mesmo valor de corrente necessário para se evocar o H-limiar na condição LB foi usado para encontrar o respectivo valor de amplitude na curva ajustada a partir dos dados da situação inibição ou ativação. Os parâmetros obtidos da comparação das curvas são indicados como "@", ou seja, o valor de amplitude "na" (ou "at"-@, em inglês) corrente que gerou o reflexo H (H_{\max} , por exemplo) na situação controle

(H@max, por exemplo). De acordo com Mezzarane et al.⁽²⁹⁾ esse procedimento permite verificar a modulação durante o desempenho de diferentes tarefas ou sob diferentes condições, quando a mesma entrada é fornecida. Este mesmo procedimento já foi utilizado em estudos anteriores^(13, 38).

5.9 Análise estatística

A análise estatística foi realizada no Programa SPSS versão 22.0. Inicialmente, os pressupostos de normalidade dos dados foram verificados pelo teste de Shapiro-Wilk. Como os pressupostos foram confirmados, os parâmetros referentes ao reflexo H estão apresentados pela média e desvio padrão. Utilizou-se uma análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas, com *post hoc* de Bonferroni, com o intuito de comparar as diferenças das amplitudes do Hmax e do H-Limiar, da inclinação da curva, das correntes no limiar, a 50% e a 100% do Hmax entre as 3 condições, e dos valores H@Limiar, H@50% e H@max das condições ATIV_{KT} e INIB_{KT} comparados com os valores H-limiar, H-50% e Hmax da condição LB. Os valores das amplitudes do Hmax e H-Limiar estão expressos com um percentual da amplitude do Mmax (% do Mmax).

Com relação aos valores da TDF, como os pressupostos de normalidade não foram confirmados, aplicou-se o teste de Friedman com o intuito de se verificar as diferenças dos valores da TDF nos intervalos de 0-30, 0-50, 0-100 e 0-200ms entre as 3 condições (LB, ATIV_{KT} e INIB_{KT}). Em caso de diferenças significantes, foi realizado o *post-hoc* com comparações múltiplas pelo teste de Wilcoxon. Para se evitar a propagação do erro de 5% nas comparações múltiplas, a significância de 5% ($\alpha=0,05$) foi dividida pelo total de três comparações (LB x ATIV_{KT}; LB x INIB_{KT} e

ATIV_{KX} INIB_{KT}) e para tal, a significância adotada no teste *post-hoc* foi de 1,6% ($P \leq 0,016$).

O tamanho do efeito (*d* de Cohen) foi calculado nas comparações entre as condições ATIV_{KT} e INIB_{KT} com relação à LB, assim como da condição ATIV_{KT} em relação à INIB_{KT}, para se determinar a magnitude da diferença entre as comparações das variáveis com distribuição paramétrica. Para o tamanho do efeito dos dados não-paramétricos⁽³⁹⁾, os valores "z-score" do teste de comparações múltiplas de Wilcoxon eram convertidos para um tamanho do efeito estimado (*r*) por meio da fórmula:

$$r = \frac{Z}{\sqrt{N}}$$

onde:

Z = Z-score

N = número de observações totais

Para o cálculo do tamanho do efeito das variáveis paramétricas, foram utilizados os valores propostos por Rhea⁽⁴⁰⁾ e baseados no cálculo do *d* de Cohen, classificados como Trivial ($d < 0,35$); Pequeno ($d > 0,35$ e $< 0,80$); Moderado ($d \geq 0,80$ e $< 1,50$) e Grande ($d \geq 1,5$). A significância adotada foi de 5% ($P < 0,05$).

6.RESULTADOS

Os dados relativos a classificação dos participantes quanto ao nível de atividade física estão apresentados na Tabela 2. De acordo com o IPAQ, o nível de atividade física dos participantes foi classificado da seguinte forma: 4 indivíduos foram classificados com o nível baixo, 9 indivíduos foram classificados com o nível moderado e 16 indivíduos foram classificados com o nível alto.

Os dados relativos ao reflexo H estão apresentados nas Tabelas 3 e 4. Para a comparação dos valores de corrente (limiar, 50% e 100%), da inclinação da curva, e das amplitudes das medidas condicionadas, comparadas com as medidas pré (valores "@"), foram excluídos da análise 9 voluntários, por não apresentarem uma medida estável da onda M ou por apresentarem erros após os cálculos realizados pelo Matlab. A Figura 11 apresenta um exemplo de curvas: A) que foram bem ajustadas; e B) que não foram bem ajustadas.

Não foram encontradas diferenças significantes para nenhum dos parâmetros extraídos da curva de recrutamento do reflexo H, entre as diferentes condições ($P > 0,05$). Contudo, foi encontrada uma diferença significativa no $H@Limiar$ da condição $ATIV_{KT}$ quando a mesma foi comparada com a condição LB ($P = 0,025$), indicando que, para o mesmo valor de corrente, a amplitude da condição $ATIV_{KT}$ foi significativamente maior do que na condição LB. Foram encontrados grandes tamanhos dos efeitos nas comparações entre a condição $ATIV_{KT}$ vs LB ($ES = 5,43$) e condição $INIB_{KT}$ vs LB ($ES = 3,57$).

Os dados relativos à TDF estão apresentados na Tabela 5. Quando as condições foram comparadas entre si, em cada intervalo de tempo, não foram

encontradas diferenças significantes para a TDF em nenhuma das comparações ($P > 0,05$).

Tabela 2: Dados relativos ao nível de atividade física obtidos pelo IPAQ (Mediana)

Nível de Atividade Física	N	Cam MET- Min/Sem	Mod MET- Min/Sem	Vig MET- Min/Sem	Total
Baixo	4	66	0	0	264
Moderado	9	330	240	560	1230
Alto	16	255,75	600	1920	3856
Total	29				

Cam MET-Min/Sem = Caminhada MET-Minuto/Semana

Mod MET-Min/Sem = Moderado MET-Minuto/Semana

Vig MET-Min/Sem = Vigoroso MET-Minuto/Semana

MET = Equivalente Metabólico

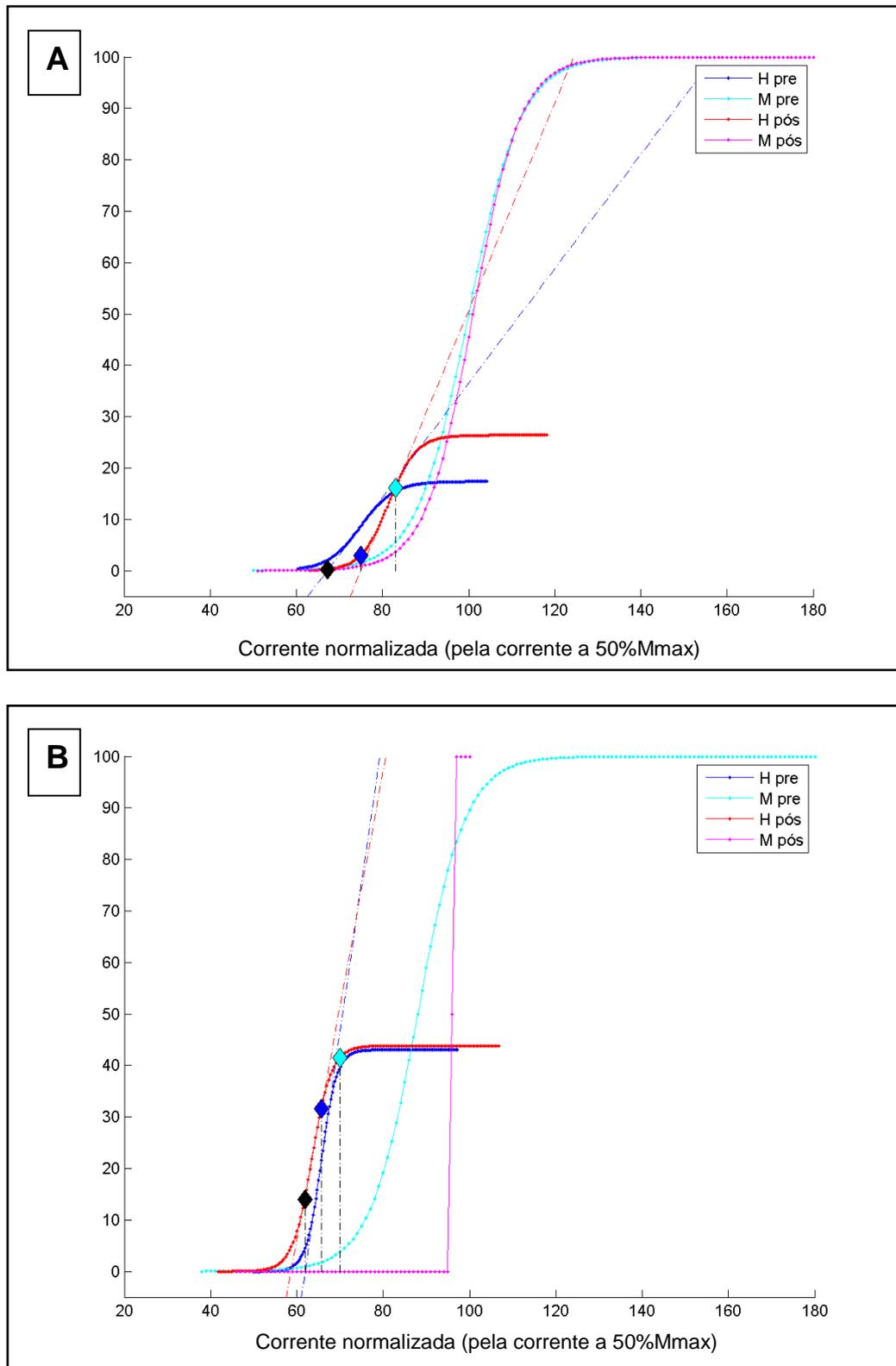


Figura 13: Ilustração dos ajustes das curvas para 2 voluntários onde: A) curva bem ajustada, e; B) curva mal ajustada.

Tabela 3:Dados relativos aos parâmetros do Reflexo H (Média e Desvio Padrão)

	N	LB Média (DP)	ATIV _{KT} Média (DP)	INIB _{KT} Média (DP)
Hmax (%Mmax)	29	21,73 (10,55)	24,04 (10,51)	25,24 (10,74)
H-Limiar (%Mmax)	29	2,46 (1,15)	2,71 (1,16)	2,87 (1,21)
Inclinação da Curva	29	2,76 (1,96)	2,65 (1,57)	2,54 (1,35)
Corrente@Limiar (50%CMmax)	20	78,61 (8,06)	80,11 (7,61)	79,73 (8,29)
Corrente@50% (50%CMmax)	20	84,58 (6,95)	85,88 (6,72)	86,05 (7,81)
Corrente@100% (50%CMmax)	20	91,00 (6,77)	92,10 (6,70)	92,85 (8,13)
H@Limiar(%Mmax)	20	-	8,33 (10,97)*	6,29 (9,09)
H@50% (%Mmax)	20	-	13,76 (13,79)	11,13 (10,96)
H@max(%Mmax)	20	-	20,62 (13,76)	19,19 (11,70)

Diferença significativa em relação à condição LB: * $P=0,023$

DP= Desvio Padrão;ATIV_{KT}: Ativação KT; INIB_{KT}: Inibição KT; LB: Linha de Base

Hmax = resposta reflexa máxima;

H-limiar = reflexo H de menor amplitude;

50%CMmax = 50% do valor de corrente para se evocar o Mmax

H@Limiar = valor superposto da amplitude limiar na curva do período com aplicação da KT sobre a curva da condição LB;

H@50% = valor superposto da amplitude a 50% do Hmax na curva do período com aplicação da KT sobre a curva da condição LB;

H@max% = valor superposto da amplitude do Hmax na curva do período com aplicação da KT sobre a curva da condição LB.

Tabela4: Dados relativos aos parâmetros do Reflexo H e comparações entre as condições do estudo.

	ATIV _{KT} X LB			INIB _{KT} X LB		ATIV _{KT} X INIB _{KT}	
	N	DM [IC 95%]	ES	DM [IC 95%]	ES	DM [IC 95%]	ES
Hmax (%M-max)	29	2,3 [-1,5; 6,2]	0,19	3,5 [-1,4; 8,4]	0,23	-1,2 [-5,0; 2,6]	0,11
H-Limiar (%M-max)	29	0,25 [-0,16; 0,67]	0,22	0,41 [-0,14; 0,96]	0,34	-0,16 [-0,30; 0,61]	0,14
Inclinação da Curva	29	-0,12 [-1,48; 1,24]	0,06	-0,22 [-1,40; 0,96]	0,11	0,10 [-0,67; 0,87]	0,08
Corrente@Limiar (%M-max)	20	1,50 [-3,92; 6,92]	0,19	1,12 [-3,87; 6,11]	0,14	0,38 [-3,45; 4,21]	0,05
Corrente@50% (%M-max)	20	1,30 [-2,97; 5,57]	0,19	1,47 [-2,81; 5,75]	0,05	-0,17 [-4,07; 3,72]	0,10
Corrente@100% (%M-max)	20	1,10 [-2,70; 4,90]	0,16	1,85[-2,34; 6,04]	0,27	-0,75 [-5,10; 3,60]	0,09
H@Limiar(%M-max)	20	5,97 [-0,19; 12,14]*	5,43	3,94 [-1,16; 9,04]	3,57	2,03 [-3,38; 7,44]	0,22
H@50% (%M-max)	20	3,31 [-3,88; 10,50]	0,65	0,68 [-5,25; 6,61]	0,14	2,63 [-2,58; 7,84]	0,19
H@100% (%M-max)	20	-0,27 [-8,66; 8,13]	0,03	-1,70 [-10,29; 6,90]	0,17	1,43 [-3,26; 6,12]	0,12

Diferença significativa em relação à condição LB

DM= Diferença Média; IC = Intervalo de Confiança; ES = *Effect Size*; ATIV_{KT}: Ativação KT; INIB_{KT}: Inibição KT; LB: Linha de Base

Hmax = resposta reflexa máxima;

H-limiar = reflexo H de menor amplitude;

50%CMmax = 50% do valor de corrente para se evocar o Mmax

H@Limiar = valor superposto da amplitude limiar na curva do período com aplicação da KT sobre a curva da condição LB;

H@50% = valor superposto da amplitude a 50% do Hmax na curva do período com aplicação da KT sobre a curva da condição LB;

H@max% = valor superposto da amplitude do Hmax na curva do período com aplicação da KT sobre a curva da condição LB;

Tabela 5: Dados relativos à taxa de desenvolvimento de força (Mediana e Quartis).

	LB			ATIV _{KT}			INIB _{KT}			ATIV _{KT} x LB	INIB _{KT} x LB	INIB _{KT} x ATIV _{KT}	
	N	Quartil- 25	Mediana	Quartil- 75	Quartil- 25	Mediana	Quartil- 75	Quartil- 25	Mediana	Quartil- 75	r	r	r
TDF30	29	95	153	208	125	183	450	132	170	342	-0,30	-0,15	-0,19
TDF50	29	105	170	22	117	192	453	118	182	388	-0,28	-0,14	-0,16
TDF100	29	101	168	235	117	210	443	96	170	333	-0,27	-0,06	-0,18
TDF200	29	102	155	251	116	195	332	91	168	283	-0,21	-0,04	-0,10

ATIV_{KT}: Ativação KT; INIB_{KT}: Inibição KT; LB: Linha de Base

7. DISCUSSÃO

Os achados do presente trabalho demonstram que não houve alterações significantes nos parâmetros relacionados ao reflexo H quando comparadas as curvas das condições LB, ATIV_{KT} e INIB_{KT}. No entanto, em relação aos valores do H@Limiar na condição ATIV_{KT} em relação à condição LB, o estudo demonstrou que, para o mesmo valor de corrente, a amplitude da condição ATIV_{KT} foi significativamente maior do que na condição LB, com um grande tamanho de efeito (ES = 5,43). Apesar de não ter sido possível detectar uma diferença significativa do H@Limiar da condição INIB_{KT} com relação à condição LB, foi detectado um grande tamanho do efeito na comparação dos dois grupos (ES = 3,57). Ainda, os achados demonstraram que não foi possível detectar diferenças significativas da TDF para nenhuma das comparações.

Em relação aos valores do H@Limiar na condição ATIV_{KT} em comparação com a condição LB, o estudo demonstrou que, para o mesmo valor de corrente, a amplitude da condição ATIV_{KT} foi significativamente maior do que na condição LB e foi detectado um grande tamanho do efeito na comparação das condições INIB_{KT} e LB. Estes achados foram interessantes, na medida em que, para o mesmo valor de corrente necessário para se evocar o reflexo H limiar na condição LB, foi possível verificar um aumento da amplitude do reflexo H para as condições ATIV_{KT} e INIB_{KT}, com um grande tamanho do efeito. É possível supor que houve uma diminuição do limiar de disparo dos motoneurônios, indicando um aumento da excitabilidade dos mesmos, influenciados pelo uso da *Kinesiotaping*. Este mecanismo pode ser explicado considerando os eventos durante uma contração muscular voluntária.

Quando o reflexo H é evocado durante uma contração tônica voluntária da musculatura, as unidades motoras que não são disparadas pela estimulação elétrica alcançam seu limiar de disparo devido a uma somação dos potenciais pós-sinápticos excitatórios gerados pela ativação dos tratos descendentes⁽²⁷⁾, resultando em um aumento paralelo da amplitude do reflexo H. Portanto, é possível que uma estimulação contínua gerada pelo uso da KT na musculatura, ao longo de 48h, possa ter influenciado o aumento da amplitude do reflexo H, para o mesmo valor de corrente usado para se evocar o reflexo H-limiar da condição LB.

Contudo, os achados do presente estudo sugerem que talvez uma alteração do limiar de disparo dos motoneurônios esteja mais relacionada a uma estimulação das aferentes cutâneas do que uma estimulação do fuso muscular em si. Tal resultado corrobora com estudo de Sayenko et al.⁽⁴¹⁾, que verificou uma facilitação do reflexo H do músculo sóleo enquanto o calcanhar era estimulado eletricamente. Isto é explicado pelos potenciais de ação que são gerados devido a uma estimulação elétrica do nervo tibial posterior, chegando aos motoneurônios do músculo sóleo no tempo em que o conjunto de motoneurônios está sendo ativado pela estimulação condicionante (no caso do presente estudo, a estimulação tardia da KT). Esta superposição pode resultar em um recrutamento adicional das unidades motoras maiores (de alto-limiar), causando um aumento na resposta reflexa⁽⁴¹⁾. Vale ressaltar que, embora não tenham ocorrido alterações significativas da condição INIB_{KT} em relação à LB, houve um aumento da amplitude do reflexo H da condição INIB_{KT} para o mesmo valor de corrente necessário para se alcançar o limiar na condição LB, com um grande tamanho do efeito. Isto comprova que uma possível estimulação cutânea possa ter atuado no aumento desta amplitude.

Apesar da ausência de diferenças significantes entre a condição INIB_{KT} e LB, foi detectado um grande tamanho do efeito na amplitude correspondente ao limiar do reflexo H da LB, para a mesma corrente, na amplitude da resposta reflexa da condição INIB_{KT}. Este achado indica que houve um aumento da excitabilidade da condição INIB_{KT} para a LB, o que não era esperado. A hipótese inicial relacionada à condição INIB_{KT}, baseando-se nos pressupostos do método⁽⁸⁾, é que haveria uma inibição da musculatura, por meio de um estiramento dos OTGs do músculo sóleo pela via do reflexo miotático inverso (relaxamento da musculatura homônima devido a um aumento da tensão dos tendões). Contudo, não foi possível detectar essa alteração, o que indica que o uso da KT em um protocolo de inibição não gerou os efeitos pressupostos pelo método. Nossos achados sugerem que a direção de aplicação da fita não exerce influência sobre os mecanismos propostos pelos idealizadores. Cai et al.⁽⁴²⁾ relatam que o efeito inibitório muscular da KT é praticamente anedótico, possuindo somente relevância clínica, e ressaltam ainda que os efeitos da KT estejam provavelmente relacionados a um efeito placebo. Baseado nesse aspecto, Cai et al. avaliaram a atividade neuromuscular dos músculos extensores do punho e da força máxima de preensão manual nos protocolos de ativação e inibição da KT em trinta e um indivíduos saudáveis em um desenho experimental com "*deception*". O uso do *deception* é considerado necessário na compreensão do efeito placebo⁽⁴³⁾. Com o intuito de garantir que todos os participantes não tivessem conhecimento sobre os efeitos da fita elástica antes do experimento, foi solicitado aos voluntários que listassem todos os equipamentos profiláticos e de reabilitação esportiva que eles poderiam lembrar. Foram excluídos os voluntários que citaram nomes relacionados à fita elástica. Ao final do estudo, não

foram detectadas diferenças significantes na força de preensão manual e nem na EMG (RMS) entre os grupos com a KT em ativação, com a KT em inibição e sem a KT. Foi concluído que, com a eliminação do efeito placebo, a KT não apresentou um efeito de facilitação ou inibição da atividade neuromuscular ou no desempenho funcional em adultos saudáveis⁽⁴²⁾. Outro estudo que também utilizou um desenho experimental com o uso do "*deception*" foi o estudo de Poon et al.⁽⁴⁴⁾, que analisou a força muscular de extensão de joelho no dinamômetro isocinético em quarenta e seis indivíduos saudáveis, em 3 situações experimentais: KT em ativação, KT placebo (SHAM) e sem a KT. Para garantir que os voluntários não tivessem conhecimento sobre a condição da KT utilizada, foi seguido o mesmo procedimento do estudo citado anteriormente. Não foram encontradas diferenças significantes no pico de torque entre as condições, para nenhuma das velocidades. O estudo concluiu que, devido ao sucesso da eliminação do efeito placebo, a KT não demonstrou um aumento significante do desempenho em adultos saudáveis. Uma diferença do presente estudo para os acima apresentados é que não foi utilizado um desenho experimental com "*deception*". Os voluntários estavam cientes dos objetivos do estudo e muitos dos voluntários já haviam ouvido falar sobre fita ou haviam usado a fita em um momento anterior a coleta. Outro fator que pode ter colaborado para as diferenças entre os estudos é o fato da amostra do presente estudo ter somente envolvido homens fisicamente ativos. Ainda, nos estudos acima, a KT foi avaliada somente no período imediato a aplicação. No presente estudo foi verificada a influência da KT em um período de 48h, uma vez que estudos indicam que a KT possa ter uma latência em seus efeitos^(21, 45). Portanto, não se pode concluir se os efeitos da fita no presente estudo tenham tido influência de um efeito placebo.

Em relação à TDF, não foram identificadas diferenças significantes na comparação dos grupos. De acordo com Aagaard⁽¹⁴⁾, a TDF remete ao desenvolvimento da força exercida nas fases iniciais da contração muscular. Nesse caso, a TDF é um parâmetro que tem uma relevância funcional na avaliação de contrações rápidas e intensas⁽¹⁴⁾, uma vez que para desenvolver força máxima na maioria dos músculos, são necessários períodos iguais ou maiores do que 300 ms. Assim, os achados do presente estudo não corroboram com a hipótese inicial de que as adaptações decorrentes do uso da KT teriam maior impacto sobre outras variáveis neuromusculares, como a TDF, a qual pode ser mais sensível às influências da fita elástica, ao contrário da medida de torque articular. Estes resultados contradizem os achados de estudos prévios que verificaram uma diminuição do tempo até o pico de torque com o uso da KT ^(20, 46). Porém, como descrito anteriormente, a TDF e o tempo até o pico de torque não dizem respeito ao mesmo valor, uma vez que a TDF está relacionada ao cálculo da força em até um intervalo de até 200 ms do início da contração, enquanto o tempo até o pico de torque fornece tempos iguais ou maiores a 200ms, uma vez que para desenvolver força máxima na maioria dos músculos, são necessários períodos iguais ou maiores do que 300 ms. Segundo estudos prévios^(20, 47), uma diminuição do tempo para se atingir força máxima está relacionada a um aumento da excitabilidade do córtex motor pela estimulação das aferentes cutâneas⁽²⁰⁾. Ainda, uma redução do limiar dos neurônios motores pode ser induzida pela estimulação cutânea, resultando em um recrutamento facilitado das unidades motoras⁽²⁰⁾. Essas hipóteses são confirmadas pelos resultados do presente estudo, que identificaram uma facilitação da condição $ATIV_{KT}$, uma vez que a amplitude do reflexo H foi maior para esta condição, comparada com a condição LB, para o

mesmo valor de corrente necessários para evocar um reflexo H de menor amplitude (limiar).

Uma limitação do presente estudo foi não ter verificado a atividade eletromiográfica de outros músculos envolvidos na flexão plantar, como as cabeças medial e lateral do gastrocnêmio. Como a TDF está relacionada a fatores como o tamanho do músculo, a distribuição das fibras musculares, a frequência de disparos e o padrão de recrutamento dos motoneurônios⁽⁴⁸⁾, os gastrocnêmios poderiam favorecer a compreensão da TDF, uma vez que sua proporção de unidades motoras rápidas é maior quando comparado ao sóleo⁽⁴⁹⁾.

8. CONCLUSÃO

Os achados do presente estudo demonstraram que após a aplicação da KT no protocolo de ativação muscular, houve um aumento da amplitude do reflexo H para o mesmo valor de corrente necessário para evocar o reflexo H limiar, quando comparado com a condição sem KT. Tal achado pode indicar que no protocolo de ativação houve uma diminuição do limiar de disparo das fibras motoras. Vale salientar que o presente estudo demonstrou influências positivas da KT na excitabilidade motoneural, entretanto, tais influências não geraram alterações significantes no desempenho funcional de jovens adultos e fisicamente ativos.

Apesar do aumento na excitabilidade motoneural não se expressar em aumento do desempenho físico, futuros estudos são necessários para elucidar se um aumento da excitabilidade pode estar associado com uma melhora nos quadros de dor, por exemplo. É possível supor que o aumento no *feedback* aferente por meio de uma estimulação das vias sensoriais possa gerar uma diminuição da entrada das fibras nervosas que conduzem a nocicepção (teoria das comportas).

Ressalta-se a necessidade da realização de mais estudos que verifiquem se este aumento na excitabilidade seria suficiente para gerar uma melhora clínica em condições musculoesqueléticas relacionadas à fraqueza muscular, ou com déficit contralateral dos segmentos corporais, em indivíduos submetidos a processos de reabilitação.

9. REFERENCIAS

1. Kase K, Wallis J, Kase T, Association KT. Clinical therapeutic applications of the Kinesio taping methods: Kinesio Taping Assoc.; 2003.
2. Williams S, Whatman C, Hume PA, Sheerin K. Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries: a meta-analysis of the evidence for its effectiveness. *Sports Med.* 2012;42(2):153-64. Epub 2011/11/30.
3. Campolo M, Babu J, Dmochowska K, Scariah S, Varughese J. A comparison of two taping techniques (kinesio and mcconnell) and their effect on anterior knee pain during functional activities. *International journal of sports physical therapy.* 2013;8(2):105-10. Epub 2013/04/18.
4. Yoshida A, Kahanov L. The effect of kinesio taping on lower trunk range of motions. *Res Sports Med.* 2007;15(2):103-12. Epub 2007/06/21.
5. Tsai H-J, Hung H-C, Yang J-L, Huang C-S, Tsauo J-Y. Could Kinesio tape replace the bandage in decongestive lymphatic therapy for breast-cancer-related lymphedema? A pilot study. *Supportive care in cancer.* 2009;17(11):1353-60.
6. Almeida Lins CA, Neto FL, de Amorim ABC, de Brito Macedo L, Brasileiro JS. Kinesio Taping® does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: Randomized, blind, controlled, clinical trial. *Manual therapy.* 2013;18(1):41-5.
7. Nakajima MA, Baldrige C. The effect of kinesio® tape on vertical jump and dynamic postural control. *International journal of sports physical therapy.* 2013;8(4):393.
8. Skirven TM, Osterman AL, Fedorczyk J, Amadio PC. Rehabilitation of the hand and upper extremity, 2-volume set: expert consult: Elsevier Health Sciences; 2011.

9. Firth BL, Dingley P, Davies ER, Lewis JS, Alexander CM. The effect of kinesiotape on function, pain, and motoneuronal excitability in healthy people and people with Achilles tendinopathy. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2010;20(6):416-21.
10. Zehr PE. Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *European journal of applied physiology*. 2002;86(6):455-68.
11. Holtermann A, Roeleveld K, Engstrøm M, Sand T. Enhanced H-reflex with resistance training is related to increased rate of force development. *European journal of applied physiology*. 2007;101(3):301-12.
12. Palmieri RM, Ingersoll CD, Hoffman MA. The Hoffmann reflex: methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. *Journal of Athletic Training*. 2004;39(3):268.
13. Klimstra M, Zehr EP. A sigmoid function is the best fit for the ascending limb of the Hoffmann reflex recruitment curve. *Experimental brain research*. 2008;186(1):93-105.
14. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of applied physiology*. 2002;93(4):1318-26.
15. Huang C-Y, Hsieh T-H, Lu S-C, Su F-C. Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. *Biomed Eng Online*. 2011;10:70.
16. De Hoyo M, Álvarez-Mesa A, Sañudo B, Carrasco L, Domínguez S. Immediate effect of kinesio taping on muscle response in young elite soccer players. *Journal of sport rehabilitation*. 2013;22(1):53-8.
17. Vercelli S, Sartorio F, Foti C, Colletto L, Virton D, Ronconi G, et al. Immediate effects of kinesiotaping on quadriceps muscle strength: a single-blind, placebo-controlled crossover trial. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2012;22(4):319-26.

18. Morris D, Jones D, Ryan H, Ryan C. The clinical effects of Kinesio® Tex taping: A systematic review. *Physiotherapy theory and practice*. 2013;29(4):259-70.
19. Bicici S, Karatas N, Baltaci G. Effect of athletic taping and kinesiötaping® on measurements of functional performance in basketball players with chronic inversion ankle sprains. *International journal of sports physical therapy*. 2012;7(2):154.
20. Wong OM, Cheung RT, Li RC. Isokinetic knee function in healthy subjects with and without Kinesio taping. *Physical Therapy in Sport*. 2012;13(4):255-8.
21. Słupik A, Dwornik M, Białoszewski D, Zych E. Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja*. 2006;9(6):644-51.
22. Aktas G, Baltaci G. Does kinesiötaping increase knee muscles strength and functional performance? *Isokinetics and exercise science*. 2011;19(3):149-55.
23. Purves D, Augustine G, Fitzpatrick D, Hall W, LaMantia A, McNamara J, et al. *Neuroscience*, 2008. De Boeck, Sinauer, Sunderland, Mass.
24. Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. *Principles of neural science*: McGraw-Hill New York; 2000.
25. Silverthorn DU. *Fisiologia humana: uma abordagem integrada*: Artmed; 2010.
26. Hougum PA, Bertoti DB. *Brunnstrom's clinical kinesiology*: FA Davis; 2011.
27. Mezzarane RA, Elias LA, Magalhães FH, Chaud VM, Kohn AF. Experimental and simulated EMG responses in the study of the human spinal cord. *Electrodiagnosis in new frontiers of clinical research Rijeka: InTech*. 2013:57-87.
28. Tucker KJ, Tuncer M, Türker KS. A review of the H-reflex and M-wave in the human triceps surae. *Human movement science*. 2005;24(5):667-88.
29. Mezzarane RA, Klimstra M, Lewis A, Hundza SR, Zehr EP. Interlimb coupling from the arms to legs is differentially specified for populations of motor units comprising the

- compound H-reflex during “reduced” human locomotion. *Experimental brain research*. 2011;208(2):157-68.
30. Ferris DP, Aagaard P, Simonsen EB, Farley CT, Dyhre-Poulsen P. Soleus H-reflex gain in humans walking and running under simulated reduced gravity. *The Journal of physiology*. 2001;530(1):167-80.
31. Knikou M. The H-reflex as a probe: pathways and pitfalls. *Journal of neuroscience methods*. 2008;171(1):1-12.
32. Piscione J, Grosset J-F, Gamet D, Pérot C. Are H-reflex and M-wave recruitment curve parameters related to aerobic capacity? *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*. 2012;37(5):990-6.
33. Funase K, Imanaka K, Nishihira Y. Excitability of the soleus motoneuron pool revealed by the developmental slope of the H-reflex as reflex gain. *Electromyography and clinical neurophysiology*. 1994;34(8):477-89.
34. Walton C, Kalmar J, Cafarelli E. Caffeine increases spinal excitability in humans. *Muscle & nerve*. 2003;28(3):359-64.
35. Knikou M, Angeli CA, Ferreira CK, Harkema SJ. Soleus H-reflex gain, threshold, and amplitude as function of body posture and load in spinal cord intact and injured subjects. *International Journal of Neuroscience*. 2009;119(11):2056-73.
36. Fu T-C, Wong AM, Pei Y-C, Wu KP, Chou S-W, Lin Y-C. Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes—a pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2008;11(2):198-201.
37. Burke J. Multielectrode recordings of tibial nerve H-reflexes at various triceps surae muscle sites in the right and left legs. *Electromyography and clinical neurophysiology*. 1997;37(5):277-86.

38. Zehr EP, Klimstra M, Dragert K, Barzi Y, Bowden MG, Javan B, et al. Enhancement of arm and leg locomotor coupling with augmented cutaneous feedback from the hand. *Journal of neurophysiology*. 2007;98(3):1810-4.
39. Field A. *Discovering statistics with SPSS*. London: Sage; 2005.
40. Rhea MR. Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2004;18(4):918-20.
41. Sayenko DG, Vette AH, Obata H, Alekhina MI, Akai M, Nakazawa K. Differential effects of plantar cutaneous afferent excitation on soleus stretch and H-reflex. *Muscle & nerve*. 2009;39(6):761-9.
42. Cai C, Au I, An W, Cheung R. Facilitatory and inhibitory effects of Kinesio tape: Fact or fad? *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2015.
43. Miller FG, Wendler D, Swartzman LC. Deception in research on the placebo effect. *PLoS Medicine*. 2005;2(9):853.
44. Poon K, Li S, Roper M, Wong M, Wong O, Cheung R. Kinesiology tape does not facilitate muscle performance: A deceptive controlled trial. *Manual therapy*. 2015;20(1):130-3.
45. Thelen MD, Dauber JA, Stoneman PD. The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2008;38(7):389-95.
46. Chen W-C, Hong W-H, Huang TF, Hsu H-C. Effects of kinesio taping on the timing and ratio of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle for person with patellofemoral pain. *Journal of Biomechanics*. 2007;40:S318.

47. Ridding M, Brouwer B, Miles T, Pitcher J, Thompson P. Changes in muscle responses to stimulation of the motor cortex induced by peripheral nerve stimulation in human subjects. *Experimental brain research*. 2000;131(1):135-43.
48. Corvino RB, Caputo F, Oliveira ACd, Greco CC, Denadai BS. Taxa de desenvolvimento de força em diferentes velocidades de contrações musculares. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2009:428-31.
49. Gollnick PD, Sjödín B, Karlsson J, Jansson E, Saltin B. Human soleus muscle: a comparison of fiber composition and enzyme activities with other leg muscles. *Pflügers Archiv*. 1974;348(3):247-55.

APÊNDICES E ANEXOS

APÊNDICE I - *Artigo a ser submetido no periódico Muscle & Nerve*

Influência do uso da Kinesiotaping na capacidade contrátil e eficiência neuromuscular em indivíduos fisicamente ativos

Resumo

Introdução. A Kinesiotaping (KT) é um método caracterizado pela aplicação de fitas elásticas e adesivas na pele, e baseia-se no conceito de que tanto a pele quanto tecidos subcutâneos podem ser estimulados, dependendo de como a fita é aplicada e do seu nível de tensão. Entretanto, até a presente data, poucos estudos investigaram os pressupostos mecanismos fisiológicos que explicariam um aumento do desempenho neuromuscular durante o uso da KT. **Objetivo.** Deste modo, o objetivo do presente estudo foi avaliar a eficiência neuromuscular (ENM) e a taxa de desenvolvimento de força (TDF) do músculo sóleo, em indivíduos fisicamente ativos submetidos a diferentes condições de aplicação da Kinesiotaping (ativação, inibição e controle). **Métodos** Vinte homens jovens e fisicamente ativos compareceram ao laboratório em três momentos distintos e submetidos às seguintes condições: 1) Linha de base (LB): sem aplicação da KT; 2) Ativação (ATIV_{KT}): Kinesiotaping aplicada em ativação muscular, e 3) Inibição (INIB_{KT}): Kinesiotaping aplicada em inibição muscular. Foi adotado um intervalo de 48 horas entre cada dia de avaliação, e a ordem das condições experimentais (ATIV_{KT} e INIB_{KT}) foi aleatorizada. O protocolo experimental foi caracterizado por três séries de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) dos flexores plantares do tornozelo, no dinamômetro isocinético, com uma duração de 5s e com um 1 minuto de repouso entre séries. A atividade eletromiográfica do músculo sóleo foi mensurada durante a CIVM. Aplicou-se uma análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas, com *post hoc* de Bonferroni, com o intuito de comparar as diferenças do Pico de Torque, da ENM e da TDF (0-30; 0-50; 0-100 e 0-200 ms) entre as 3 condições (LB, ATIV_{KT} e INIB_{KT}). Também foram calculados o tamanho do efeito de ambas as condições ATIV_{KT} e INIB_{KT} com relação a LB para determinar a magnitude das diferenças entre cada condição. **Resultados.** Quando as condições foram comparadas entre si em cada intervalo de tempo da TDF, a condição ATIV_{KT} apresentou valores significativamente maiores em relação à condição LB nos intervalos de 0-30 ($P=0,027$) e 0-50ms ($P=0,032$). Com relação à magnitude do efeito,

foram encontrados efeitos moderados nos intervalos de 0-30 e 0-50 ms na condição ATIV_{KT} (ES = 1,08 e 1,00, respectivamente) e um pequeno efeito nos intervalos de 0-30 e 0-50 ms na condição INIB_{KT} (ES = 0,53 e 0,56, respectivamente), quando comparado à condição LB. O tamanho do efeito foi moderado para o intervalo de 0-100 ms na condição ATIV_{KT} quando comparado à LB. Com relação ao PT, não foram encontradas diferenças significantes nas comparações entre as condições ($P=0,210$). Também não foram encontradas diferenças significantes nas comparações entre as condições quando comparados os valores da ENM ($P=0,271$). Com relação à magnitude do efeito, foram encontrados efeitos triviais ($\leq 0,35$) para todas as comparações. **Conclusão.** O presente estudo demonstrou que a KT não gerou aumentos da taxa de desenvolvimento de força e eficiência neuromuscular durante contrações isométricas máximas de flexão plantar do tornozelo. No entanto, o presente estudo demonstrou que a KT proporcionou uma maior taxa de desenvolvimento de força nas fases iniciais da contração muscular no grupo com ativação. Uma vez que a TDF está mais relacionada a contrações rápidas, talvez a KT exerça uma influência maior sobre a potência muscular.

Palavras-chave: kinesiotaping; eficiência neuromuscular; pico de torque

Abstract

Introduction. The Kinesiotaping (KT) is a method distinguished by the application of elastic and adhesive tapes in the skin, based in the concept that both skin and tissues can be stimulated depending on the level of tension. However, until now, few studies have investigated the physiological mechanisms that would explain the increase in the neuromuscular performance with its use. **Objectives.** The aim of this study was evaluate the neuromuscular efficiency (NME) and the rate of torque development (RTD) of the soleus muscle in physically active men submitted to three different conditions of KT application (activation, inhibition and control). **Methods.** Twenty young and physically active men were tested in three different moments, following the conditions: 1) Baseline (BL): without the KT; 2) Activation (ACTIKT): KT applied in activation; 3) Inhibition (INHIKT): KT applied in inhibition. A interval of 48h was adopted between every evaluation day, and the order of the experimental conditions were randomized. The experimental protocol consisted in 3 sets of maximal voluntary isometric contraction (MVIC) of the plantar flexors of the ankle in the isokinetic dynamometer, with 5s of duration and 1 min of rest between sets. The electromyographic activity of the soleus was measured during the MVIC. A ANOVA of repeated measures with post-hoc of Bonferroni was applied in order to compare the differences between the peak torque (PT), the NME and the RTD intervals (0-30, 0-50, 0-100 e 0-200) between conditions. Also, the effect size was calculated to define the magnitude of treatment between the experimental conditions related to the BL. **Results.** When the conditions where compared at each RTD time interval, the ACTIKT presented values significantly higher compared to BL in the 0-30 ($P=0,027$) and 0-50ms ($P=0,032$) intervals. Concerning to the effect size, moderate effects were found in the 0-30 and 0,50ms intervals of the ACTIKT condition (ES=1,08 and 1,00, respectively) and a small effect in the 0-30 and 0-50ms intervals of the INHIKT condition (ES=0,53 and 0,56,

respectively), compared to the BL condition. The effect size was moderate for the 0-100ms interval in the ACTIKT condition compared to BL. No significant differences were found between the comparisons for the PT between conditions ($P=0,210$) and NME ($P=0,271$). Trivial effects were found for all the effect sizes comparison for PT and NME ($<0,35$).

Conclusion. The present study demonstrated that the KT did not generate increases of the RTD intervals and the NME values during the maximal isometric contractions in the plantar flexors of the ankle. However, the present study showed that KT provided a higher RTD in the initial phases of the muscle contraction with the KT in activation. Since the RTD is more related to faster contractions, maybe the KT exert a bigger influence over the muscle power.

Keywords: kinesiotaping; neuromuscular efficiency; peak-torque.

INTRODUÇÃO

A Kinesiotaping (KT) é um método caracterizado pela aplicação de fitas elásticas e adesivas na pele, e baseia-se no conceito de que tanto a pele quanto tecidos subcutâneos podem ser estimulados, dependendo de como a fita é aplicada e do seu nível de tensão⁽¹⁾. De acordo com os idealizadores da KT, a técnica é capaz de estimular os mecanorreceptores localizados na pele, além de aumentar o espaço entre a pele e os tecidos subcutâneos, podendo assim, facilitar ou inibir a contração muscular, auxiliar na redução da dor e amplitude de movimento, prevenir lesões ou melhorar a circulação sanguínea e linfática⁽¹⁾.

Vale salientar que, nos últimos anos, o corpo de conhecimento e publicações relativas à KT tem aumentado gradativamente, com destaque para o desempenho e

reabilitação^(36, 50-54). Estudos demonstraram efeitos da KT no aumento da resistência de força⁽⁵⁵⁾, força máxima⁽⁵³⁾, atividade eletromiográfica⁽²¹⁾, melhora no desempenho de saltos funcionais⁽²²⁾, dentre outros. Apesar dos resultados positivos com a sua utilização, outros estudos foram incapazes de detectar seus benefícios^(15, 17, 36, 50, 51). Tais achados são conflitantes e corroboram uma recente revisão sistemática com meta-análise, na qual os autores concluíram que a KT tem um pequeno efeito na força e amplitude de movimento ativa. Ainda, os autores ressaltaram que as evidências são inconclusivas para suportar o uso da KT, indicando a importância de novas pesquisas sobre o tema⁽²⁾.

Entretanto, até a presente data, poucos estudos investigaram os pressupostos mecanismos fisiológicos que explicariam um aumento do desempenho neuromuscular durante o uso da KT. Firth⁽⁹⁾ verificou uma facilitação da excitabilidade motoneural do gastrocnêmio, mensurado por meio da técnica do reflexo de Hoffman. No entanto, a facilitação não se expressou nas medidas do salto em distância⁽⁹⁾. Deste modo, apesar da grande quantidade de estudos com a KT nos últimos anos, percebe-se uma lacuna relacionada à compreensão dos mecanismos fisiológicos que embasam a utilização do Método. Tal fato é preocupante, tendo em vista o uso generalizado da KT na prática clínica e desportiva.

Nesse contexto, uma variável importante para verificar mudanças na excitabilidade motoneuronal é a taxa de desenvolvimento de força (TDF), que expressa a taxa de aumento da força contrátil no início da contração muscular⁽¹⁴⁾. De acordo com Holtermann⁽¹¹⁾, as adaptações neuronais providas por um treinamento resistido geram maior impacto na taxa de desenvolvimento de força do que na força máxima em si, nas fases iniciais do treinamento, sendo explicadas por um recrutamento das unidades motoras de alto limiar. Tais unidades são recrutadas num período de tempo menor em relação ao esperado antes das adaptações decorrentes do treinamento, ao passo que o

recrutamento de unidades motoras adicionais termina antes da tensão máxima gerada pelo músculo⁽¹¹⁾. Dessa forma, é possível supor que a KT tenha a capacidade de influenciar o padrão de recrutamento das unidades motoras e, conseqüentemente, possa influenciar a TDF e/ou a força e potência gerada durante a contração muscular.

Outro importante parâmetro que pode auxiliar no entendimento dos mecanismos da KT é a eficiência neuromuscular (ENM), definida por Milner como a quantificação do acoplamento excitação-contração⁽⁵⁶⁾. A ENM baseia-se na relação entre a força gerada pelo músculo e a atividade eletromiográfica, e representa a responsividade do músculo a uma excitação neural⁽⁵⁷⁾. Deste modo, uma alta ENM pode ser interpretada como a capacidade de produzir maiores níveis de força com uma menor magnitude de ativação das fibras musculares⁽⁵⁷⁾. Apesar de pouco exploradas em estudos com KT, tanto a TDF quanto a ENM são medidas que avaliam a capacidade de desempenho neuromuscular e auxiliam na compreensão dos mecanismos do método. Para que a Kinesiotaping apresente influências positivas, deve gerar aumentos na taxa de desenvolvimento de força e na eficiência neuromuscular, como resultado das alterações no padrão de recrutamento das unidades motoras.

Deste modo, o objetivo do presente estudo foi avaliar a eficiência neuromuscular e a taxa de desenvolvimento de força do músculo sóleo, em indivíduos fisicamente ativos submetidos a diferentes condições de aplicação da Kinesiotaping (ativação, inibição e controle). A hipótese deste estudo é que o uso da KT em ativação aumentará significativamente a ENM e, conseqüentemente, a taxa de desenvolvimento de força durante contrações isométricas voluntárias máximas.

MÉTODOS

Participantes

A amostra foi de conveniência e composta por 20 indivíduos jovens e fisicamente ativos do sexo masculino ($79,7 \pm 8,2$ kg; $1,78 \pm 0,05$ m; $24,7 \pm 4,4$ anos). O tamanho da amostra foi determinado pela realização de um cálculo amostral (*software* GPower versão 3.1.2), considerando um poder estatístico de 80% e um valor α de 5% ($\alpha=0,05$; erro tipo I), de modo a detectar um efeito moderado ($f<0,5$) nas variáveis sob estudo.

Os participantes foram recrutados por meio da divulgação de cartazes alocados em pontos estratégicos da Faculdade de Educação Física da UnB e por meio de convite verbal. A massa corporal e a altura dos participantes foram mensuradas na primeira visita ao local do estudo, assim como o preenchimento de um questionário de aptidão física (IPAQ - *International Physical Activity Questionnaire*, versão curta)⁽⁵⁸⁾.

Os critérios de inclusão foram: a) os indivíduos saudáveis e praticantes de atividade física em qualquer modalidade há mais de 6 meses; b) faixa etária de 18 a 35 anos; c) estatura entre 1,65 m à 1,95 m; d) ausência de dor ou sintomas musculoesqueléticos e lesão de membros inferiores nos últimos 6 meses, prévios à pesquisa. Os participantes seriam excluídos caso apresentassem hipersensibilidade cutânea ou apresentassem cicatrizes na região da perna na qual a KT foi aplicada.

Os indivíduos que atenderam os critérios foram convidados a participar por meio da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, contendo objetivos e procedimentos dos métodos empregados no estudo, de acordo com a resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde (CNS). O estudo foi realizado após a devida aprovação

do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Saúde da Universidade de Brasília (FS/UnB), sob protocolo CAAE n. 31879014.4.0000.0030.

Procedimentos

Os indivíduos compareceram ao laboratório em três momentos distintos e submetidos às seguintes condições: 1) Linha de base (LB): sem aplicação da KT; 2) Ativação (ATIV_{KT}): aplicação da Kinesiotaping com técnica de ativação muscular, de acordo com Kase et al.⁽¹⁾; e 3) Inibição (INIB_{KT}): aplicação da Kinesiotaping para inibição muscular, de acordo com Kase et al.⁽¹⁾. A Figura 1 ilustra o desenho do estudo.

A avaliação controle (LB) sempre foi realizada na primeira visita, para todos os voluntários, de modo a evitar possíveis efeitos da ativação ou inibição da KT. Foi adotado um intervalo de 48 horas entre cada dia de avaliação, e a ordem das condições experimentais (ATIV_{KT} e INIB_{KT}) foi aleatorizada, segundo uma tabela de números aleatórios gerados no *site* www.randomization.com.

Ao final da sessão de testes realizados na LB, a fita foi aplicada na condição 1 (ATIV_{KT} ou INIB_{KT}) e os indivíduos foram orientados a permanecer com a mesma por 48h, ininterruptamente. Após as 48 horas, os sujeitos foram avaliados na condição 1 no mesmo horário da LB. Do mesmo modo, ao final da sessão de testes da condição 1, a fita era removida e, em seguida, a condição 2 (ATIV_{KT} ou INIB_{KT}) era aplicada. Após 48 horas de intervalo, os indivíduos retornavam para o terceiro e último dia de avaliação (Figura 1). Todos os testes foram realizados no Laboratório de Treinamento de Força da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília (UnB).

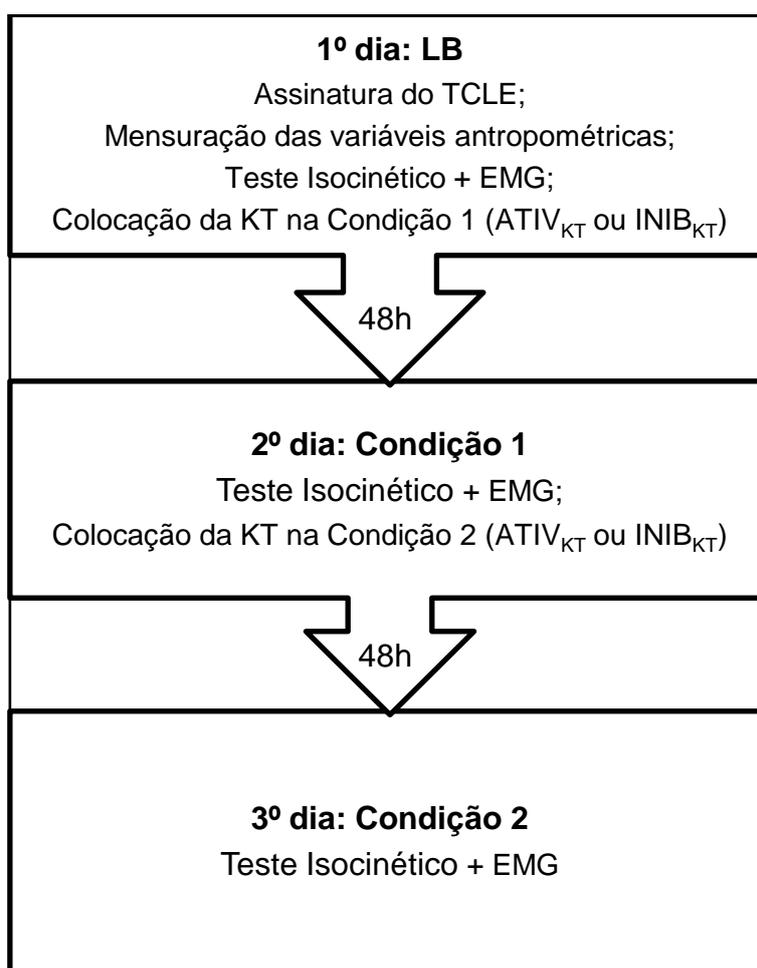


Figura 1. Diagrama com ilustração do desenho do estudo. A ordem das condições ATIV_{KT} e INIB_{KT} eram aleatorizadas para cada sujeito. (LB: Linha de base, sem a fita; ATIV_{KT}: Kinesiotaping em ativação; INIB_{KT}: Kinesiotaping em inibição; EMG: eletromiografia; TCLE: termo de consentimento livre e esclarecido; KT: Kinesiotaping).

Eletromiografia de superfície (EMG)

Os voluntários foram orientados a deitarem em uma maca para o procedimento. Os dois eletrodos foram posicionados 1 cm abaixo do encontro das duas cabeças do gastrocnêmio, acima da aponeurose do músculo sóleo, com 2 cm de distância entre ambos, segundo as orientações de Burke⁽³⁷⁾ (Figura 3). O eletrodo de referência foi posicionado acima do processo estilóide do rádio e da ulna. Antes da colocação dos

eletrodos, foi realizada tricotomia e uma leve abrasão com álcool 70%. Os eletrodos ativos simples diferencial possuem espuma de polietileno com adesivo medicinal hipoalérgico, gel sólido aderente e contato bipolar de Ag/AgCl (prata/cloreto de prata), com distância de 20mm entre os pólos de captação.

A atividade eletromiográfica do músculo sóleo foi mensurada durante uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM). Para a aquisição dos dados, foi utilizado o sistema de captação de sinais eletrofisiológicos Nicolet Viking Quest (*Natus Medical Incorporated*). O equipamento possui resolução de 14bits, modo de rejeição comum de 110db e impedância de entrada de 10^{10} Ohm.

Avaliação da força muscular

Após a colocação dos eletrodos da EMG, o indivíduo era posicionado no dinamômetro isocinético da marca Biodex System 3 (*Biodex Medical, Shirley, NY*) para avaliar o torque máximo gerado durante a CIVM. O protocolo foi caracterizado por três séries de contração dos flexores plantares do tornozelo, com uma duração de 5 segundos. Entre as séries, foi adotado um intervalo de repouso de 1 minuto.

Os indivíduos foram posicionados na cadeira do isocinético de acordo com o manual de aplicações/operações do fabricante (Figura 2), e a inclinação do encosto foi estabelecida em 70°. Com o objetivo de isolar o músculo sóleo, os indivíduos foram posicionados com uma flexão de 30° do joelho (sendo 0° a extensão completa do joelho), de modo a não influenciar a CIVM durante a flexão plantar do tornozelo. Para tal, a altura do assento e a distância da cadeira foram modificadas de acordo com a altura de cada indivíduo.

O eixo de rotação do braço de força do isocinético foi alinhado ao maléolo lateral do indivíduo. O ângulo de contração foi definido na posição neutra (0°) e os testes foram realizados apenas no membro inferior direito. O membro contralateral, que não foi testado, era mantido sob o apoio de uma haste de suporte acoplada na cadeira do isocinético, para evitar que ficasse pendente.

Com o intuito de favorecer a confiabilidade do posicionamento dos sujeitos nos diferentes dias de avaliação, as medidas de posição foram anotadas no primeiro dia e replicadas nos dias subsequentes. O procedimento foi realizado pelo mesmo investigador.



Figura 2. Posicionamento do voluntário no dinamômetro isocinético.

Aplicação da Kinesiotaping

Para a colocação da KT nas duas condições experimentais (ATIV_{KT} e INIB_{KT}), foi utilizado o protocolo proposto por Kase et al.⁽¹⁾. Considerando-se que o sóleo é um músculo profundo ao gastrocnêmio, foram utilizadas duas tiras de maior largura (5 cm) em formato de "I", as quais eram aplicadas acima das duas porções do gastrocnêmio (lateral e medial), e acima do local onde o sóleo torna-se exposto(Figura 3).

A zona terapêutica (região muscular submetida à tensão da fita) foi definida como a distância entre o ponto "A", localizado 5 cm abaixo da interlinha articular do joelho (região posterior), e o ponto "B", localizado 7 cm acima do maléolo lateral, sobre a porção inicial do tendão calcâneo. A âncora (região sem tensão) superior possuía 5 cm de comprimento e a inferior 20 cm.

Com o intuito de padronizar a aplicação da fita elástica e favorecer a confiabilidade da aplicação, o comprimento da fita foi definido pela seguinte equação:

$$\text{Comprimento} = (\text{DIST A} \rightarrow \text{B} \times 0,7) + 20 \text{ cm} + 5 \text{ cm}$$

Sendo,

DIST A→B: Distância entre os pontos A e B em centímetros.

Com os valores conhecidos, as fitas foram marcadas com os comprimentos das âncoras inicial e final. As técnicas de ativação e inibição se diferenciavam pela forma como a fita era aplicada na pele. Na técnica de ativação, a KT era aplicada com uma âncora inicial de 5 cm de comprimento, que ficava acima da linha A, 5 cm abaixo da linha posterior do joelho. As âncoras foram aplicadas sem tensão. A partir do ponto onde a âncora inicial terminava, começa a zona terapêutica da fita, que era tensionada com o objetivo de atingir o ponto inicial onde a âncora final era aplicada. A âncora final tinha um

comprimento de 20 cm, e foi aplicada sobre um ponto localizado 7 cm acima do maléolo lateral, cobrindo todo o tendão calcâneo até a parte inferior do calcanhar (Figura 3).

No protocolo de inibição, o processo era inverso. A âncora inicial de 20 cm foi aplicada desde o ponto localizado a 7cm acima do maléolo lateral, até a parte inferior do calcanhar, sem tensão. A partir deste ponto, realizava-se a tensão da fita até que a mesma atingisse o ponto inicial da âncora final, localizada a 5 cm abaixo da linha articular do joelho. O comprimento da âncora final era de 5 cm (Figura 3).

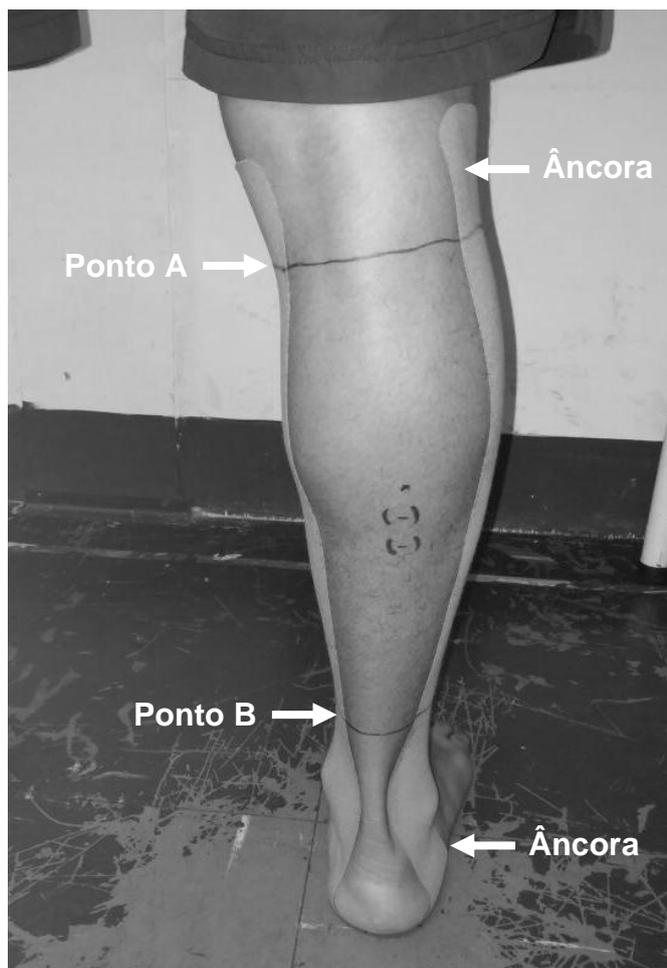


Figura 3. Ilustração da Aplicação da Kinesiotaping e posicionamento dos eletrodos da EMG.

Processamento dos sinais

Para o processamento e cálculo das variáveis TDF e Pico de Torque, os sinais do dinamômetro foram convertidos para o formato '.txt' e processados em ambiente MATLAB (versão 7.0, MathWorks, Inc.). Para o cálculo da TDF, foi utilizada a repetição com o maior pico de torque, dentre as três séries da CIVM. A TDF foi derivada como a inclinação média da curva momento-tempo ($\Delta\text{momento}/\Delta\text{tempo}$) pelos intervalos de tempo de 0-30, 0-50, 0-100 e 0-200 ms relativos ao período inicial da contração.

Em relação à EMG, os dados foram apresentados pela *root mean square* (RMS) e calculados pelo software do Nicolet Viking Quest (CareFusion, V8.1).

Após a determinação do pico de torque, a ENM foi calculada pela seguinte equação, com base em Arabadzhiev⁽⁵⁹⁾.

$$NME = \frac{PT}{RMS}$$

Sendo que:

PT: Pico de torque, em N.m

RMS: *Root mean square*, em μV

Para os valores de RMS foram utilizados os 3 segundos centrais da EMG realizados durante a CIVM (5 segundos).

Análise estatística

A análise estatística foi realizada no Programa SPSS versão 22.0. Inicialmente, os pressupostos de normalidade dos dados foram verificados pelo teste de Shapiro-Wilk. Como os pressupostos foram confirmados, os dados são apresentados pela média e desvio padrão. Aplicou-se uma análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas, com *post hoc* de Bonferroni, com o intuito de comparar as diferenças do PT, da ENM e da TDF (0-30; 0-50; 0-100 e 0-200 ms) entre as 3 condições (LB, ATIV_{KT} e INIB_{KT}). Também foram calculados o tamanho do efeito de ambas as condições ATIV_{KT} e INIB_{KT} com relação a LB para determinar a magnitude das diferenças entre cada condição. Para a classificação do tamanho do efeito, foram utilizados os valores propostos por Rhea⁽⁴⁰⁾:

Trivial ($d < 0,35$); pequeno ($d > 0,35$ e $< 0,80$); Moderado ($d \geq 0,80$ e $< 1,50$) e Grande ($d \geq 1,5$). A significância adotada foi de 5% ($P < 0,05$).

RESULTADOS

Os dados relativos à TDF estão apresentados na Tabela 1. Não foram encontradas diferenças significantes entre os intervalos da TDF dentro de cada condição (LB: $P = 0,290$; AT_{KT} : $P = 0,100$; $INIB_{KT}$: $P = 0,190$).

Quando as condições foram comparadas entre si em cada intervalo de tempo da TDF, a condição $ATIV_{KT}$ apresentou valores significativamente maiores em relação à condição LB nos intervalos de 0-30 ($P = 0,027$) e 0-50ms ($P = 0,032$).

Com relação à magnitude do efeito, foram encontrados efeitos moderados nos intervalos de 0-30 e 0-50 ms na condição $ATIV_{KT}$ ($ES = 1,08$ e $1,00$, respectivamente) e um pequeno efeito nos intervalos de 0-30 e 0-50 ms na condição $INIB_{KT}$ ($ES = 0,53$ e $0,56$, respectivamente), quando comparado à condição LB. O tamanho do efeito foi moderado para o intervalo de 0-100 ms na condição $ATIV_{KT}$ quando comparado à LB.

Tabela 1: Dados relativos à taxa de desenvolvimento de força (TDF, em $N.m.s^{-1}$).

	LB	$ATIV_{KT}$		$INIB_{KT}$	
	Média (DP)	Média (DP)	ES	Média (DP)	ES
TDF30	186,3 (102,4)	296,9 (229,1)*	1,08	240,8 (150,2)	0,53
TDF50	197,4 (109,7)	307,3 (235,2)‡	1,00	259,7 (174,7)	0,56
TDF100	213,0 (124,8)	301,5 (218,9)	0,70	255,9 (194,9)	0,34
TDF200	210,4 (136,2)	250,6 (152,8)	0,29	226,3 (164,7)	0,11

Diferenças significantes em relação à condição LB: * $p = 0,027$; ‡ $p = 0,032$.

DP = Desvio Padrão; ES = Effect Size.

$ATIV_{KT}$: Ativação KT; $INIB_{KT}$: Inibição KT; LB: Linha de Base

Os dados relativos ao PT e a ENM estão apresentados na Tabela 2. Com relação ao PT, não foram encontradas diferenças significantes nas comparações entre as condições ($P=0,210$). Também não foram encontradas diferenças significantes nas comparações entre as condições quando comparados os valores da ENM ($P=0,271$). Com relação à magnitude do efeito, foram encontrados efeitos triviais ($\leq 0,35$) para todas as comparações.

Tabela 2: Dados relativos ao pico de torque (PT, em N.m) e a eficiência neuromuscular (ENM, em N.m/ μ V)

	LB	ATIV_{KT}		INIB_{KT}	
	Média (DP)	Média (DP)	ES	Média (DP)	ES
PT	121,8 (37,3)	133,8 (45,0)	0,32	128,2 (39,8)	0,17
ENM	0,75 (0,58)	0,70 (0,50)	0,08	0,86 (0,67)	0,18

DP = Desvio Padrão; ES = EffectSize. ATIV_{KT}: Ativação KT; INIB_{KT}: Inibição KT; LB: Linha de Base. Não houve diferenças significativas entre os grupos.

DISCUSSÃO

Os achados do presente estudo demonstraram que a TDF não apresentou diferenças significantes entre os intervalos de 30, 50, 100 e 200 ms em cada condição (LB, ATIV e INIB). Do mesmo modo, não foram identificadas diferenças significantes relativas às medidas de Pico de Torque e Eficiência Neuromuscular entre as condições. No entanto, foram identificados valores de TDF significativamente maiores na condição ATIV_{KT} nos intervalos de 0-30ms e 0-50ms, quando comparado com à LB.

Em relação à TDF, foram identificados valores significativamente maiores para os intervalos de 0-30 e 0-50 ms da condição ATIVKT em comparação a condição LB. Com base nos achados, é possível supor que as adaptações decorrentes do uso da KT tenham impacto maior sobre outras variáveis neuromusculares, que não somente a força gerada pelo músculo. De acordo com Aagaard⁽¹⁴⁾, a TDF remete ao desenvolvimento da força exercida nas fases iniciais da contração muscular. Nesse caso, a TDF é um parâmetro que tem uma importância funcional significativa em contrações rápidas e intensas⁽¹⁴⁾, uma vez que para desenvolver força máxima na maioria dos músculos, são necessários períodos iguais ou maiores do que 300 ms. Assim, a TDF parece estar mais relacionada com a potência do que com a força máxima gerada por um músculo⁽¹⁴⁾.

De acordo com Corvino⁽⁴⁸⁾, a TDF pode ser influenciada por diversos fatores, como as propriedades musculares, a distribuição das fibras musculares e fatores neurais, dentre os quais a magnitude de produção eferente do motoneurônio no início da contração, a frequência de disparos e o recrutamento dos motoneurônios⁽⁴⁸⁾. Esses dois últimos fatores são primariamente dependentes do nível de força e velocidade da contração muscular, ou seja, por meio de uma produção maior de força e/ou velocidade, dependentes de unidades motoras de alto-limiar que são recrutadas preferencialmente⁽⁶⁰⁾. Essas unidades motoras de alto-limiar, caracterizadas por fibras nervosas rápidas fadigáveis, possuem associação com o tipo de fibra muscular as quais elas inervam (fibras musculares de contração rápida IIb)⁽⁶⁰⁾. É possível supor que uma redução do limiar dos motoneurônios as fibras IIb possam ter sido induzidos através da estimulação dos mecanorreceptores cutâneos após a aplicação da KT, resultando em um recrutamento facilitado das unidades motoras, como demonstrado em estudos anteriores^(20, 61).

De acordo com a literatura⁽⁶⁰⁾, para um grupo muscular com uma característica histoquímica principal de fibras do tipo I, a frequência de disparos tem um papel mais

proeminente na modulação da força/potência. Para grupamentos musculares compostos tanto de fibras tipo I como do tipo II, o padrão de recrutamento das unidades motoras parece exercer influência maior na capacidade de produzir força em níveis acima de 40-50% da contração voluntária máxima⁽⁶⁰⁾. Baseado nisso, Moritani et al.⁽⁶²⁾ reportou uma ativação preferencial das fibras rápidas do músculo gastrocnêmio medial em relação as fibras do músculo sóleo (maior quantidade de fibras lentas), conforme aumentava-se a força e a velocidade de contração durante diferentes tipos de saltos verticais. O presente estudo não verificou a atividade EMG dos gastrocnêmios lateral ou medial, podendo ser este o motivo pelo qual não foi possível detectar alterações na ENM, uma vez que a atividade eletromiográfica desses músculos podem ter maior impacto na flexão plantar máxima.

A hipótese de que a KT pode estar mais relacionada a alterações na potência além da força máxima, pode ser verificada no estudo desenvolvido por Wentzel et al.⁽⁵²⁾, onde foi possível verificar um aumento da potência do glúteo máximo em atletas do sexo masculino, imediatamente e 30 minutos após a aplicação da fita. Sessenta atletas de diversas modalidades foram selecionados e aleatorizados em dois grupos distintos: KT aplicada com tensão entre 75 a 100% sobre o glúteo máximo; KT aplicada de forma placebo. Os grupos foram testados para as medidas de salto vertical contra movimento e foi detectada uma diferença significativa na altura do salto para ambos os grupos.

Com relação à força muscular e atividade EMG, os resultados do presente estudo corroboram os achados de Huang⁽¹⁵⁾, que investigaram os efeitos da KT sobre o músculo sóleo e tibial anterior, durante o teste de salto vertical máximo. Apesar de terem verificado um aumento da força de reação vertical ao solo com o uso da KT, a altura do salto diminuiu, e não houve diferença na atividade EMG para o gastrocnêmio medial, tibial anterior e músculo sóleo em nenhum dos grupos (KT e placebo). Do mesmo modo, Lins et

al.,⁽⁵⁰⁾concluíram que a KT não gerou efeitos significantes no músculo quadríceps em relação à geração de força muscular e na atividade eletromiográfica do músculo vasto lateral em mulheres saudáveis.

Uma limitação do presente estudo foi não ter verificado a atividade eletromiográfica de outros músculos envolvidos na flexão plantar, como as cabeças medial e lateral do gastrocnêmio. Como a TDF está relacionada a fatores como o tamanho do músculo, a distribuição das fibras musculares, a frequência de disparos e o padrão de recrutamento dos motoneurônios⁽⁴⁸⁾, os gastrocnêmios poderiam favorecer a compreensão da TDF, uma vez que sua proporção de unidades motoras rápidas é maior quando comparado ao sóleo⁽⁴⁹⁾. Apesar da aplicação da KT abranger uma porção das cabeças do gastrocnêmio, a técnica utilizada neste estudo foi para a ativação e inibição do músculo sóleo, o que sugere a importância de novos estudos que elucidem essa hipótese.

CONCLUSÃO

O presente estudo demonstrou que a KT não gerou aumentos da taxa de desenvolvimento de força e eficiência neuromuscular durante contrações isométricas máximas de flexão plantar do tornozelo. No entanto, o presente estudo demonstrou que a KT proporcionou uma maior taxa de desenvolvimento de força nas fases iniciais da contração muscular no grupo com ativação. Uma vez que a TDF está mais relacionada a contrações rápidas, talvez a KT exerça uma influência maior sobre a potência muscular.

REFERÊNCIAS

1. Kase K, Wallis J, Kase T, Association KT. Clinical therapeutic applications of the Kinesio taping methods: Kinesio Taping Assoc.; 2003.

2. de Almeida Lins CA, Neto FL, de Amorim ABC, de Brito Macedo L, Brasileiro JS. Kinesio Taping® does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: Randomized, blind, controlled, clinical trial. *Manual therapy*. 2013;18(1):41-5.
3. Chang H-Y, Wang C-H, Chou K-Y, Cheng S-C. Could forearm Kinesio Taping improve strength, force sense, and pain in baseball pitchers with medial epicondylitis? *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2012;22(4):327-33.
4. Fu T-C, Wong AM, Pei Y-C, Wu KP, Chou S-W, Lin Y-C. Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes—a pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2008;11(2):198-201.
5. Mostert-Wentzel K, Swart JJ, Masenyetse LJ, Sihlali BH, Cilliers R, Clarke L, et al. Effect of kinesio taping on explosive muscle power of gluteus maximus of male athletes: original research. *South african Journal of Sports medicine*. 2012;24(3):75-80.
6. Fratocchi G, Di Mattia F, Rossi R, Mangone M, Santilli V, Paoloni M. Influence of Kinesio Taping applied over biceps brachii on isokinetic elbow peak torque. A placebo controlled study in a population of young healthy subjects. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2013;16(3):245-9.
7. Lumbroso D, Ziv E, Vered E, Kalichman L. The effect of kinesio tape application on hamstring and gastrocnemius muscles in healthy young adults. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2014;18(1):130-8.
8. Zanchet MA, Del Vecchio FB. Efeito da Kinesio Taping sobre força máxima e resistência de força em padelistas. *Fisioterapia em Movimento*. 2013;26(1).
9. Słupik A, Dwornik M, Białoszewski D, Zych E. Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja*. 2006;9(6):644-51.
10. Aktas G, Baltaci G. Does kinesiotaping increase knee muscles strength and functional performance? *Isokinetics and exercise science*. 2011;19(3):149-55.
11. Vercelli S, Sartorio F, Foti C, Colletto L, Virton D, Ronconi G, et al. Immediate effects of kinesiotaping on quadriceps muscle strength: a single-blind, placebo-controlled crossover trial. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2012;22(4):319-26.
12. Huang C-Y, Hsieh T-H, Lu S-C, Su F-C. Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. *Biomed Eng Online*. 2011;10:70.
13. Williams S, Whatman C, Hume PA, Sheerin K. Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries: a meta-analysis of the evidence for its effectiveness. *Sports Med*. 2012;42(2):153-64. Epub 2011/11/30.

14. Firth BL, Dingley P, Davies ER, Lewis JS, Alexander CM. The effect of kinesiotape on function, pain, and motoneuronal excitability in healthy people and people with Achilles tendinopathy. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2010;20(6):416-21.
15. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of applied physiology*. 2002;93(4):1318-26.
16. Holtermann A, Roeleveld K, Engstrøm M, Sand T. Enhanced H-reflex with resistance training is related to increased rate of force development. *European journal of applied physiology*. 2007;101(3):301-12.
17. Milner-Brown H, Mellenthin M, Miller RG. Quantifying human muscle strength, endurance and fatigue. *Arch Phys Med Rehabil*. 1986;67(8):530-5.
18. Deschenes MR, Giles JA, McCoy RW, Volek JS, Gomez AL, Kraemer WJ. Neural factors account for strength decrements observed after short-term muscle unloading. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*. 2002;282(2):R578-R83.
19. Hagströmer M, Oja P, Sjöström M. The International Physical Activity Questionnaire (IPAQ): a study of concurrent and construct validity. *Public health nutrition*. 2006;9(06):755-62.
20. Burke J. Multielectrode recordings of tibial nerve H-reflexes at various triceps surae muscle sites in the right and left legs. *Electromyography and clinical neurophysiology*. 1997;37(5):277-86.
21. Arabadzhev TI, Dimitrov VG, Dimitrova NA, Dimitrov GV. Interpretation of EMG integral or RMS and estimates of "neuromuscular efficiency" can be misleading in fatiguing contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010;20(2):223-32.
22. Rhea MR. Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2004;18(4):918-20.
23. Corvino RB, Caputo F, Oliveira ACd, Greco CC, Denadai BS. Taxa de desenvolvimento de força em diferentes velocidades de contrações musculares. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2009:428-31.
24. Komi PV, Commission IM. *Strength and power in sport*: Blackwell scientific publications; 1993.
25. Wong OM, Cheung RT, Li RC. Isokinetic knee function in healthy subjects with and without Kinesio taping. *Physical Therapy in Sport*. 2012;13(4):255-8.
26. Yeung SS, Yeung EW, Sakunkaruna Y, Mingsoongnern S, Hung WY, Fan YL, et al. Acute Effects of Kinesio Taping on Knee Extensor Peak Torque and Electromyographic

Activity After Exhaustive Isometric Knee Extension in Healthy Young Adults. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. 2014.

27. Moritani T, Oddsson L, Thorstensson A. Phase-dependent preferential activation of the soleus and gastrocnemius muscles during hopping in humans. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1991;1(1):34-40.

28. Gollnick PD, Sjödin B, Karlsson J, Jansson E, Saltin B. Human soleus muscle: a comparison of fiber composition and enzyme activities with other leg muscles. *Pflügers Archiv*. 1974;348(3):247-55.

APÊNDICE II - Artigo submetido ao *Brazilian Journal of Physical Therapy*

Prolonged use of Kinesiotaping does not enhance functional and proprioceptive performance in young men: Randomized controlled trial

Igor Magalhães¹; Martim Bottaro²; João Rafael Freitas³; Jake Carmo²; João Paulo Chierigato Matheus⁴; Rodrigo Luiz Carregaro^{2,4}

1. MS student, College of Physical Education, Universidade de Brasília (UnB).
2. PhD, College of Physical Education, Universidade de Brasília (UnB).
3. BS in Physical Therapy, Universidade de Brasília (UnB).
4. PhD, School of Physical Therapy, Campus UnB Ceilândia, Universidade de Brasília (UnB).

Keywords: *Physical Therapy, Proprioception, Postural balance.*

Palavras-chave: Fisioterapia, Propriocepção, Equilíbrio postural.

Acknowledgement: This work was supported by the National Research Council (CNPq) under Grant n. 473590/2013-1.

ABSTRACT

Objectives: The aim was to investigate the effects of continuous Kinesiotaping (KT) use (48 hours) on functional and proprioceptive performance in healthy and physically active men. **Methods:** Twenty six healthy and physically active men (21.8 ± 2.2 years old) were random allocated into two groups: 1) KT group (KG, tape applied with 40% tension for rectus femoris activation; 2) Control (CG, tape applied over rectus femoris without tension). Subjects attended the laboratory on five different moments: 1) familiarization, 2) baseline measurement without tape (BL), 3) immediately post-tape application (T0), 4) 24h (T24) and, 5) 48h (T48) post-tape application. The outcomes were distance in the single (SHT) and triple hop tests (THT), vertical jump height (VJH), power (VJP) and rate of force development (RFD). A mixed model ANOVA with was applied to verify differences between and within groups. **Results:** No significant ($p > 0.05$) differences were found on SHT and THT between groups and moments. Also, VJH, VJP and RFD reported no significant ($p > 0.05$) effect. However, for the RFD, the KG reported a large effect size immediately after tape application. **Conclusion:** The present study demonstrated no significant immediate or prolonged (48h) effects of KT on functional and proprioceptive performance.

Clinical Trial Registration number: RBR4t57rs

RESUMO

Objetivos: O objetivo foi investigar os efeitos do uso contínuo (48 horas) da Kinesiotaping (KT) sobre o desempenho funcional e proprioceptivo em homens saudáveis e fisicamente ativos. **Métodos:** Vinte e seis homens saudáveis e fisicamente ativos ($21,8 \pm 2,2$ anos) foram alocados aleatoriamente em dois grupos: 1) Grupo KT (KG, fita aplicada com 40% de tensão para ativação do reto femoral; 2) Controle (CG, fita aplicada sobre reto femoral sem tensão). Os indivíduos compareceram ao laboratório em cinco momentos diferentes: 1) familiarização, 2) de medição de linha de base sem fita (BL), 3) imediatamente após aplicação da fita (T0), 4) 24h (T24) e, 5) 48h (T48) após a aplicação da fita. Os desfechos foram o teste unipodal em distância (TUD) e unipodal triplo em distância (TUTD), altura do salto vertical (ASV), potência do salto vertical (PSV) e taxa de desenvolvimento de força no salto vertical (TDF). A ANOVA de modelos mistos foi aplicada para verificar diferenças entre os grupos. **Resultados:** Não foram encontradas diferenças significantes ($P > 0,05$) para o TUD e TUTD entre grupos e momentos. Além disso, não houve efeitos significantes para o ASV, PSV e TDF ($P > 0,05$). No entanto, para a TDF, o KG apresentou uma grande magnitude do efeito imediatamente após a aplicação da fita. **Conclusão:** O presente estudo demonstrou nenhum efeito significativos imediatos ou prolongado (48h) da KT sobre o desempenho funcional e proprioceptivo.

Introduction

The Kinesiotaping (KT) method was created in the late 70's and since then has become widespread in the sport and rehabilitation context(63, 64). The method is based on the application of an elastic adhesive tape that can be elongated up to 55-60% of its original resting length (65, 66) and can be used for several days. Recently, the KT method has been the focus of numerous studies on injuries treatment (67-70), proprioceptive support during joint movement(4, 71), and on lymphatic circulation (5).

These growing number of studies addressing the KT are based on the proprioceptive and afferent stimuli of the elastic tape (72-76). Recent findings demonstrated acute increases in eccentric muscle strength(75), increases in force perception(72) and in concentric elbow peak torque(53).However, evidence regarding the effectiveness of the KT during musculoskeletal rehabilitation is still inconsistent(64, 65, 77).Nevertheless, regarding functional activities or human performance, the evidence of the prolonged effects of KT is still lacking.

In this context, a valuable way to assess the functional performance and rehabilitation effectiveness is through the hop and vertical jump tests. The hop tests were described by Noyes(78) and have been used as a low cost and a general screening assessment (79)of strength, power, proprioception and neuromuscular performance. The vertical jump is a movement often used in sports and as a conditioning exercise to develop strength and power in the lower extremities(80). Both movements consist in a multi-joint action involving hip, knee and ankle joints, with contraction of several muscles including the triceps surae, hamstrings, quadriceps and lower back muscles.

There are contradicting results regarding KT effects on hop tests and vertical jump performance, as previous studies found no acute significant effects (81, 82) and others

confirmed the acute benefits of the KT (22, 74). However, studies assessed only the immediate (acute) effects of KT. This is noteworthy and contradictory considering that KT instructions recommend the use of KT for more than 24 hours in order to obtain the claimed effects. In this sense, there is a lack of evidence regarding the prolonged effects of the KT, as most studies focuses on the acute responses (20, 72, 76, 81, 83). It is possible to assume that the increased peripheral nerve stimulation and recruitment of motor units attributed to the KT may reach its maximal effect after 24 hours. Thus, it is hypothesized that late effects could improve muscle efficiency and, consequently, improve the performance of the hop and vertical jump tests. Therefore, the aim of the present study was to investigate the effects of prolonged and continuous (48 hours) use of KT on functional and proprioceptive performance in healthy and physically active men.

Methods

Study Design

This is a randomized controlled trial (RCT), in which healthy physically active men were randomly assigned to one of two intervention groups (Figure 1). The RCT was in accordance with the CONSORT Statement (84).

Participants

Thirty healthy male subjects were selected at random from the respondents to fliers distributed to health clubs, posters placed in strategic points on the University Campus, and by word-of-mouth. Sample characteristics are presented in Table 1.

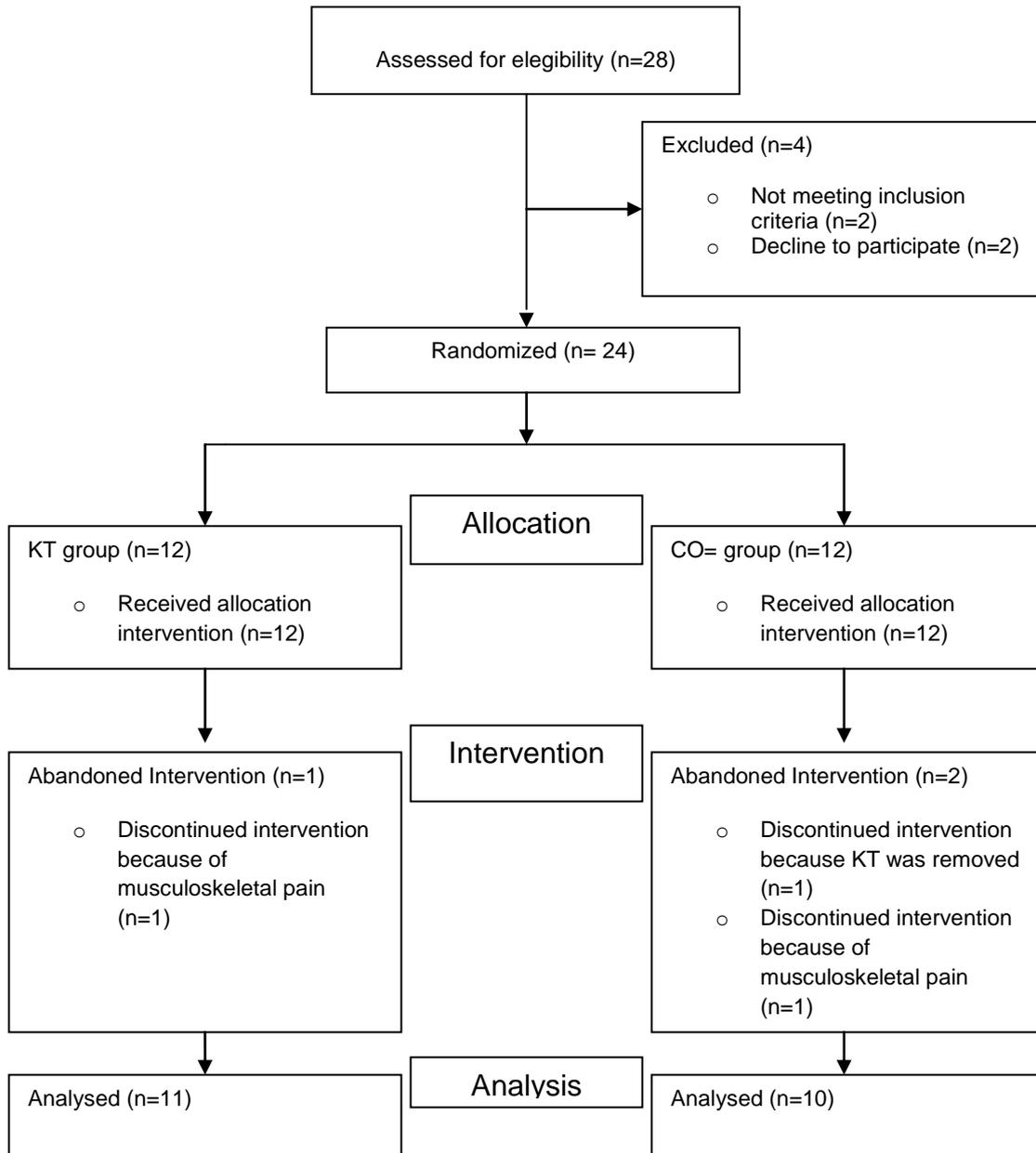


Figura 1.

Table 1. Participants' physical characteristics. Data are presented as mean (standard deviation).

Groups	Age (yrs)	Weight (kg)	Height (m)	BMI (kg/m ²)
KG	20.91 (2.23)	78.78 (15.06)	1.74 (6.12)	25.97 (5.48)
CG	21.80 (2.22)	83.17 (9.56)	1.78 (4.98)	26.23 (2.48)

BMI: Body Mass Index; KG: Kinesiotaping group; CG: Control group

Anthropometric data and physical evaluations were taken prior to the beginning of the study. The International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) was applied in order to evaluate the physical activity's level of the participants. Inclusion criteria were: a) males; b) aged between 18 and 30 years; c) physically active; d) height between 1.65m and 1.85m (in order to prevent anthropometric variability between subjects); e) absence of pain and musculoskeletal symptoms. Subjects were excluded with open wounds or scars in the region of tape application; hypersensitivity and erythema or lower limb injury in the past 6 months prior to the study. Participants who met the criteria were invited to read and sign an informed consent. The study was approved by the Institutional Research Ethics Committee (protocol n. 11350813.2.0000.0030).

Subjects who were selected to participate were admitted sequentially and randomly allocated to one of two groups: 1) Kinesiotaping group (KG, tape applied with 40% tension for rectus femoris muscle activation), and 2) Control Group (CG, tape applied without tension on the rectus femoris). For the randomization process, sealed opaque envelopes containing the intervention groups' name were used. Randomization was based on a table of random numbers generated by the website "www.random.org". This procedure was performed by an investigator who was blinded of the objectives and purposes of the study.

Kinesiotaping application

For the present study, the Kinesio Tex Gold® tape was used and applied on clean and dry skin. For the KG, a tension of 40% was applied on the dominant limb (leg used to kick a ball), from origin to insertion (proximal to distal) according to the technique proposed by Kase (66) to facilitate the rectus femoris muscle activation.

Before the tape application, the subject lied in a supine position on a bench. After lie down, the distance (DIS) between 10 cm below the anterior superior iliac spine (ASIS) and the tibial tuberosity was measured. In order to standardize the tape application, after measurement, the strip was cut based on the following equation,

$$\text{Eq.: } SB = \frac{(DIS - FP)}{1.4} + 10\text{cm}$$

Where:

SB: the size of the tape to be cut (cm)

DIS: distance between the point 10 cm below the ASIS and the tuberosity of the tibia;

FP: 10 cm of the anchors (5 cm each).

After determining the SB value and remove the protection paper from the tape, the strip was applied with the subject lying on a bench with the leg positioned off, and knee from the dominant limb flexed at 90° (Figure 2). The strip was stretched until reaching the DIS value, which according to the Equation would produce a tension of approximately 40%. Tape was always administered by the same certified physiotherapist (certified KT). The CG used the same application and technique, however, no tension was applied on the tape along the longitudinal line on the anterior thigh until reaching the tibial tuberosity. For the CG group, the equation was not applied. All participants were instructed to keep the tape for 48 hours, and received orientation regarding tape care during the study period.



Figure 2. Illustration of the KT application.

Testing procedures

After the process of randomization and allocation to the respective groups (KG or CG), the subjects attended the laboratory on five different occasions with an interval of 24h: 1) familiarization, 2) baseline measurement (BL), 3) immediately post-application (T0), 4) 24h post-application (T24), 5) 48h post-application (T48). After the 3rd day, subjects were instructed to not remove the elastic tape. The BL measurements were applied without tape, for both groups. The testing procedures were applied and controlled by the same investigators.

Hop Tests

Two types of hop tests were used in order to assess the functional performance: 1) the single hop test (SHT), and 2) the triple hop test (THP). All measurements were taken from the dominant limb. The SHT started with the participants standing unipodal behind a

demarcated line on the floor with a knee slightly flexed (Figure 3). After a verbal command, they were asked to jump forward as quick and as long as possible and to land with the same limb. In order to prevent influences of the upper limbs during the impulse phase, subjects were instructed to maintain their hands on the waist. The jump was considered valid if the participants could maintain the balance for at least 5 seconds after landing. Subjects performed three SHT with 1 minute interval, and the best attempt was used for analysis purposes.

The THT was performed with the same initial position. After the verbal command, subjects had to perform three consecutive and uninterrupted jumps as long as possible with the same limb on a straight line. As for the SHT, the attempt was considered valid if the participants could maintain the balance for at least 5 seconds after the third landing. Subjects performed three THT with 1 minute interval, and the best attempt was used for analysis. All subjects performed a 5 min walk warm-up before the tests. Subjects had a three minutes rest interval between the SHT and THT tests. Jump distance was marked on a measuring tape positioned on the ground, for both SHT and THT.



Figure 3. Illustration of the initial position of the single hop test.

Vertical Jump

A force plate (AMTI, model BP400600-HF-2000; Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA) fixed on ground level was used to evaluate the jump height, jump power and the rate of force development (RFD), with a sampling rate of 1000 Hz.

After the hop tests subjects had a 10 minute rest interval. Following the interval, subjects were placed in front of the plate. Initially, subjects had to step up on the platform and maintain a static unipodal upright position with their hands on the waist (Figure 3). After a verbal command, subjects were instructed to jump vertically as high as possible and land with the same limb. One minute rest interval was used between trials. A total of three trials were performed, and the best jump was used for analysis.

Data from the force plate software were exported to a text file (.txt) and analyzed in a Matlab routine (version 7.13 release 2011b, MathWorks Inc., USA). The velocity curve was obtained by dividing the resultant ground reaction force by the subjects' body mass and

the displacement curve was obtained by integrating the velocity signal. Finally, the displacement curve was integrated, in order to obtain the center of mass displacement at each instant. Thus, the greatest vertical displacement was considered as jump height (measured in cm)(85, 86). The RFD was calculated using the moment-time curve (interval of 0-30ms) from the beginning of the acceleration phase of the jump(86). Jump Power was obtained by multiplying the ground reaction force by velocity at the beginning of the jump(86). Data were low pass filtered with a Butterworth 4th order filter, with a cutoff frequency of 200Hz.

Statistical Analysis

The Statistical Package for the Social Sciences (SPSS version 22.0) was used. Normality assumptions were confirmed by the Kolmogorov-Smirnov test, and data are presented as mean and standard deviation. An independent Student t test was applied to compare the physical characteristics between groups (Table 1). The independent variable was tape condition (KG or CG). Dependent variables were SHT and THT distance (in cm), jump height (in cm), power (W/kg) and RFD (in N/s). The Box's M test was used to verify the equality of covariance matrices. A mixed model 2 X 4 ANOVA was used to verify differences between groups (KG and CG) and within moments (BL, T0, T24 and T48), with syntax according to the multivariate model. The effect size (ES) was calculated using the Cohen's d (87). The magnitude of the effect size was classified as small ($d < 0.20$), medium ($d > 0.50$) or large ($d > 0.8$). Significance was set at 5% ($p < 0.05$).

Results

Comparisons between KG and CG groups demonstrated no significant differences between age, weight, height and body mass index (Table 1, $p>0.1$). Also, there was no significant differences at the baseline, for all dependent variables ($p>0.05$).

Data regarding the distance of the SHT and THT are presented in Table 2. For the SHT, no significance differences or interactions were found between groups ($F=0.10$; $p=0.75$) and moments ($F=0.23$; $p=0.87$). The THT presented neither significant differences between groups ($F=0.97$; $p=0.33$) nor moments ($F=0.38$; $p=0.76$). However, a significant interaction between moments and groups was found ($F=3.02$; $p=0.037$). Small effect sizes were found for all comparisons.

Vertical jump data are presented in Table 2. Jump height presented no significant differences between groups ($F=0.60$; $p=0.44$) and moments ($F=0.75$; $p=0.46$). Small effect sizes were found for all comparisons. Likewise, no significant differences were found on RFD between groups ($F=0.04$; $p=0.83$) and moments ($F=0.48$; $p=0.69$). When compared to baseline measurement, the KG group presented an increase on RFD and a large effect size at T0. However, the CG group only presented a medium effect size at T0 (Table 2). Regarding the jump power, also no interactions were found between groups ($F=0.34$; $p=0.56$) and moments ($F=0.57$; $p=0.63$). An increase in jump power with moderate effect size was found for the CG group at T0. However, after T48 a decrease on power performance and a medium effect size was also found (Table 2). For the KG, small effect sizes were found for all comparisons.

Table 2. Values of the single hop test (SHT), triple hop test (THT), vertical jump height, power and rate of force development (RFD) for the Kinesiotaping (KG) and Control (CG) groups. Data are presented in mean (standard deviation).

SHT (cm)										
Groups	BL	T0	CI 95% _{BLxT0}	ES _{BLxT0}	T24	CI 95% _{T0xT24}	ES _{T0xT24}	T48	CI 95% _{T24xT48}	ES _{T24xT48}
KG	173.63 (22.59)	177.27 (23.87)	[-13.0; 5.7]	0.16	174.66 (22.25)	[-3.7; 8.9]	0.11	175.41 (22.61)	[-8.4; 6.9]	0.03
CG	177.69 (20.07)	177.29 (22.42)	[-10.7; 12.7]	0.02	180.30 (21.22)	[-14.7; 7.4]	0.13	178.15 (16.96)	[-11.5; 15.8]	0.10
THT (cm)										
KG	491.69 (79.99)	484.75 (80.04)	[-18.2; 32.1]	0.08	481.94 (82.61)	[-16.5; 22.1]	0.03	496.80 (84.23)	[-7.3; 37.0]	0.17
CG	513.73 (74.71)	522.89 (77.19)	[-33.2; 14.0]	0.12	531.71 (67.22)	[-36.6; 19.0]	0.11	518.77 (75.34)	[-19.8; 45.7]	0.19
Jump Height (cm)										
KG	7.0 (1.0)	7.0 (1.0)	[-0.01; 0.02]	0.0	6.0 (1.0)	[-0.00; 0.01]	1.0	7.0 (1.0)	[-0.01; 0.00]	1.0
CG	8.0 (3.0)	8.0 (3.0)	[-0.02; 0.02]	0.0	8.0 (2.0)	[-0.01; 0.01]	0.0	7.0 (2.0)	[-0.01; 0.02]	0.5
RFD (N/s)										
KG	3.47 (1.05)	4.84 (1.18)	[-5.3; 2.5]	1.3	4.69 (1.35)	[-2.7; 3.0]	0.1	4.38 (1.55)	[-2.4; 3.0]	0.2
CG	4.36 (1.25)	5.11 (1.41)	[-6.5; 5.0]	0.6	4.62 (1.62)	[-3.8; 4.8]	0.3	4.71 (1.86)	[-4.2; 4.0]	0.05
Jump Power (W/kg)										
KG	615.6 (169.3)	615.5 (128.6)	[-108.4; 108.5]	-0.00	610.4 (142.6)	[-90.7; 100.9]	-0.03	609.1 (126.7)	[-38.0; 40.5]	-0.00
CG	626.5 (76.4)	664.1 (88.8)	[-135.4; 60.4]	0.49	662.7 (66.7)	[-73.1; 75.9]	-0.01	627.7 (99.3)	[-90.9; 160.9]	-0.52

ES: Effect size

BL: Baseline; T0: Immediate post-tape application; T24: 24h post-tape application; T48: 48h post-tape application.

Discussion

This study evaluated the influence of KT applied to the rectus femoris muscle on lower-body functional and proprioceptive performance. The general findings demonstrated that the use of KT does not have a beneficial effect on functional performance of healthy and physically active individuals immediately and after 48 hours post-tape application.

Regarding single and triple hop tests, the present study demonstrated no significant KT effects between groups or within moments. Recent studies found similar results on hop tests performance (81, 83). Lins et al. (81) performed a randomized trial in which they compared the acute (immediate) application of three taping conditions. The KT applied over the vastus medialis and rectus femoris for quadriceps activation was compared with a group using tape without elastic properties, and a group without taping. The results demonstrated no effects from the KT and no significant differences between groups. Also, the study of Vercelli et al. (83) evaluated the acute application of KT on subjects of both genders, divided into three groups: 1) KT applied for muscle activation; 2) KT applied for muscle inhibition; and 3) a sham application. The KT application method was similar to the present study and was in accordance to Kase et al. (66) recommendations. No significant differences were found between groups, corroborating with the results of the present study immediate post-tape application (T0). However, Aktas et al. (22) found significant effects of the acute application of KT on hop test performance. They evaluated healthy individuals of both genders comparing four conditions: 1) control (no tape), 2) knee brace, 3) KT, and 4) KT plus knee brace. As the present study, all subjects performed a single hop test and a vertical jump. The authors found a significant difference between control and KT application for male subjects, meaning that KT improved the jump distance during the single hop test. Regarding vertical jump performance, the authors did not find any significant effects for all groups.

The increment on hop test performance found in the study of Aktas and colleagues was explained by underlying mechanisms claimed by the KT method and commonly described in the literature involving the method(88). It is hypothesized that the stimuli provided by the KT enhances the proprioception, which can be characterized by mechanical stimuli on muscular and joint peripheral receptors transmitted along afferent pathways of the sensorimotor system, which is crucial for the neuromuscular control and motor performance(89). The facilitatory effects of cutaneous mechanoreceptors promoted by the KT seems to improve neuronal excitability and, consequently, muscle function (76). Another theory affirms that increases in blood circulation may affect the muscle and myofascial function after the tape application(22). However, Halseth et al.(90) demonstrated that KT had no proprioceptive enhancement on joint position sense, in which subjects were not able to reproduce a selected joint position. Our findings also provide evidence that KT has no proprioceptive and performance enhancement from acute or prolonged application, contradicting Aktas and colleagues. It seems that for optimal improvement in sprint, jumping, and strength performance, resistance or plyometric training appears to be more effective (91). For example, a previous study demonstrated significant effects of plyometric training on shoulder position sense, which was explained by peripheral adaptations resulting from repetitive stimulation of the articular mechanoreceptors near the end range of motion of the shoulder during the exercises (92).

To the best of our knowledge, this is one of the few randomized trials that investigated the prolonged (48h) effects of KT on functional performance and the results did not supported the hypotheses that the prolonged use of KT improves performance. In addition, the small effect sizes found for the SHT and THT reinforce the interpretation that prolonged use of KT is not effective. It was expected that the continued use of the KT could increase the afferent stimuli of the mechanoreceptors and, consequently, improve

the proprioceptive response and the functional performance. However, as the functional performance is related to muscle strength(79), our findings may be explained by the fact that KT has no effects on muscle strength (83, 93).

The present study found no significant influences of the KT on vertical jump height, RFD, and power. Nakajima et al. (88) evaluated the effects of the KT with tension and without tension on vertical jump height. Fifty-two subjects (28 men and 24 women) participated and were randomized into 2 groups: 1) KT with tension, and 2) KT without tension. The application focused on gastrocnemius and soleus muscle activation. No significant differences were found in the measurements of vertical jump height. According to Nakajima and Baldrige, one possible explanation for this finding is that the tactile input from the KT was not strong enough to increase muscle power for an adequate vertical jump height. This is in line with Petschnig et al. (79), which found that the height of the vertical jump was attributed to the strength of the knee extensor muscles. Thus, it is possible to assume that KT did not produce increases in knee extensors strength and, consequently, did not influence the jump height. Huang et al. (74) also evaluate the performance of vertical jump in thirty-one healthy individuals (19 men and 12 women). They used a similar application of the Nakajima' study, in which the tape was applied for the activation of the triceps surae, however, the vertical jump was performed with both limbs. They found a significant increase on vertical ground reaction force and EMG activity of the medial gastrocnemius during the jumping task when KT was applied. For jump height, no significant effects were found. The comparisons of our study with Huang and colleagues must be carefully done, considering that in the present study the KT was applied on the rectus femoris, and previous study applied on the triceps surae. Also, a bipodal jump may have influenced differences between studies. Even though, it is interesting to note that the KG presented an increase in RFD with large effect size ($d > 0.8$)

immediately after tape application, corroborating Huang and Colleagues. This was not expected since vertical jump height and power did not present any significant improvement. Probably, the neuronal input of KT is not sufficient to increase hop test performance(81) and muscle strength (93). It is possible to assume that the elastic property of the tape allows free joint motion and could offer a mechanism to increase joint loading and muscle activity(74) and may explain the large effect size found for the RFD in the present study. This is an interesting finding but as the underlying mechanisms are not the scope of this study, this should be investigated in more detail in future research.

It is possible that the effects of the KT application are more evident in different muscle groups and in subjects with musculoskeletal dysfunction. This fact was demonstrated by recent studies (69, 70) which found a reduction in the cervical spine pain immediately and 24h post-tape application and an improvement on shoulder range of motion immediately post-application. Also, Hsu et al. (94) observed a significant improvement of the ascendant trapezius strength, when the KT was compared to a placebo condition in baseball players with shoulder impingement syndrome. Moreover, the absence of performance increments of hop tests and vertical jump in the present study may be explained by the tension applied to the tape (40% of the rest length). This is an important feature with practical implications, considering that tape tension is a key element of the KT method. The guidelines of the method claim that a tension of approximately 25-35% must be applied when the aim is to stimulate a muscle. However, the literature reported a broad range of tension and no standardized application procedures have been used. Differently of the previous studies, the present study adopted an equation in order to minimize the subjectivity around tape tension. Nevertheless, this issue is warranted in future studies.

Our study presented some limitations. First, the absence of an independent control group (without the tape) may have limited the clinical conclusions of the study, even though this may be reduced by the fact that we adopted the baseline condition without the tape. Another limitation may be the use of the KT only in one muscle group in a multi-joint task. Thus, future studies should consider the use of KT with multiple applications (for example, quadriceps femoris and triceps surae).

Conclusion

The present study demonstrated no immediate or prolonged effects of the KT during the performance of hop tests and vertical jump. Likewise, there were no significant differences between taping application with tension when compared to a condition without tension. Therefore, the KT is not recommended when the objective is to improve the functional or proprioceptive performance of physically active healthy individuals.

References

1. Kase K, Wallis J, Kase T, Association KT. Clinical therapeutic applications of the Kinesio taping methods: Kinesio Taping Assoc.; 2003.
2. Williams S, Whatman C, Hume PA, Sheerin K. Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries: a meta-analysis of the evidence for its effectiveness. *Sports Med.* 2012;42(2):153-64. Epub 2011/11/30.
3. Campolo M, Babu J, Dmochowska K, Scariah S, Varughese J. A comparison of two taping techniques (kinesio and mcconnell) and their effect on anterior knee pain during functional activities. *International journal of sports physical therapy.* 2013;8(2):105-10. Epub 2013/04/18.
4. Yoshida A, Kahanov L. The effect of kinesio taping on lower trunk range of motions. *Res Sports Med.* 2007;15(2):103-12. Epub 2007/06/21.
5. Tsai H-J, Hung H-C, Yang J-L, Huang C-S, Tsauo J-Y. Could Kinesio tape replace the bandage in decongestive lymphatic therapy for breast-cancer-related lymphedema? A pilot study. *Supportive care in cancer.* 2009;17(11):1353-60.
6. Almeida Lins CA, Neto FL, de Amorim ABC, de Brito Macedo L, Brasileiro JS. Kinesio Taping® does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or

- lower limb function in healthy subjects: Randomized, blind, controlled, clinical trial. *Manual therapy*. 2013;18(1):41-5.
7. Nakajima MA, Baldrige C. The effect of kinesio® tape on vertical jump and dynamic postural control. *International journal of sports physical therapy*. 2013;8(4):393.
 8. Skirven TM, Osterman AL, Fedorczyk J, Amadio PC. *Rehabilitation of the hand and upper extremity, 2-volume set: expert consult: Elsevier Health Sciences*; 2011.
 9. Firth BL, Dingley P, Davies ER, Lewis JS, Alexander CM. The effect of kinesiotape on function, pain, and motoneuronal excitability in healthy people and people with Achilles tendinopathy. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2010;20(6):416-21.
 10. Zehr PE. Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *European journal of applied physiology*. 2002;86(6):455-68.
 11. Holtermann A, Roeleveld K, Engstrøm M, Sand T. Enhanced H-reflex with resistance training is related to increased rate of force development. *European journal of applied physiology*. 2007;101(3):301-12.
 12. Palmieri RM, Ingersoll CD, Hoffman MA. The Hoffmann reflex: methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. *Journal of Athletic Training*. 2004;39(3):268.
 13. Klimstra M, Zehr EP. A sigmoid function is the best fit for the ascending limb of the Hoffmann reflex recruitment curve. *Experimental brain research*. 2008;186(1):93-105.
 14. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of applied physiology*. 2002;93(4):1318-26.
 15. Huang C-Y, Hsieh T-H, Lu S-C, Su F-C. Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. *Biomed Eng Online*. 2011;10:70.
 16. De Hoyo M, Álvarez-Mesa A, Sañudo B, Carrasco L, Domínguez S. Immediate effect of kinesio taping on muscle response in young elite soccer players. *Journal of sport rehabilitation*. 2013;22(1):53-8.
 17. Vercelli S, Sartorio F, Foti C, Colletto L, Virton D, Ronconi G, et al. Immediate effects of kinesiotaping on quadriceps muscle strength: a single-blind, placebo-controlled crossover trial. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2012;22(4):319-26.
 18. Morris D, Jones D, Ryan H, Ryan C. The clinical effects of Kinesio® Tex taping: A systematic review. *Physiotherapy theory and practice*. 2013;29(4):259-70.
 19. Biciçi S, Karatas N, Baltacı 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.
 20. Wong OM, Cheung RT, Li RC. Isokinetic knee function in healthy subjects with and without Kinesio taping. *Physical Therapy in Sport*. 2012;13(4):255-8.
 21. Słupik A, Dwornik M, Białoszewski D, Zych E. Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja*. 2006;9(6):644-51.
 22. Aktas G, Baltacı G. Does kinesiotaping increase knee muscles strength and functional performance? *Isokinetics and exercise science*. 2011;19(3):149-55.
 23. Purves D, Augustine G, Fitzpatrick D, Hall W, LaMantia A, McNamara J, et al. *Neuroscience*, 2008. De Boeck, Sinauer, Sunderland, Mass.
 24. Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. *Principles of neural science: McGraw-Hill New York*; 2000.
 25. Silverthorn DU. *Fisiologia humana: uma abordagem integrada: Artmed*; 2010.
 26. Houglum PA, Bertoti DB. *Brunnstrom's clinical kinesiology: FA Davis*; 2011.

27. Mezzarane RA, Elias LA, Magalhães FH, Chaud VM, Kohn AF. Experimental and simulated EMG responses in the study of the human spinal cord. *Electrodiagnosis in new frontiers of clinical research Rijeka: InTech*. 2013:57-87.
28. Tucker KJ, Tuncer M, Türker KS. A review of the H-reflex and M-wave in the human triceps surae. *Human movement science*. 2005;24(5):667-88.
29. Mezzarane RA, Klimstra M, Lewis A, Hundza SR, Zehr EP. Interlimb coupling from the arms to legs is differentially specified for populations of motor units comprising the compound H-reflex during “reduced” human locomotion. *Experimental brain research*. 2011;208(2):157-68.
30. Ferris DP, Aagaard P, Simonsen EB, Farley CT, Dyhre-Poulsen P. Soleus H-reflex gain in humans walking and running under simulated reduced gravity. *The Journal of physiology*. 2001;530(1):167-80.
31. Knikou M. The H-reflex as a probe: pathways and pitfalls. *Journal of neuroscience methods*. 2008;171(1):1-12.
32. Piscione J, Grosset J-F, Gamet D, Pérot C. Are H-reflex and M-wave recruitment curve parameters related to aerobic capacity? *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*. 2012;37(5):990-6.
33. Funase K, Imanaka K, Nishihira Y. Excitability of the soleus motoneuron pool revealed by the developmental slope of the H-reflex as reflex gain. *Electromyography and clinical neurophysiology*. 1994;34(8):477-89.
34. Walton C, Kalmar J, Cafarelli E. Caffeine increases spinal excitability in humans. *Muscle & nerve*. 2003;28(3):359-64.
35. Knikou M, Angeli CA, Ferreira CK, Harkema SJ. Soleus H-reflex gain, threshold, and amplitude as function of body posture and load in spinal cord intact and injured subjects. *International Journal of Neuroscience*. 2009;119(11):2056-73.
36. Fu T-C, Wong AM, Pei Y-C, Wu KP, Chou S-W, Lin Y-C. Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes—a pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2008;11(2):198-201.
37. Burke J. Multielectrode recordings of tibial nerve H-reflexes at various triceps surae muscle sites in the right and left legs. *Electromyography and clinical neurophysiology*. 1997;37(5):277-86.
38. Zehr EP, Klimstra M, Dragert K, Barzi Y, Bowden MG, Javan B, et al. Enhancement of arm and leg locomotor coupling with augmented cutaneous feedback from the hand. *Journal of neurophysiology*. 2007;98(3):1810-4.
39. Field A. *Discovering statistics with SPSS*. London: Sage; 2005.
40. Rhea MR. Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2004;18(4):918-20.
41. Sayenko DG, Vette AH, Obata H, Alekhina MI, Akai M, Nakazawa K. Differential effects of plantar cutaneous afferent excitation on soleus stretch and H-reflex. *Muscle & nerve*. 2009;39(6):761-9.
42. Cai C, Au I, An W, Cheung R. Facilitatory and inhibitory effects of Kinesio tape: Fact or fad? *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2015.
43. Miller FG, Wendler D, Swartzman LC. Deception in research on the placebo effect. *PLoS Medicine*. 2005;2(9):853.
44. Poon K, Li S, Roper M, Wong M, Wong O, Cheung R. Kinesiology tape does not facilitate muscle performance: A deceptive controlled trial. *Manual therapy*. 2015;20(1):130-3.

45. Thelen MD, Dauber JA, Stoneman PD. The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2008;38(7):389-95.
46. Chen W-C, Hong W-H, Huang TF, Hsu H-C. Effects of kinesio taping on the timing and ratio of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle for person with patellofemoral pain. *Journal of Biomechanics*. 2007;40:S318.
47. Ridding M, Brouwer B, Miles T, Pitcher J, Thompson P. Changes in muscle responses to stimulation of the motor cortex induced by peripheral nerve stimulation in human subjects. *Experimental brain research*. 2000;131(1):135-43.
48. Corvino RB, Caputo F, Oliveira ACd, Greco CC, Denadai BS. Taxa de desenvolvimento de força em diferentes velocidades de contrações musculares. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2009:428-31.
49. Gollnick PD, Sjödin B, Karlsson J, Jansson E, Saltin B. Human soleus muscle: a comparison of fiber composition and enzyme activities with other leg muscles. *Pflügers Archiv*. 1974;348(3):247-55.
50. de Almeida Lins CA, Neto FL, de Amorim ABC, de Brito Macedo L, Brasileiro JS. Kinesio Taping® does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: Randomized, blind, controlled, clinical trial. *Manual therapy*. 2013;18(1):41-5.
51. Chang H-Y, Wang C-H, Chou K-Y, Cheng S-C. Could forearm Kinesio Taping improve strength, force sense, and pain in baseball pitchers with medial epicondylitis? *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2012;22(4):327-33.
52. Mostert-Wentzel K, Swart JJ, Masenyetse LJ, Sihlali BH, Cilliers R, Clarke L, et al. Effect of kinesio taping on explosive muscle power of gluteus maximus of male athletes: original research. *South african Journal of Sports medicine*. 2012;24(3):75-80.
53. Fratocchi G, Di Mattia F, Rossi R, Mangone M, Santilli V, Paoloni M. Influence of Kinesio Taping applied over biceps brachii on isokinetic elbow peak torque. A placebo controlled study in a population of young healthy subjects. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2013;16(3):245-9.
54. Lumbroso D, Ziv E, Vered E, Kalichman L. The effect of kinesio tape application on hamstring and gastrocnemius muscles in healthy young adults. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2014;18(1):130-8.
55. Zanchet MA, Del Vecchio FB. Efeito da Kinesio Taping sobre força máxima e resistência de força em padelistas. *Fisioterapia em Movimento*. 2013;26(1).
56. Milner-Brown H, Mellenthin M, Miller RG. Quantifying human muscle strength, endurance and fatigue. *Arch Phys Med Rehabil*. 1986;67(8):530-5.
57. Deschenes MR, Giles JA, McCoy RW, Volek JS, Gomez AL, Kraemer WJ. Neural factors account for strength decrements observed after short-term muscle unloading. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*. 2002;282(2):R578-R83.
58. Hagströmer M, Oja P, Sjöström M. The International Physical Activity Questionnaire (IPAQ): a study of concurrent and construct validity. *Public health nutrition*. 2006;9(06):755-62.
59. Arabadzhiev TI, Dimitrov VG, Dimitrova NA, Dimitrov GV. Interpretation of EMG integral or RMS and estimates of "neuromuscular efficiency" can be misleading in fatiguing contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010;20(2):223-32.
60. Komi PV, Commission IM. *Strength and power in sport*: Blackwell scientific publications; 1993.
61. Yeung SS, Yeung EW, Sakunkaruna Y, Mingsoongnern S, Hung WY, Fan YL, et al. Acute Effects of Kinesio Taping on Knee Extensor Peak Torque and Electromyographic

Activity After Exhaustive Isometric Knee Extension in Healthy Young Adults. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. 2014.

62. Moritani T, Oddsson L, Thorstensson A. Phase-dependent preferential activation of the soleus and gastrocnemius muscles during hopping in humans. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1991;1(1):34-40.
63. Williams S, Whatman C, Hume PA, Sheerin K. Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries: a meta-analysis of the evidence for its effectiveness. *Sports Med*. 2012;42(2):153-64.
64. Lim EC, Tay MG. Kinesio taping in musculoskeletal pain and disability that lasts for more than 4 weeks: is it time to peel off the tape and throw it out with the sweat? A systematic review with meta-analysis focused on pain and also methods of tape application. *Br J Sports Med*. 2015;Jan 16:Epub ahead of print.
65. Kalron A, Bar-Sela S. A systematic review of the effectiveness of Kinesio Taping - Fact or fashion. *Eur J Phys Rehab Med*. 2013;49:699-709.
66. Kase K, Wallis J, Kase T. *Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Method: Kinesio Taping Association*; 2003. 198 p.
67. Campolo M, Babu J, Dmochowska K, Scariah S, Varughese J. A comparison of two taping techniques (kinesio and mcconnell) and their effect on anterior knee pain during functional activities. *Int J Sports Phys Ther*. 2013;8(2):105.
68. Asthana D, Nijhawan MA, Kuppaswamy R. Effectiveness of Kinesiotaping in improving pain, lumbar extension range of motion and disability in patients with chronic non specific low back pain. *Int J Physiother Res*. 2013;1(5):293-99.
69. Thelen MD, Dauber JA, Stoneman PD. The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008;38(7):389-95.
70. González-Iglesias J, Fernandez-De-Las-Penas C, Cleland J, Huijbregts P, Gutiérrez-Vega MDR. Short-term effects of cervical kinesio taping on pain and cervical range of motion in patients with acute whiplash injury: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2009;39(7):515-21.
71. Merino-Marban R, Mayorga-Vega D, Fernandez-Rodriguez E. Effect of Kinesio Tape Application on Calf Pain and Ankle Range of Motion in Duathletes. *J Hum Kinet*. 2013;37(1):129-35.
72. Chang HY, Chou KY, Lin JJ, Lin CF, Wang CH. Immediate effect of forearm Kinesio taping on maximal grip strength and force sense in healthy collegiate athletes. *Phys Ther Sport*. 2010;11:122-7.
73. de Hoyo M, Álvarez-Mesa A, Sañudo B, Carrasco L, Domínguez S. Immediate effects of kinesio Taping on muscle response in young elite soccer players. *J Sport Rehab*. 2013;22(1):53-8.
74. Huang C-Y, Hsieh T-H, Lu S-C, Su F-C. Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. *Biomed Eng Online*. 2011;10:70-81.
75. Vithoulka I, Beneka A, Malliou P, Aggelousis N, Karatsolis K, Diamantopoulos K. The effects of Kinesio-Taping® on quadriceps strength during isokinetic exercise in healthy non athlete women. *Isok Exerc Science*. 2010;18(1):1-6.
76. Kim H, Lee B. The effects of Kinesio Tape on isokinetic muscular function of horse racing jockeys. *J Phys Ther Sci*. 2013;25:1273-7.
77. Parreira PCS, Costa LCM, L.C.H. J, Lopes AD, Costa LOP. Current evidence does not support the use of Kinesio Taping in clinical practice: a systematic review. *J Physioter*. 2014;60:31-9.

78. Noyes FR, Barber SD, Mangine RE. Abnormal lower limb symmetry determined by function hop tests after anterior cruciate ligament rupture. *Am J Sports Med.* 1991;19(5):513-8.
79. Petschnig R, Baron R, Albrecht M. The relationship between isokinetic quadriceps strength test and hop tests for distance and one-legged vertical jump test following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;28(1):23-31.
80. Lees A, Vanrenterghem J, De Clercq D. The maximal and submaximal vertical jump: implications for strength and conditioning. *J Strength Cond Res.* 2004;18(4):787-91.
81. Lins CA, Neto FL, Amorim AB, Macedo LB, Brasileiro JS. Kinesio Taping® does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: randomized, blind, controlled, clinical trial. *Man Ther.* 2013;18(1):41-5.
82. Biciçi S, Karatas N, Baltacı G. Effect of athletic taping and kinesiotaping® on measurements of functional performance in basketball players with chronic inversion ankle sprains. *Int J Sports Phys Ther.* 2012;7(2):154.
83. Vercelli S, Sartorio F, Foti C, Colletto L, Virton D, Ronconi G, et al. Immediate effects of kinesiotaping on quadriceps muscle strength: a single-blind, placebo-controlled crossover trial. *Clin J Sport Med.* 2012;22(4):319-26.
84. Schulz KF, Altman DG, Moher D. CONSORT 2010 Statement: updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *BMC Medicine.* 2010;8:18.
85. Ugrinowitsch C, Tricoli V, Rodacki AL, Batista M, Ricard MD. Influence of training background on jumping height. *J Strength Cond Res.* 2007;21(3):848-52.
86. Dal Pupo J, Detanico D, Santos SG. Kinetic parameters as determinants of vertical jump performance. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum.* 2012;14(1):41-51.
87. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences.* Hillsdale, New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates.; 1988.
88. Nakajima MA, Baldrige C. The effect of kinesio® tape on vertical jump and dynamic postural control. *Int J Sports Phys Ther.* 2013;8(4):393.
89. Mandelbaum BR, Silvers HJ, Watanabe DS, Knarr JF, Thomas SD, Griffin LY, et al. Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *Am J Sports Med.* 2005;33(7):1003-10.
90. Halseth T, McChesney JW, DeBeliso M, Vaughn R, Lien J. The effect of Kinesio taping on proprioception at the ankle. *J Sports Sci Med.* 2004;3:1-7.
91. Zech A, Hübscher M, Vogt L, Banzer W, Hänsel F, Pfeifer K. Balance training for neuromuscular control and performance enhancement: A systematic review. *J Athl Train.* 2010;45(4):392-403.
92. Swanik KA, Lephart SM, Swanik CB, Lephart SP, Stone DA, Fu FH. The effects of shoulder plyometric training on proprioception and selected muscle performance characteristics. *J Shoulder Elbow Surg.* 2002;11:579-86.
93. Fu TC, Wong AM, Pei YC, Wu KP, Chou SW, Lin YC. Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes-a pilot study. *J Sci Med Sport.* 2008;11(2):198-201.
94. Hsu Y-H, Chen W-Y, Lin H-C, Wang WT, Shih Y-F. The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *J Electromyog Kinesiol.* 2009;19(6):1092-9.

ANEXO I - Comitê de Ética



FACULDADE DE CIÊNCIAS DA
SAÚDE DA UNIVERSIDADE DE
BRASÍLIA - CEP/FS-UNB

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Investigação das respostas mecânicas, eletrofisiológicas e funcionais advindas da Kinesiotaping

Pesquisador: Rodrigo Luiz Carregaro **Área Temática:**

Versão: 2

CAAE: 31879014.4.0000.0030

Instituição Proponente: Faculdade de Educação Física - UnB **Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 714.462 **Data da Relatoria:** 09/07/2014

Apresentação do Projeto:

Introdução: A Kinesiotaping (KT) é uma técnica que se baseia no conceito de que os músculos podem ser estimulados pelo contato com uma fita elástica adesiva acoplada à pele. Apesar do uso crescente de KT na prática clínica e desportiva, as evidências que envolvem a sua utilização ainda são fracas ou moderadas. Tal aspecto demonstra a importância e necessidade de novas pesquisas na área. **Objetivo:** O objetivo geral do presente projeto será investigar as respostas eletrofisiológicas, mecânicas e funcionais advindas do uso da Kinesiotaping em indivíduos saudáveis e fisicamente ativos. **Materiais e Métodos:** O projeto será caracterizado por duas etapas, as quais serão voltadas para a compreensão das respostas da Kinesiotaping no âmbito mecânico-tensional, eletrofisiológico e funcional. A primeira etapa será caracterizada por um ensaio mecânico para avaliar as respostas mecânicas da fita, e determinar a sua curva elástica e tensional. Essa etapa será baseada em análise laboratorial com equipamento

composto por célula de carga destinada a ensaio mecânico de tração. A segunda etapa será caracterizada por estudo transversal no qual serão realizadas medidas eletromiográficas e eletrofisiológicas do músculo soleus de indivíduos saudáveis e fisicamente ativos, submetidos à colocação da Kinesiotaping de ativação, fita placebo e condição controle (sem fita). O intuito será determinar o grau de excitabilidade neural da via do reflexo de estiramento. Análise dos dados:

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte CEP: 70.910.900
UF: DF Município: BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1947 Fax: (61)3307-3799 E-mail: cefs@unb.br



FAÇULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA - CEP/FS-UNB

Continuação do Parecer: 714.462

Será aplicado o teste Shapiro-Wilk para verificar a normalidade dos dados. Se for constatada a normalidade, serão aplicados testes paramétricos para se verificar diferenças nas variáveis dependentes, considerando-se os focos de cada etapa do projeto: 1) tensão elástica da fita; 2) comparar as relações do reflexo H e onda M sob a aplicação da KT. Benefícios da pesquisa: Os resultados do projeto estarão relacionados com a compreensão das respostas mecânicas e tensionais da fita elástica, que poderá proporcionar melhor confiabilidade na seleção de tensões adequadas aos princípios de utilização da Kinesiotaping. Além disso, a análise das respostas eletrofisiológicas fornecerá importantes achados referentes aos mecanismos da ativação muscular advindos da fita elástica, fato que ainda não foi investigado na literatura. Assim, os achados do projeto poderão embasar cientificamente o uso da Kinesiotaping enquanto importante complemento terapêutico em atividades desportivas e processo de reabilitação, com o intuito de potencializar os efeitos da intervenção fisioterapêutica e do desempenho esportivo.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo geral do presente projeto será investigar as respostas eletrofisiológicas, mecânicas e funcionais advindas do uso da Kinesiotaping em indivíduos sadios e fisicamente ativos. Os objetivos específicos serão:

Determinar a tensão elástica máxima da fita;

Comparar a tensão elástica em diferentes níveis de estiramento da fita (25%; 35%; 50%; 75% e 100%), comumente utilizados na aplicação da técnica;

Comparar a tensão elástica em 100% de estiramento da fita gerada pelo equipamento com a tensão gerada por um terapeuta treinado e habilitado na técnica.

Obter a relação do reflexo H do músculo soleus durante a aplicação da Kinesiotaping em indivíduos sadios e fisicamente ativos para determinar o grau de excitabilidade neural da via do reflexo de estiramento.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

O método apresentado não traz qualquer risco físico, social, psíquico ou emocional aos participantes. Entretanto, caso os participantes sintam algum desconforto ou mal-estar, o experimento será imediatamente interrompido. Os procedimentos serão não-invasivos, integrando basicamente colocação dos eletrodos da eletromiografia de superfície, os quais vêm sendo desenvolvidos há anos mundialmente. Além disso, haverá o

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte CEP: 70.910.900
UF: DF Município: BRASILIA
Telefone: (61)3107-1947 Fax: (61)3307-3799 E-mail: cepfs@unb.br



FACULDADE DE CIÊNCIAS DA
SAÚDE DA UNIVERSIDADE DE
BRASÍLIA - CEP/FS-UNB

Continuação do Parecer: 714.462

acoplamento de fitas elásticas adesivas que apresentam gel adesivo hipoalergênico.

Benefícios:

Os resultados do presente projeto estarão relacionados com a compreensão das respostas mecânicas e tensionais da fita elástica, o que poderá proporcionar melhor confiabilidade na seleção de tensões adequadas aos princípios de utilização da Kinesiotaping. Além disso, a análise das respostas eletrofisiológicas fornecerão importantes achados referentes aos mecanismos de ativação muscular advindos da fita elástica, fato que ainda não foi investigado na literatura. De modo geral, os achados do projeto poderão embasar cientificamente o uso da Kinesiotaping enquanto importante complemento terapêutico em atividades desportivas e processo de reabilitação, com o intuito de potencializar os efeitos da intervenção fisioterapêutica e do desempenho esportivo.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de um projeto de mestrado e iniciação científica. O projeto será desenvolvido na Faculdade de Educação Física da UnB com participação de 40 pessoas do sexo masculino com idade entre 18 e 35 anos, fisicamente ativos.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O projeto apresenta os seguintes documentos: Projeto de pesquisa; Folha de rosto; Curriculum dos pesquisadores; Termo de concordância do Diretor da FEF/UnB; Termo de responsabilidade e compromisso do pesquisador; Carta de encaminhamento do projeto ao CEP; TCLE; Folha de rosto; Carta resposta em relação as pendências mencionadas da relatoria; carta de encaminhamento.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Todas as pendências mencionadas anteriormente pela relatoria foram esclarecidas e contempladas. As modificações no TCLE foram atendidas e encontram-se de acordo com a Resolução CNS 466/2012.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte CEP: 70.910.900
UF: DF Município: BRASILIA
Telefone: (61)3107-1947 Fax: (61)3307-3799 E-mail: cepts@unb.br



FAÇULDADE DE CIÊNCIAS DA
SAÚDE DA UNIVERSIDADE DE
BRASÍLIA - CEP/FS-UNB

Continuação do Parecer: 714.462

Considerações Finais a critério do CEP:

BRASILIA, 10 de Julho de 2014

Assinado por:
Marie Togashi
(Coordenador)

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte CEP: 70.910.900
UF: DF Município: BRASILIA
Telefone: (61)3107-1947 Fax: (61)3307-3799 E-mail: cefs@unb.br

ANEXO II - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE

O (a) Senhor(a) está sendo convidado(a) a participar do projeto: “Investigação das respostas mecânicas, eletrofisiológicas e funcionais advindas da Kinesiotaping”, que será realizada na Faculdade de Educação Física da UnB.

O objetivo desta pesquisa será de investigar as respostas eletrofisiológicas, mecânicas e funcionais advindas do uso da *Kinesiotaping* em indivíduos sadios e fisicamente ativos.

O(a) senhor(a) receberá todos os esclarecimentos necessários antes e no decorrer da pesquisa e lhe asseguramos que seu nome não aparecerá sendo mantido o mais rigoroso sigilo através da omissão total de quaisquer informações que permitam identificá-lo(a).

Você participará por meio de uma entrevista e uma avaliação inicial, na qual será verificada a presença de assimetrias posturais e condição de saúde físico-funcional. Após essa avaliação, você será instruído verbalmente sobre todos os procedimentos do estudo e convidado a participar. O projeto será caracterizado pela compreensão das respostas da Kinesiotaping no âmbito eletrofisiológico e funcional. Nós realizaremos medidas eletromiográfica e eletrofisiológicas (que representam o estudo da ativação e resposta neural de músculos do seu corpo) do músculo soleus, de indivíduos sadios e fisicamente ativos e submetidos à colocação da Kinesiotaping. O intuito será determinar o grau de excitabilidade neural da via do reflexo de estiramento. A duração total de cada sessão será de aproximadamente 30 minutos a 1 hora. Sempre que tiver dúvidas, nós o instruiremos acerca dos requisitos (estabilização, posicionamento, cooperação, etc).

Ressalta-se que todos os equipamentos de medida utilizados são protegidos contra descarga elétrica, não havendo riscos desta natureza. Após a calibragem dos equipamentos, você deverá realizar os movimentos requeridos pelo protocolo de exercício do joelho, sendo que os resultados poderão ser visualizados em uma tela de computador à sua frente.

A possibilidade de ocorrência de problemas ou danos físicos é desprezível. No entanto, se você se sentir cansado ou desconfortável, o teste será interrompido imediatamente. Informamos também que o(a) Senhor(a) pode se recusar a responder (ou participar de qualquer procedimento) qualquer questão que lhe traga constrangimento, podendo desistir de participar da pesquisa em qualquer momento sem nenhum prejuízo para o(a) senhor(a). Sua participação é voluntária, isto é, não há pagamento por sua colaboração. No entanto, eventuais gastos relativos à participação, como transporte, por exemplo, serão custeadas pelo pesquisador. Ressalta-se também a garantia de indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa, quando aplicável.

Os benefícios do presente projeto estão relacionados a compreensão das respostas eletrofisiológicas advindas do uso da Kinesiotaping, que fornecerá importantes achados referentes aos mecanismos da ativação muscular advindos da fita elástica, fato que ainda não foi investigado na literatura. Assim, os achados do projeto poderão embasar cientificamente o uso da Kinesiotaping enquanto importante complemento terapêutico em atividades desportivas e processo de reabilitação, com o intuito de potencializar os efeitos da intervenção fisioterapêutica e do desempenho esportivo. Ainda, os resultados deste trabalho serão possivelmente publicados em uma revista científica. No entanto, ressaltamos que sua identidade será mantida em sigilo, e os dados serão guardados apenas pelo pesquisador responsável pelo projeto.

Se o(a) Senhor(a) tiver qualquer dúvida em relação à pesquisa, por favor telefone para: Dr. Rodrigo Carregaro, no telefone: 3107-8416 / 8119-7910, em horário comercial (das 08:00 as 12:00h e das 14:00 às 17:00h).

Este projeto foi Aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília. Dentre suas atribuições, o CEP visa desempenhar papel consultivo e educativo, fomentando a reflexão em torno da ética na ciência, além de revisar todos os protocolos de pesquisa com a responsabilidade pelas decisões sobre a ética da pesquisa a ser desenvolvida na instituição. As dúvidas com relação à assinatura do TCLE ou os direitos do sujeito da pesquisa podem ser obtidos através do telefone: (61) 3107-1947, horário de funcionamento: das 08:00 as 12:00h e das 14:00 às 17:00h e e-mail para contato: cepfsunb@gmail.com / <http://fs.unb.br/cep>.

Este documento foi elaborado em duas vias, uma ficará com o pesquisador responsável e a outra com o sujeito da pesquisa. Após a leitura, o pesquisador e você deverão rubricar a primeira página e assinar a última página.

Nome / assinatura

Pesquisador Responsável
Nome e assinatura

Brasília, ____ de _____ de _____

ANEXO III - FICHA DE AVALIAÇÃO**FICHA DE AVALIAÇÃO**

Data: ____/____/____

Avaliador: _____ ID: _____

1. IDENTIFICAÇÃO DO VOLUNTÁRIO

1.1. Nome:

1.2. Nascimento: ____/____/____ 1.3. Idade: _____ 1.4. Sexo: () F () M

1.5. Dominância: D() E()

1.6. Massa (kg): _____ 1.7. Altura: _____ 1.8. IMC: _____

2. ANAMNESE

2.1. Histórico do voluntário:

2.2. Histórico de trauma (últimos 6 meses): () Não () Sim.

Qual? _____

2.3. Fratura (últimos 6 meses): () Não () Sim

2.4. Lombalgia (últimos 6 meses): () Não () Sim

2.5. Antecedentes cirúrgicos:

2.6. Doenças cardiopulmonares: () Não () Sim.

Qual? _____

3. HÁBITOS DE VIDA

3.1() Tabagismo

Frequência: _____

3.2() Etilismo Frequência:

3.3 Atividade física:

3.3.1 Frequência da atividade física:

3.3.2 Tipo de atividade praticada:

3.3.3 Duração da atividade:

—

3.4 Já fez exercício resistido (musculação)? Não () Sim ()

4. COMPLEMENTO/SUPLEMENTOS EM USO

ANEXO IV - IPAQ

QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA -VERSÃO CURTA -

Nome: _____

Data: ____ / ____ / ____ Idade : _____ Sexo: F () M ()

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação à pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física na **ÚLTIMA** semana. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são **MUITO** importantes. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação !

Para responder as questões lembre que:

- > atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal
- > atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza **por pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez.

1a Em quantos dias da última semana você **CAMINHOU** por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

dias _____ por **SEMANA** () Nenhum

1b Nos dias em que você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou caminhando **por dia?**

horas: _____ Minutos: _____

2a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)

dias _____ por **SEMANA** () Nenhum

2b. Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia?**

horas: _____ Minutos: _____

3a Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

dias _____ por **SEMANA** () Nenhum

3b Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia?**

horas: _____ Minutos: _____

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentando durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

4a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana?**

_____ horas _____ minutos

4b. Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um **dia de final de semana?**

_____ horas _____ minutos

ANEXO V - Rotina para cálculo dos parâmetros do reflexo H

```

%*****
%
%rec_curv_viking.m
%
%Rotina utilizada para ajuste sigmoideal da curva de recrutamento do
reflexo
%H e da onda M a partir dos sinais eletromiográficos não calibrados
%originados do sistema Nicolet/Viking.
%
%Autor: Prof. Rinaldo André Mezzarane (FEF - UnB) (06/2015)
%
%Códigos acessórios: funcao.m funcaoh.m
%
%*****

closeall;clear;clc

dados=input('Digite o nome do arquivo com os valores de amplitude (sem
o '.txt'): ','s');
eval(['load ',dados, '.txt']);
eval(['z=',dados, ';' ]);

curr=z(:,3);
M=z(:,1);
H=z(:,2);

curr_n=(curr/max(curr))*100;
[a,b]=sort(curr_n);

MH=[M;H];

MM=max(M);
Hn=(H/MM)*100;
Mn=(M/MM)*100;

figure
plot(curr(b),M(b),'.k-')
holdon
rh=Hn(b);
plot(curr(b),H(b),'.o-')
eval(['title('Respostas Sem normalizar : ',dados, ''')'])
ylabel ('Amplitude (mV)')
xlabel ('Intensidade de Corrente (mA)')
boxoff
gridon
nn=input('Digite o 'n' para cálculo da média do Hmax: ');
close

%Regressão linear de M
rm=Mn(b);

```

```

ppm=polyfit(a,rm,1);

%slope
betam=ppm(1);
%Para manter em torno de zero:
[min1,ind1]=min(abs((rm-50)));
cur=a-round(a(ind1));

%Regressão não-linear (ajuste sigmoidal)
alfa=100;
savealfa.txtalfa-ascii-double
[bm,Rm,Jm,Covm,MSEm]=nlinfit(cur,rm,'funcao',betam);
curp=-50:100;
wm=(alfa./(1+exp((bm)*(curp))));
figure
plot(curp,wm,'r.-')
holdon
plot(cur,rm,'o')
title('M-wave')
axis([-50 50 0 100])
set(gcf,'Position',[745 185 560 420])

%=====
====
%Redefinindo os valores normalizados originais (aqueles antes do
ajuste
%sigmoidal)
curpn=curp+round(a(ind1));
%=====
====

figure
rh=Hn(b);
plot(a,rh,'o-')
[xxh,yyh]=ginput(2);
set(gcf,'Position',[745 185 560 420])
close
%Normalização do H pelo Hmax e da corrente pela corrente máxima para o
H.
ffh=find(a<xxh(2)&a>xxh(1));
aa=a(ffh);aa=aa(:);
Hf=rh(ffh);Hf=Hf(:);
ah=(aa/max(aa))*(100);
Hfs=sort(Hf);
alfah=mean(Hfs(end-(nn-1):end));
rhn=Hf;
savealfa_final.txtalfah-ascii-double
%Subtrai-se 75 para fazer normalização por 50% da corrente de Mmax (ou
%seja, recua-se 50% do ponto médio).
ahn=ah-75;

pph=polyfit(ahn,rhn,1);
xph=0:100;
yph=(pph(1)*xph)+pph(2);

betah=pph(1);

```

```

[bh,Rh,Jh,Covh,MSEh]=nlinfit(ahn,rhn,'funcaoh',betah);
wh=alfah./(1+exp(bh*(curp)));

figure
plot(curp,wh,'r.-')
hold on
plot(ahn,Hf,'o-')
title('H-reflex')

#####
#####
%Encontrando corrente associada a 50% do MMax.
%Regressão da porção linear da sigmóide
w_m=diff(wm);
ind_maxm=find(w_m==max(w_m));
ind_linem=[(ind_maxm-5):(ind_maxm+5)];

%regressão não-linear para corrente em associada à amplitude de
50%Mmax:
pmn=polyfit(curpn(ind_linem),wm(ind_linem),1);
xmn=0:100;
ymn=(pmn(1)*xmn)+pmn(2);
th_mn=(pmn(2)/pmn(1))*-1;
wmn=alfah./(1+exp(bm*(th_mn)));
ffm=find(ymn>alfah);
cur_at_100m=xmn(ffm(1));%current @ 100%Hmax
% fat_cur=100-cur_at_100m;
cur_at_50m=curpn(ind_maxm(end));%current @ 50%Mmax
fat_cur=(100-cur_at_50m);
#####
#####

%=====
=====
%Redefinindo os valores normalizados originais (aqueles antes do
ajuste
%sigmoidal)
cpb=(((curp+75)/100)*max(aa));
%=====
=====

%Regressão da porção linear da sigmóide
w_h=diff(wh);
ind_maxh=find(w_h==max(w_h));
ind_lineh=[(ind_maxh-5):(ind_maxh+5)];

%*****
*****
%regressão para corrente em torno de zero para achar a amplitude do
Hth:
phn=polyfit(curp(ind_lineh),wh(ind_lineh),1);
xhn=0:100;
xhn=xhn+fat_cur;%somando o fator de Mmax
yhn=(phn(1)*xhn)+phn(2);
th_hn=(phn(2)/phn(1))*-1;
whn=alfah./(1+exp(bh*(th_hn)));
%*****
*****

```

```

ph=polyfit(cpb(ind_lineh),wh(ind_lineh),1);
xh=0:100;
yh=(ph(1)*xh)+ph(2);
th_h=(ph(2)/ph(1))*-1;

cur_at_50=cpb(find(curp==0));%current @ 50%Hmax
ff=find(yh>alfah);
cur_at_100=xh(ff(1));%current @ 100%Hmax

#####
####
%Somando o fator de Mmax
curpn=curpn+fat_cur;
a=a+fat_cur;
cur_at_50=cur_at_50+fat_cur;
cur_at_100=cur_at_100+fat_cur;
th_h=th_h+fat_cur;
xh=xh+fat_cur;
cpb=cpb+fat_cur;
xxh=xxh+fat_cur;
xmn=xmn+fat_cur;
#####
####

figure
plot(curpn,wm,'g.-')
holdon
zoomon
plot(a,rm,'*r')
plot(a,rh,'o')
plot(cpb,wh,'m.-')
axis([20 180 0 100])
plot(xh,yh,'k-.')
plot(xmn,ymn,'g-.')
plot(th_h,whn,'-d','MarkerSize',10,'markerfacecolor',[1 1 0]);%plota
current @ th e Hth
plot([th_h th_h],[0 whn],'-k');
plot(th_h,0,'o','MarkerSize',8,'markerfacecolor',[1 1 0]);
plot(cur_at_50,alfah/2,'-d','MarkerSize',10,'markerfacecolor',[0 0
0]);%plota current @ 50%Hmax e Hmax/2
plot([cur_at_50 cur_at_50],[0 alfah/2],'-k');
plot(cur_at_50,0,'o','MarkerSize',8,'markerfacecolor',[0 0 0]);
plot(cur_at_100,alfah,'-d','MarkerSize',10,'markerfacecolor',[0 0
1]);%plota current @ 100%Hmax e Hmax
plot([cur_at_100 cur_at_100],[0 alfah],'-k');
plot(cur_at_100,0,'o','MarkerSize',8,'markerfacecolor',[0 0 1]);
eval(['title('Respostas Normalizadas : ',dados,'')'])
ylabel ('Amplitude (% Mmax)')
xlabel ('Intensidade de Corrente Normalizada (% Máximo)')
boxoff;grid on
eval(['print ',dados,'_cr_ajuste.tif -dtiff'])

%-----
----
%-----
----
%outputs

```

```

clc
disp('H-max (%Mmax)')
disp(alfah)

disp('H@50% (%Mmax)')
disp(alfah/2)

disp('H@th (%Mmax)')
disp(whn)

disp('inclinação da reta (H):')
disp(ph(1))

disp('Limiar do reflexo H (%current @ threshold):')
disp(th_h)

disp('corrente para 50% Hmax (%current @ 50%Hmax):')
disp(cur_at_50)

disp('corrente para 100% Hmax (%current @ 100%Hmax):')
disp(cur_at_100)

disp('inclinação da reta (M):')
disp(pmn(1))

disp('M@th (%Mmax)')
disp(th_mn)
%-----
----
%-----
----

%pontos dos "cliques"; H no limiar; H à 50%; Hmax; inclinação H;
corrente
%no limiar; corrente @50; corrente @100; inclinação M; M no limiar;
Mmax
%(mV).
slth=[xxh' whn alfah/2 alfah ph(1) th_h cur_at_50 cur_at_100 pmn(1)
wmn MM];
eval(['save ',dados,'_outputs.txt slth -ascii -double'])

figure
rm=Mn(b);
plot(a,rm,'*r-')
holdon
rh=Hn(b);
plot(a,rh,'o-')
plot([xxh(1) xxh(1)],[0 100],'-m','linewidth',[2])
plot([xxh(2) xxh(2)],[0 100],'-m','linewidth',[2])
eval(['title('Respostas Normalizadas : ',dados,'')'])
ylabel ('Amplitude (% Mmax)')
xlabel ('Intensidade de Corrente Normalizada (% c50%Mmax)')
boxoff
gridon
axis([20 180 0 100])
eval(['print ',dados,'_cr.tif -dtiff'])

```

```

sinais_curvas=[cpb;wh;curpn;wm];
sinais_originais=[a;rh;rm;curr(b);H(b);M(b)];
sinais_reta=[xh;yh;xmn;ymn];

eval(['save ',dados,'_sinais_curvas.txt sinais_curvas -ascii -
double'])
eval(['save ',dados,'_sinais_originais.txt sinais_originais -ascii -
double'])
eval(['save ',dados,'_sinais_reta.txt sinais_reta -ascii -double'])

figure
plot(curr(b),H(b),'o')
holdon
plot(curr(b),M(b),'*r')
axis([0 max(curr) 0 max(M)])
xlabel ('Intensidade de Estímulo (mA)')
ylabel ('Amplitude (mV)')
boxoff
eval(['print ',dados,'_raw_data.tif -dtiff'])

zz=input('Já existem os dados controle (s ou n)? ','s');
if zz=='s'
dados_contr=input('Digite o nome/condição do sujeito: ','s');
eval(['load ',dados_contr,'_sinais_curvas.txt;'])
eval(['load ',dados_contr,'_sinais_reta.txt;'])
eval(['load ',dados_contr,'_outputs.txt;'])
eval(['x=',dados_contr,'_sinais_reta;'])
eval(['y=',dados_contr,'_sinais_curvas;'])
eval(['w=',dados_contr,'_outputs;'])

figure
plot(y(1,:),y(2:),'b.-')
holdon
plot(y(3,:),y(4:),'c.-')
plot(cpb,wh,'r.-')
plot(curpn,wm,'m.-')
plot(x(1,:),x(2:),'-.')
plot(xh,yh,'r-.')

%H no limiar (H @th):
th_abs=abs(cpb-w(7));
[y_th x_th]=min(th_abs);
H_at_th=wh(x_th);

%H para corrente em 50%Hmax (H @50):
fift_abs=abs(cpb-w(8));
[y_50 x_50]=min(fift_abs);
H_at_50=wh(x_50);

%H para corrente em 100%Hmax (H @100):
hundr_abs=abs(cpb-w(9));
[y_100 x_100]=min(hundr_abs);
H_at_100=wh(x_100);

plot([w(7) w(7)], [0 H_at_th], 'k-.')
plot([w(8) w(8)], [0 H_at_50], 'k-.')
plot([w(9) w(9)], [0 H_at_100], 'k-.')

```

```
plot(w(7),H_at_th,'kd','MarkerSize',10,'markerfacecolor',[0 0 0])
plot(w(8),H_at_50,'kd','MarkerSize',10,'markerfacecolor',[0 0 1])
plot(w(9),H_at_100,'kd','MarkerSize',10,'markerfacecolor',[0 1 1])
legend('H pre','M pre','H pós','M pós')
axis([20 180 -5 100])
boxoff
eval(['print res_final_',dados(1:end-4),'.tif -dtiff'])

%Valores de H para corrente limiar do controle, H para corrente que
%produziu 50% de H no controle, e H para corrente que produziu 100% de
%H (Hmax) no controle:
todos_pos=[H_at_th H_at_50 H_at_100];
eval(['save ',dados(1:end-4),'_outputs_finais.txt todos_pos -ascii -
double'])
end
```

ANEXO VI- Rotina para cálculo da TDF

```

clearall
closeall
clc

fs = 100;
[nome_arquivo, caminho] = uigetfile('*.txt','sinal'); %Seleciona o
arquivo
sinal = load ([caminho,nome_arquivo]);

forca = sinal(:,2);

tdf_100 = tdf_igor(forca, fs);
title('FORCA COM 100 Hz');

%Calcula a TDF e a área sob a curva de força nos intervalos de 50 e
100 ms para 2 contrações isométricas
%sintaxe: y = tdf(sinal_torque, fs);
function y = tdf_igor(sinal_torque, fs);

%Plota para conferência e estabelece o baseline para o cálculo da TDF
plot(sinal_torque, 'r');
holdon;
title('Digite o baseline da contração');
[base_x1, base_y1] = ginput(1); base_x1 = round(base_x1);
base_y1 = sinal_torque(base_x1);
pico_y1 = max(sinal_torque);
pico_x1 = find(sinal_torque == pico_y1);
plot(pico_x1, pico_y1, 'k. ');
base_final = base_y1 + 7.5;
inicio_y1 = closest(sinal_torque(base_x1 : pico_x1), base_final);
inicio_x1 = find(sinal_torque == inicio_y1);
plot(inicio_x1, inicio_y1, 'b. ');

%Identifica os pontos de 30, 50, 100 e 200 ms
ponto_x1_30 = inicio_x1 + fs*0.03;
ponto_y1_30 = sinal_torque(ponto_x1_30);
plot(ponto_x1_30, ponto_y1_30, '.y');

ponto_x1_50 = inicio_x1 + fs*0.05;
ponto_y1_50 = sinal_torque(ponto_x1_50);
plot(ponto_x1_50, ponto_y1_50, '.g');

ponto_x1_100 = inicio_x1 + fs*0.1;
ponto_y1_100 = sinal_torque(ponto_x1_100);
plot(ponto_x1_100, ponto_y1_100, 'm. ');

ponto_x1_200 = inicio_x1 + fs*0.2;
ponto_y1_200 = sinal_torque(ponto_x1_200);
plot(ponto_x1_200, ponto_y1_200, 'k. ');

%Calcula a taxa de desenvolvimento de força em cada intervalo de

```

```
%tempo. A unidade de medida apresentada no resultado é N.m/s
tdf_30_rep1 = (ponto_y1_30 - inicio_y1) / ((ponto_x1_30 -
inicio_x1)/fs);
tdf_50_rep1 = (ponto_y1_50 - inicio_y1) / ((ponto_x1_50 -
inicio_x1)/fs);
tdf_100_rep1 = (ponto_y1_100 - inicio_y1) / ((ponto_x1_100 -
inicio_x1)/fs);
tdf_200_rep1 = (ponto_y1_200 - inicio_y1) / ((ponto_x1_200 -
inicio_x1)/fs);

pico_torque = pico_y1
tdf_30 = tdf_30_rep1
tdf_50 = tdf_50_rep1
tdf_100 = tdf_100_rep1
tdf_200 = tdf_200_rep1

y = [pico_y1 tdf_30 tdf_50 tdf_100 tdf_200];
```