

---

## EFEITO DA BANDAGEM NEUROMUSCULAR EM ATLETAS DE FUTEBOL DURANTE A SIMULAÇÃO ENTORSE DE TORNOZELO POR INVERSÃO: UMA ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA

**Rafael de Almeida Barreto**

Graduando em Fisioterapia/ISECENSA  
rafael3arreto@hotmail.com

**Rodrigo Campos de Souza Azevedo**

Graduando em Fisioterapia/ISECENSA  
digo\_csa@hotmail.com

**Felipe Sampaio Jorge**

Mestre em Engenharia Biomédica/UNIVAP  
felipesjorge@gmail.com

**Sileno Martinho da Silva Ribeiro Júnior**

Mestre em Ciências da Motricidade Humana/UCB/RJ  
silenojunior@hotmail.com

### RESUMO

As entorses de tornozelo estão entre as lesões mais comuns do sistema musculoesquelético, que mais acometem atletas durante as atividades físicas. Por esse motivo, faz-se importante a utilização de órteses e braces como um método preventivo de lesões que acometem indivíduos na prática esportiva. A Bandagem Neuromuscular pode ser esticada em até 140% do seu tamanho normal, causando assim uma tração sobre a pele, pode ser utilizada com o intuito de aumentar o recrutamento muscular e aumentar a estabilidade articular permitindo movimentos funcionais sem grandes restrições. Verificar a atividade do músculo fibular e do bíceps femoral, durante o mecanismo de simulação de entorse por inversão em jogadores de futebol, com diferentes técnicas de Bandagem Neuromuscular. Foi realizado um ensaio clínico cruzado duplo cego randomizado, com 12 jogadores de futebol da categoria infantil, onde eram submetidos a simulações de entorse através de uma plataforma, com diferentes tipos de Bandagem Neuromuscular, sendo os principais músculos envolvidos avaliados pela eletromiografia. Ocorreu uma redução ( $p < 0,05$ ) do sinal elétrico dos músculos analisados em ambos os grupos com a Bandagem Neuromuscular quando comparado ao grupo controle. Conclui-se que a Bandagem Neuromuscular minimiza as respostas neurofisiológicas durante a simulação de entorse de tornozelo por inversão.

**Palavras chave:** entorse, plataforma, eletromiografia e Bandagem Neuromuscular.

### ABSTRACT

Ankle sprains are among the most common injuries of the musculoskeletal system, which most affect athletes during physical activity. The refore, it is important to use orthotics and braces as a preventative method of injuries affecting individuals in sports practice. The Neuromuscular Bandage can be stretched up to 140% of its normal size, thus causing a pull on the skin can be used in order to increase muscle recruitment and increase joint stability allowing functional movements without major restrictions. To verify the activity of the peroneal muscle and biceps femoris during the simulation engine of inversion sprains in

soccer players, with different techniques of Neuromuscular Bandage. It was conducted a randomized double-blind crossover clinical trial, with 12 football players from the children's category, where they were subjected to simulated sprain through the platform, with different types of Neuromuscular Bandage, the main muscles involved evaluated by electromyography. There was a reduction ( $p < 0.05$ ) of the electrical signal the muscles analyzed in both groups with the Neuromuscular Bandage when compared to the control group. **Conclusion:** It was verified that Neuromuscular Bandage minimizes neurophysiological responses during the simulation of ankle sprain by inversion.

**Keywords:** ankle sprain, platform, electromyography and Neuromuscular Bandage

## 1. INTRODUÇÃO

Atualmente o futebol tem sofrido muitas mudanças, principalmente se tratando de atletas de alta performance, exigindo cada vez mais da parte física dos atletas, tornando-os cada vez mais suscetíveis a lesões devido a trabalharem constantemente em seus limites físicos. (COHEN, 1997)

A prática da atividade física que utiliza os membros inferiores tem como maior incidência de lesão a entorse de tornozelo por inversão, que ocorre quando o complexo do pé se encontra em flexão plantar, invertido e aduzido. A anatomia articular do tornozelo e pé contribuem significativamente para o alto índice desse tipo de lesão, pois o maléolo medial é mais curto do que o lateral, os ligamentos da face lateral da articulação são separados, além de, não serem tão resistentes. (MAGEE, 2005; HOPPENFELD, 1999; SAFRAN et al, 1999).

O principal músculo envolvido no mecanismo de lesão da entorse são os fibulares, principais eversores do pé, que ao se contraírem geram rigidez realizando a dinâmica de proteção articular, evitando assim o movimento excessivo. O bíceps femoral por ter sua inserção na cabeça da fíbula, sofre um reflexo de estiramento devido a inferiorização da cabeça da fíbula durante a entorse. (HETEL, 2002; BUSQUET, 2001)

As órteses e braces são de fundamental importância para prevenção de lesões musculoesqueléticas. Estudos demonstram que a utilização de métodos preventivos traz uma significativa redução de custos com a saúde do atleta quando comparada ao tratamento pós-lesão. (HANDOLL, et al 2007)

A Bandagem Neuromuscular se diferencia das demais devido a sua propriedade elástica e micropóros. Apresenta diferentes tipos de técnicas de aplicação, entre elas estão: técnica de ativação muscular através da regulação do tônus e a técnica de correção articular que irá realizar um alinhamento articular permitindo assim um eixo de movimento mais funcional. Portanto sua utilização tem o intuito de aumentar o recrutamento muscular e aumentar a estabilidade articular, o que teoricamente dificultaria o mecanismo de lesão. (SIJMONSMA, et al; 2007)

Com isso, o presente estudo propõe-se a verificar a atividade do músculo fibular e do bíceps femoral, durante o mecanismo de simulação de entorse por inversão em jogadores de futebol, com diferentes técnicas de Bandagem Neuromuscular.

## 2. MATERIAS E MÉTODOS

O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido foi assinado por todos os sujeitos da pesquisa sendo o estudo aprovado pelo comitê de ética em pesquisa do ISECENSA (CEP-ISECENSA) conforme os padrões para pesquisa envolvendo seres humanos sob resolução nº 196/96, aprovada na 59ª Reunião Ordinária do Conselho Nacional de Saúde - CNS, em 10 de outubro de 1996, que estabeleceu os princípios para pesquisas em seres humanos com o protocolo (0010.0.413.000-09).

Este trabalho tem como desenho de estudo um ensaio clínico cruzado duplo cego randomizado. A randomização foi realizada por meio de sorteio para selecionar os atletas em três grupos, cada grupo contendo quatro indivíduos: Controle Sem Bandagem (CTRL – neste grupo não foi realizada a aplicação da técnica), Fibular (FIB- neste grupo foi realizada a técnica de ativação do músculo fibular longo) (Figura 1),

Tornozelo (BNM- neste grupo foram realizadas duas técnicas de correção articular simultaneamente)(Figura 2), tendo três dias de duração, onde ao término, todos os atletas passaram por todos os grupos com um intervalo de 24 horas.

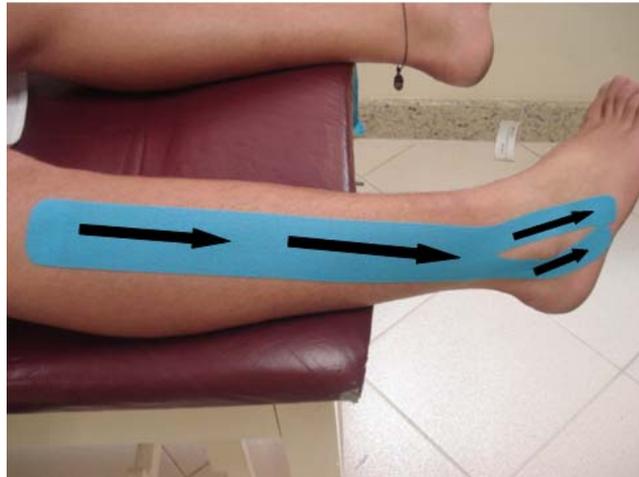


Figura 1: Técnica de ativação do músculo fibular com 75% de tensão.

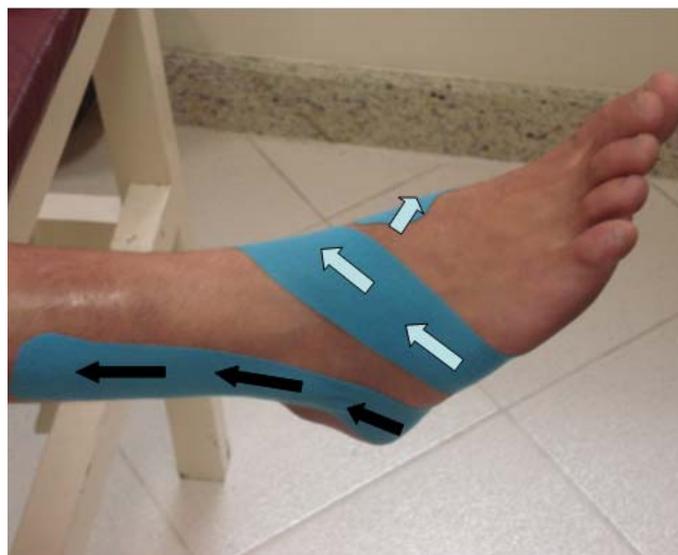


Figura 2: Aplicação das técnicas de correção articular com 100% de tensão, com a Bandagem Neuromuscular no grupo Tornozelo.

As aplicações das técnicas foram realizadas sempre pelo mesmo pesquisador, utilizado em todas as aplicações a mesma cor de Bandagem (preta) da marca Kinesiology Tape. A análise de dados foi feita de forma cega pelo avaliador, onde eram estabelecidos códigos para cada jogador e para cada grupo, o que não permitia que o avaliador soubesse qual grupo estava sendo analisado; já o atleta, por falta de conhecimento da técnica, não sabia a técnica que estava sendo realizada, caracterizando o estudo como duplo cego.

O estudo foi realizado no Centro de Treinamentos do Americano Futebol Clube, Campos dos Goytacazes – RJ. A mostra constou de 12 jogadores da categoria infantil do respectivo clube, com idade entre 14 e 15 anos, massa entre 49.15 e 69.4Kg e estatura entre 1,53 e 1,81cm. Os critérios de inclusão foram: Jogadores de futebol da categoria infantil, cujo, os responsáveis tenham assinado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado pelo CEP-ISECENSA. Os critérios de exclusão foram: Jogadores que tenham sofrido entorse de tornozelo ou fratura nos membros inferiores no último ano.

Para o cumprimento do objetivo proposto, foi idealizada uma plataforma de madeira que simula a

entorse de tornozelo por inversão, com o intuito de reproduzir o movimento de supinação que combina a flexão plantar com inversão do tornozelo, com uma angulação não lesiva para o atleta. (Figura 3 e 4)

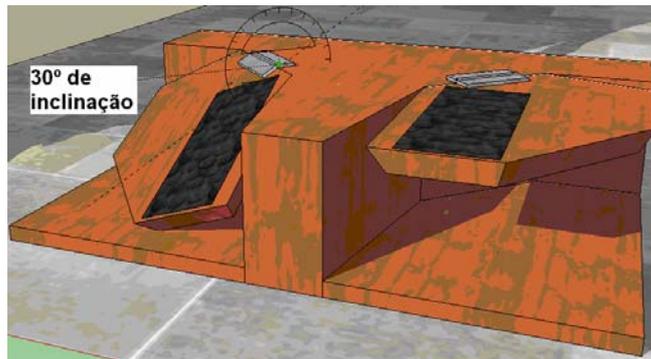


Figura 3: Projeto gráfico da plataforma simuladora de entorse de tornozelo por inversão.



Figura 4: Resultado executado com as mesmas medidas do projeto.

Eletroniografia: para aquisição do potencial mioelétrico dos músculos estudados (bíceps femoral e fibular longo) foi utilizado um eletromiógrafo de superfície quatro canais (MIOTEC). O sinal foi obtido e analisado pelo sistema Miograph 2.0 sendo filtrado por um filtro passa banda de 30-300 Hz, amplificado em 100 vezes e convertido com placa A/D com frequência de amostragem de 2000 Hz para cada canal.

Foram utilizados eletrodos de superfície de formato circular (Kendall®) com distância de dois centímetros centro-a-centro fixados sobre os músculos bíceps femoral e fibular longo, e o fio-terra na extremidade óssea mais próxima (centro da patela). A célula de carga foi utilizada com o intuito de mensurar o tempo exato de desarme da plataforma no momento da simulação da entorse de tornozelo, assim, foi suspensa e posicionada na parte móvel da plataforma, logo, quando a mesma desarmasse ocorrerá à captação do sinal mecânico, obtendo assim o momento exato do desarme. (Figura 5)



Figura 5: Cenário da coleta de dados. O atleta sobre a plataforma de simulação de entorse desarmada, com a célula de carga suspensa para marcar no sinal o exato momento do desarme e o eletromiógrafo conectado aos eletrodos preso no atleta.

Para o posicionamento dos eletrodos foi utilizado o protocolo SENIAM, sendo feito o processo de limpeza da pele com tricotomia, Álcool 70%, a fim de eliminar impedâncias durante a captação do sinal eletromiográfico.

Ambiente de coleta: A coleta foi realizada em uma sala no Centro de Treinamento do Americano Futebol Clube, onde a plataforma simuladora de entorse de tornozelo foi posicionada no chão, a célula de carga foi conectada a uma corrente e presa a um tripé para que ficasse suspensa sobre a parte móvel da plataforma, onde se encontrava o membro dominante do atleta a ser analisado com a finalidade de obter o momento exato do desarme.

Foi utilizado o programa MATLAB para a análise do sinal eletromiográfico através da rotina Wavelet adaptado do autor C. Torrence, disponível no site: <http://paos.colorado.edu/research/wavelets/>, em Janeiro de 1998. Para a análise do espectro da frequência mediana foi utilizado o programa OriginPro 7.0 com o pacote de análise de eletromiografia no site: [www.originlab.com](http://www.originlab.com). (Figura 6 e 7)

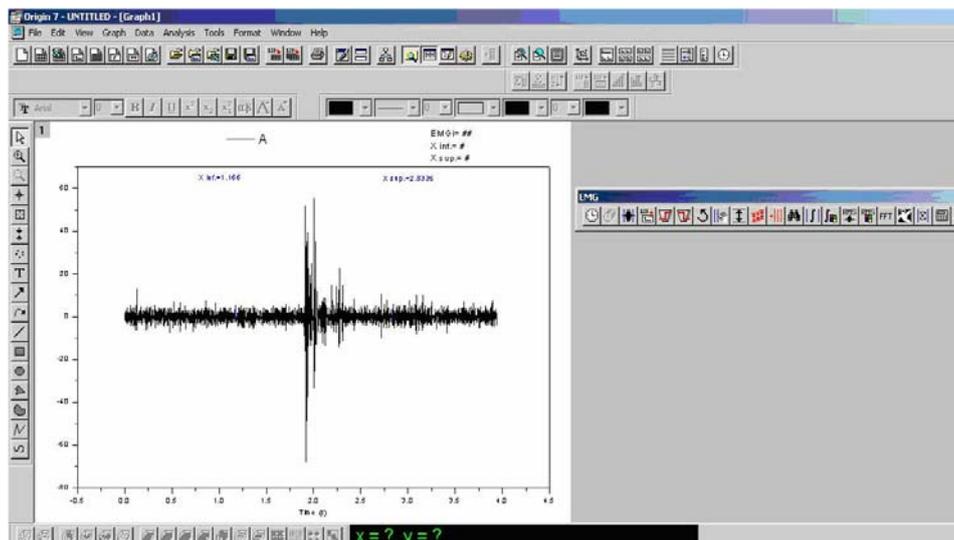


Figura 6: Ambiente Origin 7.0 usado para Análise da frequência.

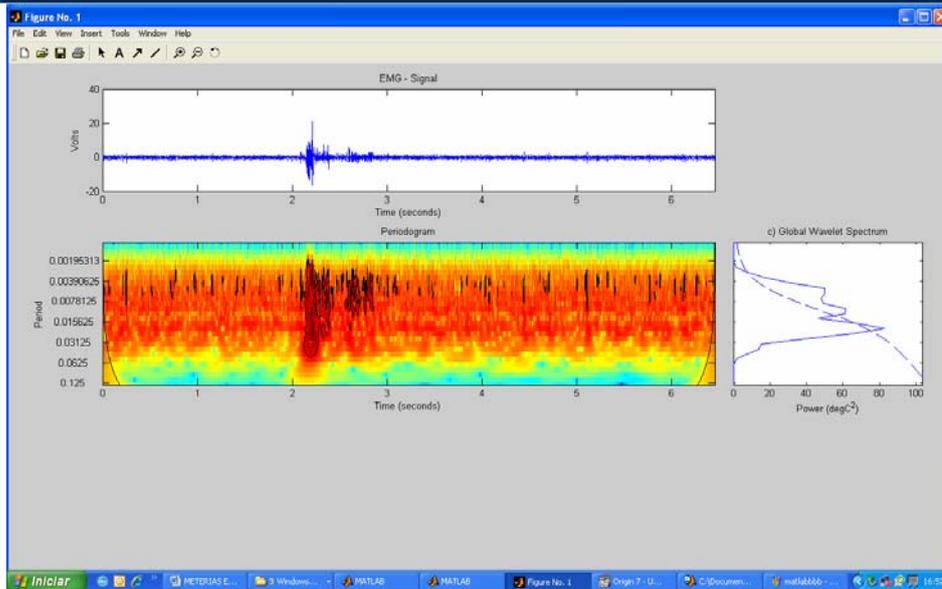


Figura 7: Rotina Matlab executada no ambiente Wavelet.

Para a análise estatística, os dados foram submetidos ao teste de normalidade de Shapiro Wilk e como todos obedeceram um comportamento normal foi adotado o teste t-student pareado uni-caudal, tendo um índice de significância de 5%.

### 3. RESULTADOS

Com o intuito de caracterizar a homogeneidade da amostra, extraiu-se o coeficiente de variação percentual que é a razão entre o desvio padrão e a média, sendo considerada homogeneidade valores abaixo de 20%. Foram analisadas as medidas de tendência central e dispersão da amostra. Os valores antropométricos foram obtidos no dia inicial da coleta de dados. (Tabela 1)

Tabela 1: Valores Antropométricos. **DP**: desvio padrão. **CV%**: percentual do coeficiente de variação.

	MÉDIA	MODA	MEDIANA	MÍNIMO	MÁXIMO	DP	CV%
<b>IDADE</b>	14.67	15.00	15.00	14.00	15.00	0.49	3.34
<b>MASSA</b>	59.63	X	58.23	49.15	69.45	5.21	8.74
<b>ESTATURA</b>	1.71	1.66	1.73	1.53	1.81	0.08	4.68
<b>PERIMETRIA</b>	52.18	50.00	51.00	56.50	49.00	2.44	4.68
<b>IMC</b>	20.53	X	20.50	18.60	23.70	1.43	6.97

De acordo com a metodologia proposta para este estudo, podemos observar que a atividade elétrica do músculo bíceps femoral diminuiu ( $p < 0,05$ ) no grupo BNM durante a simulação de entorse de tornozelo por inversão, apresentando uma redução média de 40% quando comparado ao grupo controle (CTRL). (Figura 8)

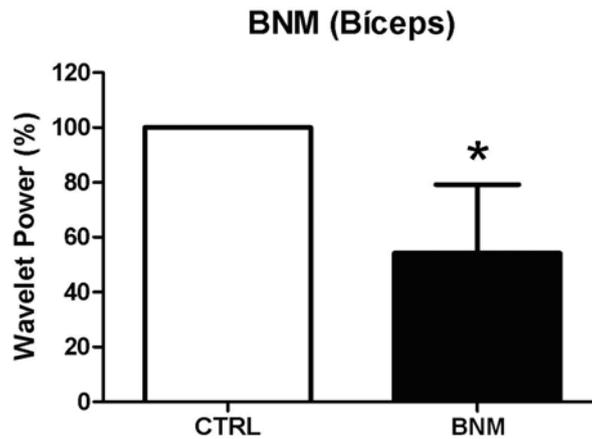


Figura 8: Sinal mioelétrico do bíceps femoral no grupo BNM e CTRL. Os valores estão expostos na forma de média  $\pm$  desvio padrão. (\*) indica que houve diminuição do sinal mioelétrico do bíceps femoral em relação ao grupo controle ( $p < 0,05$ ).

Ao analisar a atividade mioelétrica do músculo fibular, no momento da simulação de entorse, houve uma diminuição estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) do recrutamento muscular e redução de 47% do grupo tornozelo (BNM), quando comparado ao grupo controle (CTRL). (Figura 9)

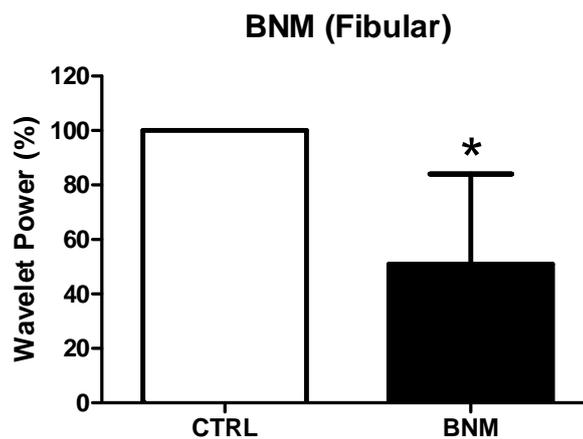


Figura 9: Sinal mioelétrico do fibular no grupo BNM e CTRL. Os valores estão expostos na forma de média  $\pm$  desvio padrão. (\*) indica que houve diminuição do sinal mioelétrico do Fibular em relação ao grupo controle ( $p < 0,05$ ).

Quando analisado o bíceps femoral durante a simulação de entorse, observou-se a redução estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) da atividade mioelétrica do mesmo em 29% do grupo fibular (FIB), quando comparado ao grupo controle (CTRL). (Figura 10)

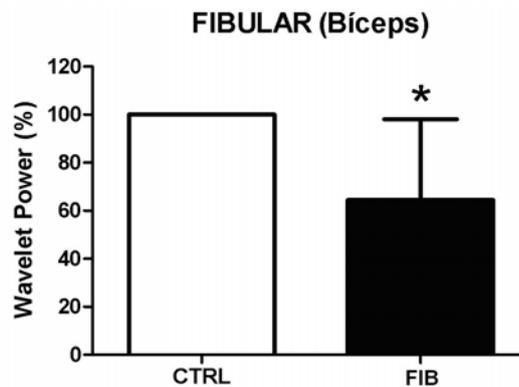


Figura 10: Sinal mioelétrico do bíceps femoral no grupo FIB e CTRL. Os valores estão expostos na forma de média  $\pm$  desvio padrão. (\*) indica que houve diminuição do sinal mioelétrico do bíceps femoral em relação ao grupo controle ( $p < 0,05$ ).

O potencial mioelétrico do músculo fibular, foi reduzido em cerca de 35% no grupo fibular (FIB) quando comparado ao grupo controle (CTRL), alcançando o índice de significância ( $p < 0,05$ ). (Figura 11)

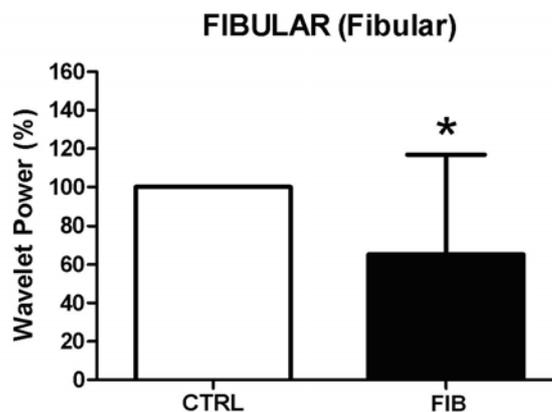


Figura 11: Sinal mioelétrico do fibular no grupo FIB e CTRL. Os valores estão expostos na forma de média  $\pm$  desvio padrão. (\*) indica que houve diminuição do sinal mioelétrico do bíceps femoral em relação ao grupo controle ( $p < 0,05$ ).

Ao analisar o tempo de reação do bíceps femoral, observou-se que não ocorre uma diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ), quando comparado os grupos: grupo controle (CTRL), tornozelo (BNM) e fibular (FIB)(Figura 12). O tempo de reação do músculo fibular, apresentou diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) de 0,05s quando comparado ao grupo controle (CTRL) e de 0,03s quando comparado ao grupo tornozelo (BNM). (Figura 13)

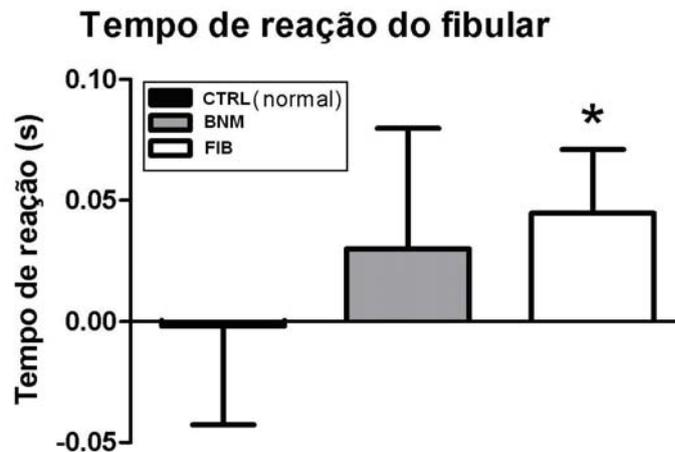


Figura 12: Tempo de reação do fibular. Os valores estão expostos na forma de média  $\pm$  desvio padrão. (\*) indica que houve aumento do tempo de reação entre os grupos ( $p < 0,05$ ).

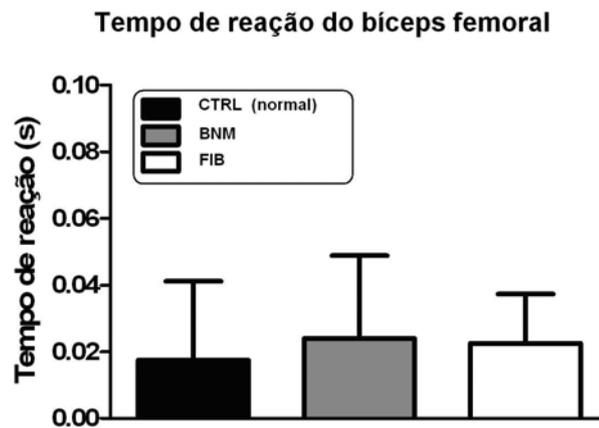


Figura 13: Tempo de reação do bíceps femoral. Os valores estão expostos na forma de média  $\pm$  desvio padrão.

Na análise espectral da frequência mediana do músculo fibular, observou-se uma diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) do grupo fibular (FIB), quando comparado ao grupo controle (CTRL) e quando comparado ao grupo tornozelo (BNM). (Figura 14).

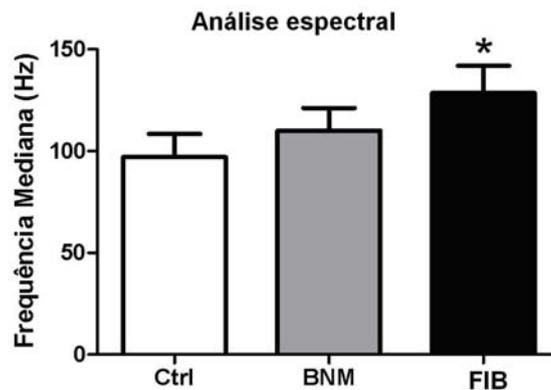


Figura 14: Frequência mediana do músculo fibular. Os valores estão expostos na forma de média  $\pm$  desvio padrão. (\*) indica que houve aumento da frequência mediana do músculo fibular em relação aos grupos ( $p < 0,05$ ).

#### 4. DISCUSSÃO

A plataforma simuladora de entorse desenvolvida em laboratório para o presente estudo combinou os movimentos de flexão plantar, inversão e adução, partindo de posição neutra o que caracteriza entorse por inversão (MAGEE, 2005). Achados científicos de plataformas com a mesma proposta demonstram-se limitadas ao realizar essa simulação, pois a mesma é feita em apenas um plano, realizando apenas a adução ou já partindo de uma flexão plantar para adução. (RICARD, et al, 2000; VAES, et al 2002; FELIPE, 2009; NISHIKAWA et al 2000; PACHECO, 2005; EILS, et al 2002). Sendo assim o que ocorre em laboratório não é observado na realidade, diferentemente da desenvolvida por este estudo.

O trabalho proposto demonstrou que ao realizar a técnica de correção articular (BNM), no momento da simulação da entorse de tornozelo por inversão, ocorreu uma redução significativa no sinal mioelétrico do bíceps femoral e do músculo fibular. O resultado obtido com a aplicação da técnica de ativação do músculo fibular (FIB), foi a redução do sinal mioelétrico de ambos os músculos (bíceps femoral e fibular). Ao realizar a análise do tempo de reação dos músculos estudados, observou-se que, no bíceps femoral, não houve diferença entre os grupos com e sem aplicação das técnicas. Porém, no músculo fibular, o grupo FIB apresentou um aumento do tempo de reação quando comparado ao grupo CTRL e ao grupo BNM. Na análise espectral da frequência mediana, foi observado o aumento da frequência do grupo FIB quando confrontado com os resultados obtidos nos demais grupos.

A diminuição do sinal mioelétrico do bíceps femoral e fibular, no grupo BNM, foi atribuída ao posicionamento articular em eversão fixada pela fita. Sendo assim ao realizar o mecanismo de lesão da entorse os receptores articulares, que são de adaptação rápida durante o movimento, já haviam enviado estímulos aferentes para a medula. Como resposta a essas aferências, eferências são enviadas para os órgãos efetores identificando uma menor necessidade de recrutar fibras musculares para realizar esse reflexo, minimizando a sobrecarga que sofreria no movimento excessivo lesivo (BEAR, 2002).

Souza et al. (2008) reporta em seu estudo que a amplitude de movimento de inversão de tornozelo foi menor com a utilização da bandagem funcional que é comumente utilizada na prática esportiva (esparadrapo), sendo utilizado o mesmo princípio de aplicação em ambas as bandagens. Barbanera (2008) relata que a frouxidão da bandagem funcional e a perda de aderência na pele são ocasionadas pela liberação de suor, sendo assim Souza et al (2008) concluiu que o uso bandagem funcional durante práticas esportivas de maior duração perde seu efeito estabilizador, não prevenindo a entorse de tornozelo pelo seu efeito mecânico. No entanto, a bandagem neuromuscular apresenta micro poros que permitem a transpiração livre sem ocorrer acúmulo de suor na interface pele-bandagem neuromuscular. Essa propriedade permite prolongamento do efeito desejado, considerando que durante a prática esportiva ocorrerá uma transpiração intensa. Além disso, a propriedade elástica da bandagem neuromuscular possibilita ao atleta realizar o seu gestual fisiológico sem grandes restrições mecânicas, encontrando um equilíbrio entre estabilização e liberdade de movimento.

O resultado obtido com o grupo FIB, foi uma redução do sinal mioelétrico no bíceps femoral e no músculo fibular. Atribui-se a esse acontecimento, ao fato da técnica de ativação promover uma dissipação de força para a fita durante a inversão, já que o vetor de força está no mesmo sentido da dinâmica de defesa articular realizada pelo músculo fibular, além do tracionamento mecânico lateral do tornozelo. É interessante notar que no presente estudo as técnicas foram realizadas e analisadas de forma imediata, onde não foi observado o efeito regulador do tônus. Para justificar esse resultado, dados ainda não publicados do presente grupo de pesquisa e estudos como o de Slupik et al (2007), demonstram que técnicas de ativação muscular promovem o efeito regulador do tônus, que ocorre entre 24 e 48 horas após aplicação, permanecendo até 72 horas após a retirada da Bandagem Neuromuscular, o que caracteriza uma resposta crônica à aplicação da técnica.

Ao analisar o tempo de reação do músculo fibular durante a simulação da entorse por inversão, observou-se o aumento estatisticamente significativo do tempo de reação do grupo FIB, quando comparado ao grupo CTRL. Este aumento se dá pelo fato da técnica ser realizada sobre o ventre muscular, gerando uma tração cutânea, sendo transmitida para o músculo e conseqüentemente para o fuso muscular. Sendo assim, durante a simulação, o fuso muscular irá partir de uma posição mais encurtada, levando mais tempo para atingir o estiramento necessário para reproduzir o reflexo miotático. (LENT, 2001)

Ao analisar o músculo fibular comparando o grupo BNM ao grupo CTRL durante a simulação, não houve diferença significativa, pois em ambos os grupos não se alterou o comprimento do fuso muscular por não gerar estímulos proprioceptivos na região do ventre muscular do principal eversor.

Todos esses aspectos levam a crer que a técnica é capaz de preservar todo o mecanismo reflexo protetor, o que indica que a mesma é capaz de atuar de forma preventiva, minimizando os efeitos lesivos da entorse. Não observou-se diferença entre os tempos de reação do músculo bíceps femoral durante a simulação. Esse fato pode ser explicado pelo fato da plataforma ter sido projetada dentro de limites seguros que não levam a entorse em ângulos lesivos, ou seja, o mecanismo lesivo controlado não foi capaz de promover um estresse necessário para alterar o tempo de resposta do músculo bíceps femoral.

Na análise da frequência mediana foi observado o aumento no grupo FIB quando comparado aos demais grupos. O que caracteriza um maior controle motor e maior seletividade de fibras que irão se alternar ao serem recrutadas para realizar a defesa da articulação do tornozelo no momento da entorse. Diferentemente dos grupos CTRL e BNM que realizaram um movimento mais brusco gerando assim uma maior resposta reflexa caracterizada pelo alto recrutamento com menor seletividade e pela baixa frequência mediana. Esses efeitos são atribuídos a estímulos proprioceptivos já descritos nos parágrafos anteriores no local onde foi aplicada a técnica.

## 5. CONCLUSÃO

Diante dos resultados analisados e apresentados, pode-se concluir que a técnica de correção articular e de ativação da Bandagem Neuromuscular na aplicação imediata minimizam as respostas neurofisiológicas durante a simulação de entorse de tornozelo por inversão, diminuindo o recrutamento muscular do principal músculo envolvido, assim como o do bíceps femoral que é um dos músculos de sua cadeia muscular. Também vale a pena salientar que estratégias que misturem as técnicas aqui expostas também podem ser utilizadas.

## 6. REFERÊNCIAS

BARBANERA, M. **Avaliação dinamométrica e eletromiográfica do efeito das bandagens funcionais na articulação do tornozelo.** Dissertação (mestrado) FMUSP, São Paulo, 2008.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neurociências.** Desvendando o sistema nervoso. 2ªed. Porto Alegre: Artmed Editora. p. 449-460, 2002.

- BUSQUET, L. **As Cadeias Musculares**. Membros Inferiores. 1ªed. São Paulo: Edições Busquet, p. 129-132, 2001.
- COHEN, M. et al. Lesões Ortopédicas no Futebol. **Rev Bras Ortop**. v.32, nº12, Dez/1997.
- EILS, E. et al. Comprehensive testing of 10 different ankle braces Evaluation of passive and rapidly induced stability in subjects with chronic ankle instability. **Clinical Biomechanics**. v. 17, p. 526-535, 2002.
- HALSETH, T. et al. The Effects of Kinesio™ Taping on Proprioception at the ankle. **Journal of Sports Science and Medicine**. v. 3, p. 1-7, 2004.
- HANDOLL, H. et al. Interventions for preventing ankle ligament injuries. Cochrane Review. **The Cochrane Library**. Oxford, 3ªed, 2007
- HETEL, J. Functional Anatomy, Pathomechanics and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. **Journal of Athletic Training**. v. 37, p. 364-375, 2002.
- HOPPENFELD, S. **Propedêutica Ortopédica**. 1.ed.São Paulo: Atheneu, 2000.
- KAPANDJI, A. I. **Fisiologia Articular**. Membro Inferior. 5ªed. São Paulo: Editorial Panamericana, 2001. 170p.
- LENT, R. **Cem Bilhões de Neurônios**. Conceitos Fundamentais da Neurociências. 1ªed. São Paulo: Atheneu, 2001. 357-361p.
- MAGEE, D. J. **Avaliação Musculoesquelética**. 4.ed. São Paulo: Manole, p.761-765, 2005.
- NAWATA, et al. Plantar pressure distribution during gait in athletes with functional instability of the ankle joint: a preliminary report. **J Orthop Sci**. v. 10, p. 298-301, 2005.
- NISHIKAWA, T. et al. Protection and performance effects of ankle bracing. **International Orthopaedics (SICOT)**. v. 24, p. 285-288, 2000.
- NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético**. 3.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A. p. 207, 2003.
- PACHECO, A. M. Avaliação do tempo de resposta eletromiográfica em atletas de voleibol e não atletas que sofreram entorse de tornozelo. **Rev Bras Med Esporte**. v. 11, Nº 6, Nov/Dez, 2005.
- PFRIMER, F. W. D. **Plataforma eletromecânica para simulação de entorse de tornozelo e medida de tempo de resposta muscular através de eletromiografia**. 2009. 71p. Dissertação (Mestrado) Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. Campinas-SP, 2009.
- PULLMAN, S. L. et al. Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology Clinical utility of surface EMG: Report of the Therapeutics and Technology. **Neurology**. n. 55, p. 171-177, 2007.
- RICARD, M. D. et al. Effects of tape and exercise on dynamic ankle inversion. **Journal of Athletic Training**. v. 35, p. 31-37, 2000.
- RODRIGUES, B. B. ; DIEFENTHAELER, A. O Envolvimento do Tecido Neural nas Entorses de Tornozelo. **Brazilian Journal of Biomotricity**. v. 2, n. 2, p. 145-154, 2008
- SAFRAN, M. R. et al. Lateral Ankle Sprains: A comprehensive review. Part 1: Etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis. **Med. Sci. Sports Exerc**. v. 31, p. 429-437, 1999.
- SIJMONSMA, J. **Taping Neuro Muscular Manual**. 1ªed. Portugal: Cascais. p. 13-18, 2007.

SLUPIK, A. et al. Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity on vastus medialis muscle. Preliminary report. **Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja Medsportpress**. Warsaw, v. 9, n.6, p. 644-651, 2007.

SOUZA, F. A. et al. Avaliação da bandagem funcional através da amplitude de movimento e do torque antes e depois da atividade física. **XII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, 2005.

VAES, P. et al. Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. **Journal of Athletic Training**. v. 37, p. 475-480, 2002.