

ARTIGO ORIGINAL

Influência da Corrente Interferencial na Dor Induzida pelo Alongamento dos Músculos Isquio-Tibiais

Telmo Firmino ¹, José Esteves ²

Licenciado em Fisioterapia. Mestrando em Ciências da Fala. Escola Superior de Saúde do Alcoitão. Sport Lisboa e Benfica ¹
Correspondência para: tfirmino@sapo.pt

Licenciado em Fisioterapia. Mestre em Ciências da Fisioterapia. Escola Superior de Saúde do Alcoitão ²

Resumo

Introdução: A dor constitui um problema frequentemente abordado pelo Fisioterapeuta no desporto. **Objectivo:** Investigar os efeitos da aplicação da corrente interferencial (CI), com frequência de batimento (FB) de 100 Hz e corrente portadora de 4000 Hz, na intensidade da dor induzida pelo alongamento dos músculos isquio-tibiais em sujeitos com retracções deste grupo muscular. **Relevância:** A revisão de literatura realizada permitiu constatar que não existe evidência suficiente que suporte os efeitos da CI na dor. Este estudo, é um contributo para a utilização da CI, na prática clínica dos fisioterapeutas. **Metodologia:** A amostra, seleccionada por conveniência, foi constituída por 32 sujeitos com retracções nos isquio-tibiais e sem história anterior de lesões musculares. O protocolo apresenta uma fase experimental onde se aplica a CI e uma fase de controlo. Os sujeitos foram colocados passivamente em alongamento estático dos isquio-tibiais até à amplitude de flexão da anca que produzia a dor máxima tolerável. Determinou-se a intensidade da dor utilizando a escala visual análoga. A avaliação da dor nas duas fases do protocolo foi realizada em 6 momentos para cada sujeito. **Resultados:** Verificou-se uma diminuição estatisticamente significativa da dor com a aplicação da CI comparativamente com todas as restantes observações ($p=0,000$). **Discussão:** Os resultados estão de acordo com a literatura consultada que refere a diminuição da dor utilizando CI com FB de 100Hz. **Conclusão:** Os resultados permitem sugerir a utilização da CI na dor.

Palavras-Chave: Dor; Alongamento; Corrente Interferencial.

Abstract

Introduction: Pain management is a frequent problem for sports physiotherapists. **Objective:** The present study investigates the effects of interferential currents (IFC) on experimentally induced pain, produced throughout hamstrings stretch in subjects with muscle shortening, applied with an amplitude modulated frequency of 100Hz and a carrier of 4000Hz. **Relevance:** The available research shows that there is not enough evidence to sustain the use of IFC in pain management, in detriment of another technique. This research is a contribute for the use of IFC, on clinical practice of physiotherapists. **Methods:** The sample was chosen by convenience consisting on 32 subjects with hamstring muscle shortening and without previous muscle injuries. The experimental protocol has 2 phases, one, called experimental, were IFC is applied, and another, called control. The subjects were passively placed in a static stretch position in a hip flexion amplitude that produced the maximum tolerable pain. Pain intensity was measured using the analogue visual scale. The first assessment on both phases was always performed 6 times for each subject. **Results:** There was statistical significance for pain reduction with IFC comparing with all other assessments ($p=0,000$). **Discussion:** The results are sustained by the literature, stating that IFC with an AMF of 100Hz diminishes the pain. **Conclusions:** The results suggest the use of IFC on pain management

Key Words: Pain; Stretching; Interferential Currents

Introdução

A utilização de correntes terapêuticas, é uma prática usual entre os fisioterapeutas, que relatam resultados positivos ao nível da diminuição da dor. Das várias formas de correntes, a corrente interferencial (CI) é, juntamente com a estimulação eléctrica nervosa transcutânea (TENS), uma das modalidades mais utilizadas na prática clínica. Esta preferência, poderá pressupor a existência de evidência científica que sustente a aplicação destas modalidades, identificando os mecanismos subjacentes à diminuição da dor. No entanto, grande parte dos estudos, abordam os efeitos e

mecanismos de acção do TENS, extrapolando os seus resultados para a CI.

Alguns autores defendem que a CI, terá o mesmo efeito que o TENS (Johnson & Tabasam, 1999) com a vantagem de obter maior penetração (Low, 1988), pelo facto de ser uma corrente de média frequência modulada a baixa frequência.

Johnson e Tabasam, (2002), demonstraram num estudo cego, com grupo controlo e placebo, que a aplicação de CI, com uma FB de 100Hz, produz uma significativa diminuição da dor isquémica, induzida experimentalmente. A frequência de cerca de 100 Hz estimula preferencialmente as fibras A β , de grande

diâmetro (Low & Reed, 2001; Palmer & Martin, 2002), que segundo vários autores (Melzack & Wall, 1987; Wood, 2002), permite diminuir a dor através da inibição pré sináptica das fibras transmissoras, mecanismo designado como teoria do portão da dor.

Para estimular selectivamente estas fibras é necessário escolher a frequência, tendo por base o período refractário da célula alvo. Fibras de grande diâmetro ($A\beta$) vão ter um período refractário menor e maior velocidade de condução, sendo estimuladas com frequências entre 80 e 120 Hz. As fibras de pequeno diâmetro ($A\delta$) vão ser estimuladas com frequências entre 4 e 10 Hz (Low & Reed, 2001; Martin, 1996; Palmer & Martin, 2002; Palmer, Martin, Steedman & Ravey, 1999).

Os estudos realizados utilizam situações patológicas, como por exemplo dor no joelho (Taylor & Newton, 1987 citado por Nelson, 1999) ou situações de dor induzida experimentalmente em sujeitos saudáveis através de fadiga muscular (Minder, et al, 2002), de isquemia (Johnson & Tabasam, 2002), de estímulo mecânico suficientemente forte para atingir o limiar nociceptivo (Alves-Guerreiro, Noble, Lowe e Walsh, 2001) e através do frio (Johnson & Tabasam, 1999; Johnson & Tabasam, 2003).

Métodos

Objectivo

Este estudo teve como principal objectivo, estudar os efeitos da aplicação da corrente interferencial na intensidade da dor, mais especificamente ao nível da dor induzida pelo alongamento dos músculos ísquio-tibiais.

O estudo é quasi-experimental, pois apesar de existir uma relação de causa efeito em que são manipuladas variáveis a selecção da amostra não é aleatória, mas por conveniência

Amostra

Este estudo foi realizado com uma amostra retirada da população de alunos do da Escola Superior de Saúde do Alcoitão. A amostra foi constituída por 32 indivíduos (tabela 1), seleccionados por conveniência de acordo com os critérios de selecção: dor durante o alongamento

dos músculos ísquio-tibiais; não realizar a extensão completa do joelho, com a anca estabilizada a 90° de flexão e a túbio-társica em posição neutra, por encurtamento dos ísquio-tibiais; sem história de lesões nos músculos ísquio-tibiais e gêmeos; sem contra-indicações à aplicação de CI.

Os indivíduos foram devidamente esclarecidos sobre o estudo, sendo que todos deram o seu consentimento informado.

Tabela 1 – Caracterização da amostra

	N	Mínimo	Máximo	Média	Desv. Padrão
Idade	32	18	27	19,8	2,1
Altura	32	1,48	1,82	1,68	0,08
Peso	32	45,0	85,0	62,3	10,5
N (válidos)	32				

Corrente interferencial

Neste estudo foi utilizado o aparelho combinado de correntes Phyaction796® (GymnaUniphy®, Bilzen, Bélgica), que cumpre as directivas do Comité Europeu para equipamentos médicos, 93/42/EEC. Utilizou-se a técnica bipolar, sendo a interferência produzida pelo processador no interior do aparelho.

Utilizaram-se 2 eléctrodos de silicone (8cm x 12cm), 2 almofadas de espuma, (Refs. 112.492 e 100.659 da GymnaUniphy®, Bilzen, Bélgica) e um cabo de 1,5 metros.

A corrente foi aplicada com uma FB de 100 Hz estimulando essencialmente as fibras $A\beta$. Utilizou-se um espectro de zero, mantendo a frequência constante, sem varrimento. A intensidade foi aumentada até atingir o limiar sensorial, provocando uma parestesia máxima tolerável, sem atingir o limiar motor. A CI foi mantida durante 60 segundos.

Dor

A variável dependente é a dor provocada pela manutenção da posição estática de alongamento dos músculos ísquio-tibiais, realizado passivamente.

A intensidade da dor que se pretendeu atingir com o alongamento passivo e que determina a amplitude de alongamento individual, é a máxima tolerável por cada sujeito.

Instrumentos

Escala visual análoga (EVA)

A EVA foi utilizada com o objectivo de quantificar a intensidade da dor, induzida pelo alongamento dos músculos ísquio-tibiais.

Goniómetro

O goniómetro foi utilizado para determinar a amplitude articular de flexão da anca correspondente a posição inicial e a posição final, confirmando a manutenção da posição ao longo do protocolo experimental.

Procedimentos

Todos os sujeitos foram submetidos a um protocolo experimental com duas fases, uma denominada experimental, em que se aplicou a CI e outra, denominada controlo, em que não foi aplicada a CI, funcionando assim como controlo. Todo o protocolo foi realizado no mesmo dia, tendo uma duração média de 30 minutos por sujeito.

A ordem de aplicação de cada fase foi aleatória, sendo que a aleatorização foi feita pelo software de tratamento estatístico SPSS® for Windows V.11.5 (SPSS® Inc., Chicago, IL, E.U.A.). Entre as duas fases, estabeleceu-se um intervalo de 15 minutos, de acordo com o estudo de Weijer, Gorniak e Shamus (2003) sobre a duração dos efeitos do alongamento.

Protocolo experimental

O protocolo teve os mesmos procedimentos para as duas fases. Seguiu-se o desenho da pesquisa, que previa 6 momentos de avaliação da dor, isto é, três medições cada das duas fases. As medições foram previstas para serem temporalmente coincidentes.

Ao longo das observações todos os sujeitos se apresentaram de calções e t-shirt (figura 1). As medições foram realizadas numa gaiola de Rochet.

O protocolo de aplicação da CI foi o seguinte:

Os eléctrodos, dentro das almofadas de espuma humedecidas, foram colocados ou mantidos ao nível da origem e inserção dos ísquio-tibiais do membro em teste, sendo fixos com bandas com Velcro®. A

colocação dos eléctrodos foi efectuada antes de determinar a posição de alongamento.

Figura 1 – Aplicação do protocolo experimental.



Seguidamente era colocada uma tala posterior curta no membro, para estabilizar a tíbio-társica em posição neutra e depois uma tala posterior longa para estabilizar o joelho em extensão completa. Foi utilizado um quadrado de plástico isolador para evitar o contacto dos eléctrodos com o metal das talas.

Através de um sistema de corda e roldana, realizou-se a flexão da anca passivamente para determinar a amplitude em que o sujeito refere a dor máxima tolerável, aferindo a posição da roldana para que a corda fique perpendicular com o membro na posição final. Posicionava-se passivamente o membro em teste na posição previamente determinada. Essa posição era mantida fixando a corda na gaiola recorrendo a um sistema de travão. Verificava-se a amplitude com o goniómetro.

Após alcançar a posição em que o sujeito referia a dor máxima tolerável, aplicava-se de imediato a EVA (E1), seguindo-se a aplicação da CI durante 60 segundos.

Ao fim de 55 segundos de estimulação aplicou-se novamente a EVA (E2), desligando-se a CI quando esta completava 60 segundos de estimulação.

A EVA tornava a ser aplicada 60 segundos após o desligar da corrente (E3), determinando-se, a amplitude articular com o goniómetro. Finalmente, eram desconectados os eléctrodos. Os sujeitos repousavam, pelo menos, 15 minutos passavam a outra fase ou finalizavam os testes.

Na fase de controlo, os procedimentos foram os mesmos, com a excepção da aplicação da CI. No entanto as medições da dor foram realizadas ao fim dos mesmos tempos, isto é, após alcançar a posição em que o sujeito referia a dor máxima tolerável (C1), 55

segundos depois (C2) e 65 segundos após a última medição (C3).

Tratamento dos dados

Foi utilizado o software de tratamento estatístico SPSS® for Windows V.11.5.

Existe alguma controvérsia sobre a classificação dos dados recolhidos pela EVA (Bellamy 1993; Hicks 1995), o que influencia a escolha dos testes estatísticos. Devido a esta falta de consenso entre os autores consultados, optámos por tratar os dados aplicando testes não paramétricos.

Utilizou-se o teste de Kruskal-Wallis, para amostras não emparelhadas, de forma a verificar a existência de diferenças significativas entre as seis observações e o teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas, para verificar a existência de diferenças significativas entre cada uma das duas observações. Os testes foram realizados após a verificação da normalidade dos dados através do teste de Kolmogorov-Smirnov. Foi utilizado para todos os testes um nível de significância de 95% ($p < 0,05$).

Resultados

Neste estudo cada um dos 32 sujeitos realizou um total de seis registos da intensidade da dor. Estes registos são agrupados em duas fases, uma em que existe a aplicação da corrente (E1, E2 e E3), e outra correspondendo ao controlo que cada sujeito constitui de si próprio (C1, C2 e C3).

Intensidade da dor

A intensidade da dor na primeira medição de controlo (C1) teve como média 5,4cm, tendo os valores variado entre um mínimo de 6 cm e um máximo de 7,7cm, apresentando um desvio padrão de 1,8 cm (tabela 2).

Na segunda medição (C2) a média foi de 5,4cm tendo os valores variado entre um mínimo de 1,1cm e um máximo de 8,2 cm, apresentando um desvio padrão de 1,7.

Na terceira medição (C3) a média foi de 5,8cm, tendo os valores variado entre um mínimo de 1,8 e um máximo de 8,8 cm, apresentando um desvio padrão de 2,0.

Na primeira medição da fase experimental (E1), a média foi de 5,2 cm, variando entre um mínimo de 1,6 cm e um

máximo de 8,6 cm, apresentando um desvio padrão de 1,9.

Na segunda medição (E2) a média foi de 3,6 cm, variando entre um mínimo de 0 e um máximo de 8 cm, apresentando um desvio padrão de 2,6.

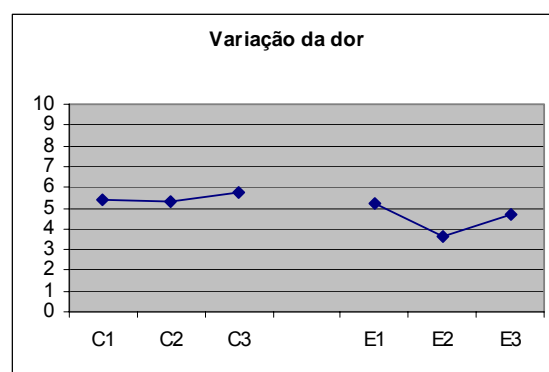
A terceira medição (E3) teve uma média de 4,7 cm, com um mínimo de 0 cm e um máximo de 9 cm, apresentando um desvio padrão de 2,6.

Tabela 2 – Intensidade da dor.

Observações	N	Média	Mínimo	Máximo	Desvio Padrão
C1	32	5,4	,6	7,7	1,8
C2	32	5,4	1,1	8,2	1,7
C3	32	5,8	1,8	8,8	2,0
E1	32	5,2	1,6	8,6	1,9
E2	32	3,6	,0	8,0	2,6
E3	32	4,7	,0	9,0	2,6
Valid N (listwise)	32				

A média da observação E1 (antes da aplicação da técnica) é semelhante às médias das observações C1, C2 e C3, parece também existir uma maior variação da média da dor nas observações experimentais do que nas observações de controlo como podemos observar pelo gráfico 1.

Gráfico 1 – Variação da intensidade da dor entre as medições de controlo e as medições experimentais.



Antes de aplicar os testes inferenciais averiguou-se a distribuição normal na variável intensidade da dor, para cada uma das seis observações, recorrendo-se ao teste de Kolmogorov-Smirnov. Este teste demonstrou a

existência de uma distribuição normal, uma vez que em todas as observações o $p > 0,05$.

Teste Kruskal-Wallis

Recorreu-se ao teste de Kruskal-Wallis no sentido de comparar as seis observações. Através das médias de Rank (tabela 3), verifica-se quais as observações em que se registou uma maior intensidade da dor. A medição onde se registou a maior intensidade de dor foi, por ordem decrescente, C3 (114,61), C1 (105,33), C2 (103,22), E1 (99,88), E3 (90,08), e E2 (65,89).

Tabela 3 – Tabela das médias de Rank.

	Observações	N	Médias de Rank
Amostra	C ₁	32	105,33
	C ₂	32	103,22
	C ₃	32	114,61
	E ₁	32	99,88
	E ₂	32	65,89
	E ₃	32	90,08
	Total	192	

Através da aplicação do teste constata-se que $p < 0,05$, concluindo que nas seis observações da intensidade da dor, existem diferenças estatisticamente significativas (tabela 4).

Tabela 4 – Análise estatística do teste de Kruskal-Wallis

	Amostra
Chi-Square	14,934
Df	5
Asymp. Sig.	,011

Este teste não paramétrico, não permite constatar entre que medições existem diferenças, dessa forma, tornou-se necessário aplicar o teste de Wilcoxon que compara dois momentos de avaliação.

Teste de Wilcoxon

O teste de Wilcoxon mostra que para $p < 0,05$:

- Existem diferenças estatisticamente significativas entre E2, a observação realizada durante a aplicação da CI e

todas as restantes cinco observações com $p = 0,000$ (tabela 5).

- Existem diferenças estatisticamente significativas entre: C3 e C1 com $p = 0,031$; C3 e C2 com $p = 0,031$; C3 e E1 com $p = 0,046$ e entre C3 e E3 com $p = 0,012$.

Tabela 5 – Significâncias do teste de Wilcoxon

E ₂ -C ₁	$p = 0,000$
E ₂ -C ₂	$p = 0,000$
E ₂ -C ₃	$p = 0,000$
E ₂ -E ₁	$p = 0,000$
E ₂ -E ₃	$p = 0,000$
C ₃ -C ₁	$p = 0,031$
C ₃ -C ₂	$p = 0,031$
C ₃ -E ₁	$p = 0,046$
C ₃ -E ₃	$p = 0,012$

Discussão

A CI é utilizada na prática clínica com o objectivo de diminuir a dor. No entanto, existem poucos estudos realizados ao nível do seu efeito na dor.

Johnson e Tabasam (2002), num estudo cego, com controlo e placebo, demonstraram que a CI é eficaz na diminuição da dor isquémica induzida, comparativamente com o grupo controlo.

Neste estudo, pretendia-se investigar os efeitos provocados pela aplicação de uma CI bipolar, na intensidade da dor, produzida durante o alongamento dos músculos ísquio-tibiais em sujeitos com retracções e sem contra-indicações à aplicação de correntes. Constitui objectivo deste estudo, comparar o comportamento da dor dentro da amostra entre as medições experimentais (E1, E2 e E3) e as de controlo (C1, C2 e C3)

Os valores encontrados através da estatística descritiva, revelam que as médias das medições da fase de controlo são semelhantes mantendo-se os valores de C1 para C2 e seguindo-se um aumento de C2 para C3. No entanto, se compararmos com as três medições da fase experimental houve uma diminuição de E1 para E2, seguindo-se um aumento de E2 para E3 embora para um valor inferior a E1 (gráfico 1). A conclusão de que a

CI diminui a intensidade da dor, é reforçada pelos valores mínimos obtidos pelas observações E2 e E3 (sem dor).

A estatística inferencial confirma, através do teste de Kruskal-Wallis, que existem diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) nos valores das seis observações realizadas ($p = 0,011$). As médias de Rank revelam que E2 (durante a aplicação da CI) é a medição onde se registou menor intensidade de dor.

Com o teste de Wilcoxon comparou-se as observações duas a duas, que permitiu constatar a existência de diferenças estatisticamente significativas entre E2 e as restantes cinco medições ($p = 0,000$), verificando que a CI produziu uma diminuição na média da intensidade da dor.

Este resultado vai de encontro ao do estudo realizado por Johnson e Tabasam (2002), que demonstraram num estudo cego, com grupo controlo e placebo, que a aplicação de CI produz uma significativa diminuição da dor isquémica induzida, utilizando uma FB de 100 Hz. No entanto Johnson e Tabasam (2003) compararam o efeito da CI utilizando seis FB (20, 60, 100, 140, 180 e 220 Hz), não tendo encontrado diferenças significativas entre elas.

Pode-se também constatar a existência de diferenças estatisticamente significativas entre C3 e C1 ($p = 0,031$), C3 e C2 ($p = 0,031$) que tendo em vista o comportamento da intensidade da dor no grupo de controlo (gráfico 1), indica uma tendência de aumento da média intensidade da dor com a manutenção do alongamento.

Apesar da literatura não o referir directamente, subentendesse que a manutenção do alongamento estático diminui a intensidade da dor. Segundo Bandy e Irion (1994), a manutenção de um alongamento passivo mantido durante trinta segundos, é suficiente para obter aumento da mobilidade. Halbertsma et al. (1996), estudou o efeito de um alongamento de dez minutos em músculos ísquio-tibiais encurtados, concluindo que o aumento da amplitude de movimento, resulta de um aumento da tolerância ao alongamento e não de uma alteração do encurtamento passivo dos ísquio-tibiais, pelo que seria de esperar, que a intensidade da dor diminuísse progressivamente.

A existência de uma diferença estatisticamente significativa entre E1 e C3 ($p = 0,046$) demonstra, conjuntamente com a análise do gráfico 1, que a média da intensidade da dor de C3 é superior à média de E1, o que reforça a conclusão, de que a dor tende a aumentar com a manutenção do alongamento, uma vez que E1 (antes da aplicação da CI) pode-se considerar uma observação de controlo dentro da fase experimental.

O facto de E3 e C3 serem estatisticamente significativos ($p = 0,012$), demonstra que o efeito da aplicação de CI se mantém no tempo.

Prevalece assim a hipótese experimental sobre a nula, concluindo-se que a aplicação da CI durante o alongamento dos ísquio-tibiais, medida através da EVA, induz uma diminuição da dor.

Conclusões

Este estudo pretendeu fornecer mais informação sobre o efeito da CI na dor, contribuindo para uma prática baseada na evidência.

Os objectivos foram atingidos, sendo os resultados conclusivos ao revelarem diferenças estatisticamente significativas, no que se refere à observação realizada durante a manipulação da variável independente, com as restantes observações.

A confirmação da hipótese experimental, permite ao nível da prática clínica, sugerir a associação desta modalidade a técnicas de alongamento muscular, tornando-as mais toleráveis. Da mesma forma, estes resultados poderão sustentar, a utilização de frequências de 100 Hz em situações de dor.

O estudo apresentou como limitações, o facto de incidir sobre a dor, variável subjectiva, bem como o facto de utilizar a EVA, instrumento pouco objectivo. A localização estandardizada dos eléctrodos pode fazer com que a aplicação não produza, em alguns indivíduos, a despolarização das fibras A β , não se obtendo parestesia no local da dor, o que compromete a inibição pré sináptica das fibras transmissoras. O estudo não ser cego constitui outra limitação.

Os resultados apontam para a existência de uma tendência de aumento da dor, durante a manutenção do alongamento.

Não se encontrou suporte bibliográfico que sustentasse esta conclusão. Esta tendência pode reflectir um comportamento de curto prazo, sendo por isso importante a elaboração de estudos dirigidos para avaliar a variação da dor, durante o alongamento estático, mantido para além dos 2 minutos.

A utilização de um grupo placebo, poderia ser importante para avaliar esta dimensão.

Bibliografia

Alves-Guerreiro, J., Noble, J., Lowe, A. & Walsh, D. (2001). The effect of three electrotherapeutic modalities upon peripheral nerve conduction and mechanical pain threshold. *Clinical Physiology* 21 (6), 704-711.

Bandy, W. & Irion, J. (1994). The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. *Physical Therapy*, 74 (9), 845-850.

Bellamy, N. (1993). *Musculoskeletal clinical metrology*. Lancaster: Kluwer Academic Publishers.

Halbertsma, J., Van Bolhuis, A., & Goeken, L. (1996). Sport stretching: effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 688-692.

Hicks, C. (1995). *Research for physiotherapist: project design and analysis* (second edition). Edinburgh: Churchill Livingstone.

Johnson, M. & Tabasam, G. (1999). A double blind placebo controlled investigation into the analgesic effects of Interferential currents (IFC) and transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) on cold induced pain in healthy subjects. *Physiotherapy Theory and Practice*, 15, 217-233.

Johnson, M. & Tabasam, G. (2002). A single-blind placebo-controlled investigation into the analgesic effects of interferential currents on experimentally induced ischaemic pain in healthy subjects. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 22, 187-196.

Johnson, M. & Tabasam, G. (2003). An investigation into the analgesic effect of different frequencies of the amplitude-modulated wave of interferential current therapy on cold-induced pain in normal subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 9 (84) 1387-1394.

Low, J. (1988). Shortwave Diathermy, Microwave, Ultrasound and Interferential Therapy. In Wells, P; Frampton, V; Bowsher, D (Eds.). *Pain - Management and control in Physiotherapy*. London. Heinemann Physiotherapy.

Low, J. & Reed, A. (2001). *Electroterapia explicada princípios e prática* (3ª edição). Barueri, São Paulo, Brasil: Manole.

Martin, D. (1996). Interferential Therapy. In Kitchen, S; Bazin, S (Eds.), *Clayton's Electrotherapy* (10E) (p. 306-315). London. WB Saunders.

Melzack, R. & Wall, P. (1987). *O desafio da dor*. Lisboa: Fundação calouste Gulbenkian.

Minder, J., Noble, J., Alves-Guerreiro, J., Hill, I., Lowe, A., Walsh, D. & Baxter, D. (2002). Interferential therapy: lack of effect upon experimentally induced delayed onset muscle soreness. *Clinical Physiology e Functional Imaging*, 5 (22), 339-347.

Nelson, R.; Hayes, K.; Currier, D. (1999). *Clinical Electrotherapy* (Third Edition). Stamford, Connecticut: Appleton & Lange.

Palmer, S., Martin, D. (2002) Interferential current for pain control. In Kitchen, S. (Ed.), *Electrotherapy: evidence-based practice* (11E) (p. 287-300). London: Churchill Livingstone.

Palmer, S., Martin, D. , Steedman, W. ,& Ravey, J. (1999). Interferential Current (IC) and Transcutaneous Electrical nerve Stimulation (TENS) Frequency: Effects on nerve Excitation. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation* 80 (9), 1065-1071.

Weijer, V., Gorniak, G., & Shamus, E. (2003) The effect of static stretch and warm-up exercise on hamstrings length over the course of 24 hours. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 33 (12), 727-733.

Wood, L. (2002). Physiology of pain. In Kitchen, S. (Ed.), *Electrotherapy: evidence-based practice* (11E) (p. 75-86). London: Churchill Livingstone

Trabalho recebido a: 19 Setembro 2006

Trabalho revisto a: 20 Dezembro 2006

Trabalho aceite a: 28 Dezembro 2006