

MELISSA LUIZA MOURA

**EFEITO NEUROMUSCULAR DAS
TÉCNICAS FISIOTERAPEUTICAS
BANDAGEM FUNCIONAL E
CORRENTE INTERFERENCIAL NA
SÍNDROME TENSIONAL CERVICAL**

Campinas
2010

MELISSA LUIZA MOURA

**EFEITO NEUROMUSCULAR DAS
TÉCNICAS FISIOTERAPEUTICAS
BANDAGEM FUNCIONAL E
CORRENTE INTERFERENCIAL NA
SÍNDROME TENSIONAL CERVICAL**

Dissertação de Mestrado apresentada à Pós-Graduação da Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do título de Mestre em Educação Física.

Orientador: Antonio Carlos de Moraes

Campinas
2010

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA FEF - UNICAMP

M865e Moura, Melissa Luiza.
Efeito neuromuscular das técnicas fisioterapêuticas bandagem funcional e corrente interferencial na síndrome tensional cervical / Melissa Luiza Moura. - Campinas, SP: [s.n], 2010.

Orientador: Antonio Carlos de Moraes.
Dissertação (mestrado) – Faculdade de Educação Física,
Universidade Estadual de Campinas.

1. Bandagem funcional. 2. Corrente interferencial. 3. Síndrome tensional cervical. 4. Eletromiografia. 5. Fisioterapia. 6. Escala visual analógica da dor. I. Moraes, Antonio Carlos de. II. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física. III. Título.

(asm/fef)

Título em inglês: Neuromuscular effect of spair tape and interferencial current as a physiotherapeutic intervention on cervical tension.

Palavras-chaves em inglês (Keywords): Spair tape. Interfential current. Cervical tension. Electromyography. Physiotherapy. Visual Analogue scale.

Área de Concentração: Ciência do Desporto.

Titulação: Mestrado em Educação Física.

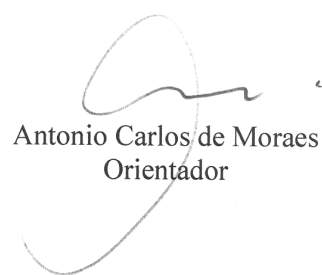
Banca Examinadora: Antonio Carlos de Moraes. Ronei Silveira Pinto. Roberto Vilarta.

Data da defesa: 15/07/2010.

MELISSA LUIZA MOURA

**EFEITO NEUROMUSCULAR DAS TÉCNICAS
FISIOTERAPÊUTICAS BANDAGEM FUNCIONAL E
CORRENTE INTERFERENCIAL NA SÍNDROME
TENSIONAL CERVICAL**

Este exemplar corresponde à redação para
defesa da Dissertação de Mestrado defendida
por Melissa Luiza Moura e aprovada pela
Comissão julgadora em: 15/07/2010.



Antonio Carlos de Moraes
Orientador

Campinas
2010

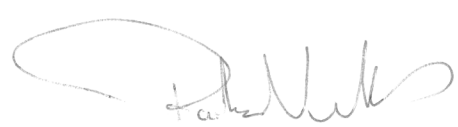
COMISSÃO JULGADORA



Antonio Carlos de Moraes
Orientador



Ronei Silveira Pinto



Roberto Vilarta

Dedico, não só este trabalho, mas todas as realizações e conquistas da minha vida aos meus pais,
José Claudio e Therezinha, que sempre apoiaram e orientaram minhas escolhas
e me deram oportunidade de estudar para conseguir chegar até aqui.
Não tenho palavras para agradecer e dizer o quanto
são importantes em minha vida.

AGRADECIMENTOS

Não gostaria de ser injusta com ninguém neste momento de agradecer as pessoas que ao longo dos anos participaram da minha vida e que com certeza contribuíram de alguma forma para realização desta etapa. Desculpem-me se por descuido esquecer alguém!

Durante estes anos que passei no Laboratório de Estudos Eletromiográficos (LEE) só tenho a agradecer as novas amizades que foram feitas com pessoas que tornam o ambiente de trabalho extremamente agradável, e estão sempre dispostas a ajudar. Obrigada a todos, em especial ao Dudu que sempre me auxiliou e incentivou antes e durante o mestrado, me ensinou a importância de ser não apenas um professor, mas um educador, ao Nizay por toda a ajuda antes do mestrado, ao Bruno meu amigo, resolvemos tudo na dança, Carol, Jota, Cíntia, Coxa, Okano, Zeique, Zé, Xandão, Fabiano, Fabrício. A todos vocês deixo aqui o meu muito obrigado!!! Tanto por me ensinarem grande parte das técnicas do laboratório e me agüentaram nestes anos solucionando as inúmeras dúvidas que surgiam, quanto pelas eventuais bagunças realizadas. Companheiros de longos dias no laboratório que se desdobram para conseguir ajudar em tantas coletas mesmo com todas as outras obrigações. Apesar de ter que cuidar muito desses cidadãos, são excelentes companheiros de trabalho, sempre bem humorados, parceiros de inúmeros eventos e que merecem muito mais do que já conseguiram.

Durante meu intercâmbio em Madrid, fiz grandes amizades. Inclusive na Universidade Politécnica de Madrid, INEF. Raquelzinha é minha grande amiga conquistada por lá, não tenho palavras para agradecer por tudo que fez por mim! Tu eres fenomenal! Enrique Navarro e Javi foram imprescindíveis para o meu intercâmbio e para a realização do meu projeto. Fernando Vascaíno foi como um paião enquanto estive lá, meu amigo que sempre me dava muitas dicas e conselhos sobre o frio! Não me esquecerei das bufandas! Pablinho, Pajuelo, a mamãe Cris, Davidzinho, Rafa, Alberto, Santi, Pablo, David, Daniel, Cuco, a todos na cafeteria, onde tomei os melhores capuccinos da minha vida e conheci as napolitanas! E obrigada a todos meus voluntários! Pena que durou só seis meses, mas valeu muito à pena!

Aos amigos dos outros laboratórios da UNICAMP que sempre estiveram dispostos a me ajudar nos momentos difíceis, mas que também estiveram presentes durante esse tempo. Deixo aqui o meu muito obrigado, em especial ao Montanha, que me incentivou e me ajudou com a escolha do intercâmbio e ao Anselmo, que me ajudou e muito no meu trabalho.

A todos da Fisioterapia da PUC-Campinas, professores, funcionários, veteranos, “bixos”, um lugar que sem dúvidas passei os melhores anos da minha vida. Ao Danilo que sempre me apoiou e incentivou para realizar este mestrado. Ao pessoal da turma 31, amigos que levarei para sempre, muito obrigado por fazerem parte de minha vida. Especialmente ao Hamas e às boazinhas – amigos de verdade que não dispensam uma boa bagunça, mas também estão presentes quando as dificuldades aparecem. Apesar da distância que hoje nos separa tenho certeza de que nossa amizade é eterna.

Mari, Jubs, Tchela, Tita, Gatuzo, Mariones que há anos acompanham as diversas etapas da minha vida e com os quais gostaria de dividir mais uma vez a alegria por ter conseguido atingir meu objetivo. Companheiros de muitos momentos difíceis e outros tantos de alegria.

Meu inesquecível amigo da infância, Bil e a Milla, amigona nas bagunças, que abraçavam toda e qualquer oportunidade de aprontar e dar risadas, mas que infelizmente me/nos deixaram muito cedo, com certeza estão em algum lugar olhando e torcendo por mim. Vocês fazem muita

muita muita falta por aqui, não tem como descrever isso, mas o bom é quando me vejo rindo sozinha lembrando nossas histórias!

Aos amigos do Mallet, Aníbal de Freitas, Anglo e AWC. Durante todos estes anos de convívio ainda me divirto cada vez que encontro com vocês mesmo nas ligações e visitas surpresas de madrugada.

Aos amigos que aparecem no meio do caminho e que tornam a vida muito mais agradável: Cainho, Lygia, Pita, Bonitinho, Fredão, Galeno, Baiano, os HF, Tetel, Mari Gold, Mateusinho, Renêêêêê, Sebá, de Caraguá, de Americana, de Itu e às meninas da república Saia Justa de Piracicaba, por me receberem sempre com carinho e alegria nos semestres em que cursei disciplinas na FOP.

A toda minha família: tios, primos, e em especial meus pais, minha irmã Marcela, Ondina e, meus avós, que apesar de não estarem mais presente para me abraçar e aconselhar, são lembrados todos os dias com muito carinho e consideração! Obrigada por tudo que todos vocês já fizeram por mim, amo vocês. Sem vocês não teria conseguido. Em especial à minha prima Nina também, que foi como uma co-orientadora para mim.

Ao meu namorado Carlos, pelo companheirismo, parceria, carinho, amor, paciência e incentivo. Impressionante como tudo com “nóis2” fica muito melhor!

Aos amigos que escolhemos como nossa segunda família, Elinha, Montanha, Jana, Marcão, Jana, Oré, Frango, Vini, todo e qualquer momento com vocês fica mais gostoso e divertido. Vocês são os amigos que toda pessoa merece ter.

A todos os amigos Santander, principalmente Roder, Danada, Taloca, Hugão e Fabado, com certeza minha experiência durante o intercambio não seria a mesma se vocês não estivessem presentes! Obrigada por todos os momentos compartilhados nessa viagem!

Aos professores Barretão, Sergião, Toninha, pela dedicação e conhecimentos passados nestes anos.

À Prof. Mariângela pela oportunidade do Programa de Estágio Docente e aos alunos que me acompanharam nas primeiras aulas ministradas e me ajudaram sem saber.

Ao Professor Antonio Carlos de Moraes. Não sei como te agradecer por tudo que fez por mim nestes anos de laboratório, desde o momento que me recebeu durante o final da minha graduação em Fisioterapia, me proporcionando o primeiro contato com a Eletromiografia. Sou muito grata a você que sempre ajudou quando precisei com uma dedicação exemplar em assuntos acadêmicos e pessoais. Agradeço com toda sinceridade o conhecimento passado e a confiança depositada em mim. Muito Obrigada!

À Capes e ao Programa de Mobilidade Santander-Espanha que financiaram esta pesquisa.

Benditas as coisas que não sei
Os lugares onde não fui
Os gostos que não provei
Meus verdes ainda não maduros
Os espaços que ainda procuro
Nos amores que nunca encontrei
Benditas as coisas que não sejam benditas

A vida é curta mas enquanto durar
Posso durante um minuto ou mais
Te beijar pra sempre o amor não mente,
Não mente jamais
E desconhece no relógio o velho futuro
O tempo escorre num piscar de olhos
E dura muito além
Dos nossos sonhos mais puros

Bom é não saber
O quanto a vida dura
Ou se estarei aqui
Na primavera futura
Posso brincar de eternidade agora
Sem culpa/nenhuma

(Mart'nália)

MOURA, Melissa Luiza. Efeito neuromuscular das técnicas fisioterapêuticas bandagem funcional e corrente interferencial na síndrome tensional cervical 2010. 94f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2010.

RESUMO

A síndrome tensional cervical (STC) é a tensão no músculo trapézio decorrente de atividades repetitivas e aumento da carga muscular estática associados à postura inadequada da cintura escapular. O objetivo deste estudo foi comparar a eficácia da bandagem funcional (BF) e da corrente interferencial (CI) no alívio da dor da STC através da escala visual analógica da dor (EVA) e, confrontar as respostas dos sinais eletromiográficos do músculo trapézio descendente antes e após cada intervenção. 30 voluntárias do sexo feminino, com hipótese diagnóstica de STC foram avaliadas, com média de idade, estatura e massa corpórea de 28,2 anos, 1,61 m e 59,2 kg, respectivamente. Foram divididas em três grupos, com 10 indivíduos cada: Grupo Bandagem Funcional (GBF) – intervenção de 24 horas com bandagem funcional no músculo trapézio superior; Grupo Corrente Interferencial (GCI) – três dias consecutivos (GCI dia 1, 2 e 3) com intervenção de eletroterapia de 30 minutos cada dia; Grupo Controle (GC) – 30 minutos em repouso. Antes e após as intervenções foram mensuradas as respostas subjetivas da dor através da EVA e, as respostas da atividade elétrica da musculatura. Utilizou-se estatística descritiva para caracterização da amostra, apresentando valores referentes às variáveis selecionadas no estudo. Para os valores expressos em RMS e FM foi utilizado o teste de normalidade Shapiro-Wilk. Utilizou-se a análise de variância (ANOVA) one way, para análise entre os tratamentos no momento após. O teste t foi utilizado para análise intragrupos, comparando antes e após de cada grupo, e antes do GCI dia 1 com o após do GCI dia 3. Para a análise da EVA foi utilizado o teste de normalidade Shapiro-Wilk. Para a comparação das variações da EVA (antes e após as intervenções) utilizou-se o teste não paramétrico de Mann Whitney e quando normal, teste t. O nível de significância adotado foi de 5%. Os valores subjetivos da dor indicados pelas voluntárias através da EVA antes de iniciar o teste, com ou sem intervenção, foram maiores do que após o mesmo, indicando um quadro algíco doloroso. A variação percentual entre antes e após a intervenção da dor foi significativamente maior em GBF (70,75%) e GCI dia 3 (81,45%), em relação ao GC (5,83%) ($p < 0,05$), representando diminuição significativa da dor com a intervenção. Já quanto à variação eletromiográfica em RMS e em FM não apresentou diferença estatisticamente significativa em nenhuma intervenção. Os resultados demonstram que a utilização de intervenções como BF e/ou CI em procedimentos fisioterapêuticos são alternativas igualmente eficazes para diminuição da percepção subjetiva da dor. Já através da EMG há aumento no recrutamento muscular para exercer contração isométrica voluntária máxima após intervenção de ambos os recursos avaliados.

Palavras-Chaves: Bandagem funcional; corrente interferencial; síndrome tensional cervical; eletromiografia; fisioterapia; escala visual analógica da dor.

MOURA, Melissa Luiza. Neuromuscular effect of spair tape and interferential current as a physiotherapeutic intervention on cervical tension. 2010. 94f. Dissertação (Mestrado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2010.

ABSTRACT

Cervical tension syndrome (CTS) is the tension in the trapezius muscle due to repetitive activities and increased static muscle load associated with bad posture of the shoulder girdle. The aim of this study was to compare the effectiveness of taping (BF) and interferential current (IC) in relieving the pain of CTS by the visual analogue scale (VAS), and compare the electromyographic responses (EMG) of the upper trapezius muscle before and after each intervention. 30 female volunteers with the diagnosis of CTS were evaluated, mean age, height and body mass index of 28.2 years, 1.61 m and 59.2 kg, respectively. Were divided into three groups, with 10 subjects each: Group Taping (GBF) - 24-hours of taping intervention on upper trapezius muscle, Group Interferential Current (GCI) - three consecutive days (GCI days 1, 2 and 3) with 30 minutes each day of electrotherapy intervention; Control Group (GC) - 30 minutes lying. Before and after the interventions were measured the subjective responses of pain by VAS, and the responses of the electrical activity of muscles. We used descriptive statistics to characterize the sample, with values on the variables selected in this study. The values expressed in EMG was used the normality test Shapiro-Wilk. We used analysis of variance (ANOVA) one way for analysis between treatments at the time after it. The t test was used for intragroup analysis, comparing before and after each group, and before the first day with the GCI with the GCI after the third day. For the analysis of VAS was used the normality test Shapiro-Wilk. For comparison of changes in VAS (before and after the interventions) used the Mann Whitney non parametric test and when normal, t test. The level of significance was 5%. Subjective values of pain indicated by the volunteers through the VAS before starting the test, with or without intervention, were higher than after the same, indicating painful. The percentage change between before and after the intervention of pain was significantly higher in the GBF (70.75%) and GCI day 3 (81.45%) compared to CG (5.83%) ($p < 0.05$), representing a significant decrease in pain with the intervention. For the EMG variation in RMS and FM the statistics were not significant in any intervention. The results demonstrate that the use of interventions such as BF and/or IC in physical therapy procedures are equals effective alternative to reduce the subjective perception of pain. Already there is an increase over the EMG of muscle recruitment to exert maximal voluntary isometric contraction.

Keywords: Spair tape; interferential current; cervical tension; electromyography; physiotherapy; visual analogue scale.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Anatomia da coluna vertebral e cervical.....	20
Figura 2 -	Músculo trapézio.....	22
Figura 3 -	Técnica de bandagem Watson's strap.....	32
Figura 4 -	Técnica lateral de bandagem funcional.....	32
Figura 5 -	Técnica de facilitação do músculo trapézio devido posicionamento em retração e depressão.....	32
Figura 6 -	Corrente Interferencial.....	36
Figura 7 -	Método bipolar de aplicação da corrente interferencial.....	40
Figura 8 -	Método tetrapolar de aplicação da corrente interferencial.....	40
Figura 9 -	Teoria da comporta.....	42
Figura 10 -	Potencial de ação.....	45
Figura 11 -	Captação dos sinais eletromiográficos através dos eletrodos de superfície para registro dos potenciais de ação da fibra muscular.....	48
Figura 12 -	Desenho do protocolo experimental.....	56
Figura 13 -	Escala visual analógica da dor.....	57
Figura 14 -	Cadeira para realização da contração isométrica voluntária máxima do músculo trapézio descendente para coleta dos sinais eletromiográficos.....	58
Figura 15 -	Bandagem funcional aplicada nas voluntárias do grupo de intervenção GBF....	59
Figura 16 -	Aparelho Sonophasys modelo NMS 0501 – KLD.....	59
Figura 17 -	Posicionamento e técnica de aplicação da eletroestimulação do grupo GCI.....	60
Figura 18 -	Posicionamento do grupo controle.....	60
Figura 19 -	Equipamentos usados para coleta do sinal eletromiográfico. A: eletromiógrafo com 16 canais; B: eletrodos ativos bipolares.....	61
Figura 20 -	Local de colocação dos eletrodos de superfície EMG.....	62
Figura 21 -	Variação percentual da mediana e amplitude semi-interquartílica da percepção subjetiva da dor (EVA) entre os momentos antes e após cada intervenção: bandagem funcional (GBF), eletroestimulação com corrente interferencial (GCI) e grupo controle (GC).....	68
Figura 22 -	Média e desvio padrão (DP) dos valores de RMS (<i>root mean square</i>) após a intervenção, normalizados em função da contração isométrica voluntária máxima (100%) exercida antes das intervenções: bandagem funcional (GBF), eletroestimulação com corrente interferencial (GCI) e grupo controle (GC).....	69

- Figura 23** - Média, desvio padrão (DP) e variação percentual dos valores de frequência mediana (FM) após as intervenções: bandagem funcional (GBF), eletroestimulação com corrente interferencial (GCI) e grupo controle (GC). Valores normalizados em função da contração isométrica voluntária máxima (100%) exercida antes das intervenções..... 69
- Média e desvio padrão (DP) de RMS (*root mean square*) após cada dia (dia 1, dia 2 e dia 3) de intervenção com eletroestimulação com corrente interferencial (GCI). Os valores percentuais de RMS foram normalizados em função da média das contrações isométricas voluntárias máximas (100%) realizadas no dia 1 antes da intervenção (GCI dia 1)..... 70
- Figura 24** - Média, desvio padrão (DP) e variação percentual da frequência mediana (FM) após cada dia (dia 1, dia 2 e dia 3) de intervenção com eletroestimulação com corrente interferencial (GCI). Os valores percentuais de FM foram normalizados em função da média das contrações isométricas voluntárias máximas (100%) realizadas no dia 1 antes da intervenção (GCI dia 1)..... 70
- Figura 25** - Média, desvio padrão (DP) e variação percentual da frequência mediana (FM) após cada dia (dia 1, dia 2 e dia 3) de intervenção com eletroestimulação com corrente interferencial (GCI). Os valores percentuais de FM foram normalizados em função da média das contrações isométricas voluntárias máximas (100%) realizadas no dia 1 antes da intervenção (GCI dia 1)..... 70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Valores individuais, mediana (Med), amplitude semi-interquartílica (ASI) e variação percentual da percepção subjetiva da dor obtidos através da Escala Analógica Visual da Dor antes e após a intervenção com bandagem funcional (GBF).....	65
Tabela 2 -	Valores individuais, mediana (Med), amplitude semi-interquartílica (ASI) e variação percentual (Var) da percepção subjetiva da dor das voluntárias obtidos através da Escala Analógica Visual da Dor, antes e após cada dia (dia 1, dia 2 e dia 3) de intervenção com eletroestimulação com corrente interferencial (GCI); e variação percentual entre o dia 1 e o dia 3 de intervenção.....	66
Tabela 3 -	Valores individuais, mediana (Med), amplitude semi-interquartílica (ASI) e variação percentual da percepção subjetiva da dor analisada pela Escala Analógica Visual da Dor antes e após a intervenção do grupo controle (GC).....	67

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ΔF	Delta da frequência
ADM	Amplitude de Movimento Articular
AMF	Amplitude de Frequência Modulada
ASI	Amplitude Semi-Interquartílica
CDB	Corrente diadinâmica de Bernard
CI	Corrente Interferencial
CMRR	Relação de rejeição do modo comum
CIVM	Contração Isométrica Voluntária Máxima
EMG	Eletromiografia
FB	Frequência de Batimentos
FEF	Faculdade de Educação Física
FM	Frequência Mediana
FFT	Transformada Rápida de Fourier
GBF	Grupo bandagem funcional
GC	Grupo controle
GCI	Grupo da corrente interferencial
IMC	Índice de Massa Corpórea
ISEK	<i>International Society of Electrophysiology and Kinesiology</i>
LEE	Laboratório de Estudos Eletromiográfico
Med	Mediana
mV	milivolts
PAUMs	Potenciais de Ação das Unidades Motoras
pps	Pulsos por segundo
RMS	Root Mean Square
SBU	<i>Swedish Council on Technology Assessment in Health Care</i>
SENIAM	<i>Surface Electromyography for a Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
STC	Síndrome Tensional Cervical
TENS	Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea
UM	Unidade motora
UNICAMP	Universidade Estadual de Campinas

SUMÁRIO

1 Introdução	17
2 Revisão de Literatura.....	19
2.1 Síndrome tensional cervical.....	19
2.1.1 Anatomia e biomecânica.....	19
2.1.2 Fisiologia da dor.....	24
2.1.3 Definição e etiologia.....	25
2.2 Recursos Fisioterapêuticos.....	28
2.2.1 Bandagem Funcional.....	28
2.2.2 Corrente interferencial.....	35
2.2.2.1 Eletrodos e método de fixação.....	38
2.2.2.2 Fisiologia da corrente interferencial.....	41
2.2.2.3 Contra indicações e precauções quanto ao uso da corrente interferencial.....	43
2.2.3 Eletromiografia.....	44
2.2.3.1 Eletromiografia de superfície	46
2.2.3.2 Captação dos sinais eletromiográficos.....	47
2.2.3.3 Processamento dos sinais eletromiográficos.....	50
3 Objetivos	53
4 Métodos.....	55
4.1 Amostra.....	55
4.2 Delineamento Experimental.....	55
4.3 Tratamento estatístico.....	63
5 Resultados	65
6 Discussão.....	71
Conclusão e Considerações finais.....	76
Referências Bibliográficas	77
Anexos	86

1 Introdução

Com a falta de orientação e instrução quanto à postura adequada a ser mantida durante as atividades de vida diárias, a população tem apresentado cada vez mais alterações posturais, podendo desencadear quadros álgicos, característico da síndrome tensional cervical (STC). A STC é a patologia que atualmente abrange cerca de 70% da população, principalmente trabalhadores de intensa e prolongada permanência em computadores, com posturas estáticas errôneas (GERR et al, 2002; FRANÇA, 2008; SZETO; STRAKER; O'SULLIVAN, 2005; TITTIRAN-ONDA et al. 1999), sobrecarregando a musculatura da região do pescoço e ombros, como forma de sustentação da cabeça e membros superiores (JOHNSTON et al., 2008), aumentando a tensão na musculatura dessa região, principalmente a musculatura do trapézio parte descendente (BITTAR et al., 1998; JOHNSTON et al., 2008).

Essa síndrome é comumente observada em mulheres (GERR et al, 2002), e segundo França (2008) a razão de mulheres em relação aos homens com diagnóstico de STC é de 4:1. Dessa forma, estudos que venham analisar os efeitos de tratamentos dessa patologia nessa população parecem ser importantes.

Dentre os diversos recursos fisioterapêuticos, a eletroestimulação é muito utilizada para a reabilitação de distúrbios do sistema músculo-esquelético, sendo a corrente interferencial um desses recursos referidos pela literatura. Pesquisas recentes têm demonstrado que essa corrente interferencial proporciona analgesia e relaxamento muscular, porém há poucos estudos experimentais comprovando com base científica sua eficácia.

A bandagem funcional é uma das técnicas da fisioterapia cada vez mais utilizada pelos fisioterapeutas como recurso adicional no tratamento de quadros álgicos, principalmente por apresentar características diferenciadas ao estimular ou inibir a musculatura, imobilizar parcialmente determinada articulação ou estabilizar a mesma de acordo com a maneira como é aplicada. Permite ainda uma mobilidade limitada da articulação, evitando a dor e possibilitando que se continue com a atividade habitual, seja ela laboral ou até mesmo esportiva (VÁZQUEZ, 2003).

Para quantificar subjetivamente a intensidade da dor nas diferentes patologias usa-se a escala visual analógica da dor, sendo que essa intensidade relatada pelos indivíduos varia

de acordo com a experiência de dor vivenciada anteriormente por cada um deles. Já para avaliar o recrutamento muscular e a taxa de disparo do sistema neuromuscular, tem-se utilizado cada vez mais a eletromiografia de superfície, que dispõe de métodos não-invasivos para mensurar a atividade contrátil individual e simultânea de um ou mais músculos a serem analisados. Podendo assim comparar a ativação isométrica da musculatura através da eletromiografia, antes e após intervenção fisioterapêutica.

Desta forma, o presente estudo teve como propósito comparar a eficácia da bandagem funcional e da corrente interferencial no alívio da dor da STC através da escala visual analógica da dor, forma subjetiva, e confrontar as respostas dos sinais eletromiográficos da parte descendente do músculo trapézio antes e após cada intervenção. Visa também demonstrar a comprovação clínica do efeito dos tratamentos, a fim de aprimorar a conduta terapêutica para cada caso, permitindo de maneira prática e objetiva o melhor tratamento para o paciente. Outro motivo para a realização desse estudo é a escassez de trabalhos científicos abordando o referido assunto, além da contribuição teórica e prática que trará aos profissionais que desconhecem os benefícios dessa eletroestimulação e dessa técnica com esparadrapos, principalmente para reabilitação do paciente portador de STC.

2 Revisão de Literatura

2.1 Síndrome tensional cervical

2.1.1 Anatomia e biomecânica

Do ponto de vista biomecânico, a coluna é uma das regiões mais complexas do corpo humano, é composta de 33 vértebras divididas em cinco regiões como cervical (C1 -C7), torácica (T1-T12), lombar (L1-L5), sacral (S1-S5) e quatro vértebras na região coccígea (Figura 1) (SOBOTTA, 2000).

As vértebras sacrais e coccígeas são denominadas vértebras falsas, porque no adulto são fundidas formando o sacro e cóccix. Entre as demais vértebras, encontram-se discos intervertebrais fibrocartilagosos que atuam como importantes absorvedores de impactos na coluna (PRENTICE; VOIGHT, 2003). A coluna permite um alto grau de flexibilidade, com diferenças no grau de movimento nas diferentes regiões em flexão, extensão, inclinação e rotação, variando de acordo com a direção para a qual as fâscias articulares estão voltadas. Como as vértebras espinais progridem inferiormente, a partir da região cervical, tornam-se cada vez maiores a fim de acomodar a postura ereta do corpo humano e para contribuir na sustentação do peso corpóreo (PRENTICE; VOIGHT, 2003).

A coluna vertebral é sustentada e protegida por forças das estruturas articulares. A articulação entre os corpos das vértebras é do tipo sínfise e os principais ligamentos que as compõem para sustentação e proteção são o longitudinal anterior, o longitudinal posterior e o supra-espinal (ROSA FILHO, 2007).

O formato das vértebras é irregular. Cada uma consiste de um forame vertebral por onde passam os nervos espinais da medula espinal, limitado anteriormente pelo corpo vertebral e posteriormente pelo arco vertebral. Com exceção da primeira e segunda vértebra cervical, cada vértebra possui um processo espinhoso e um transversos para inserção muscular e ligamentar (PRENTICE; VOIGHT, 2003).

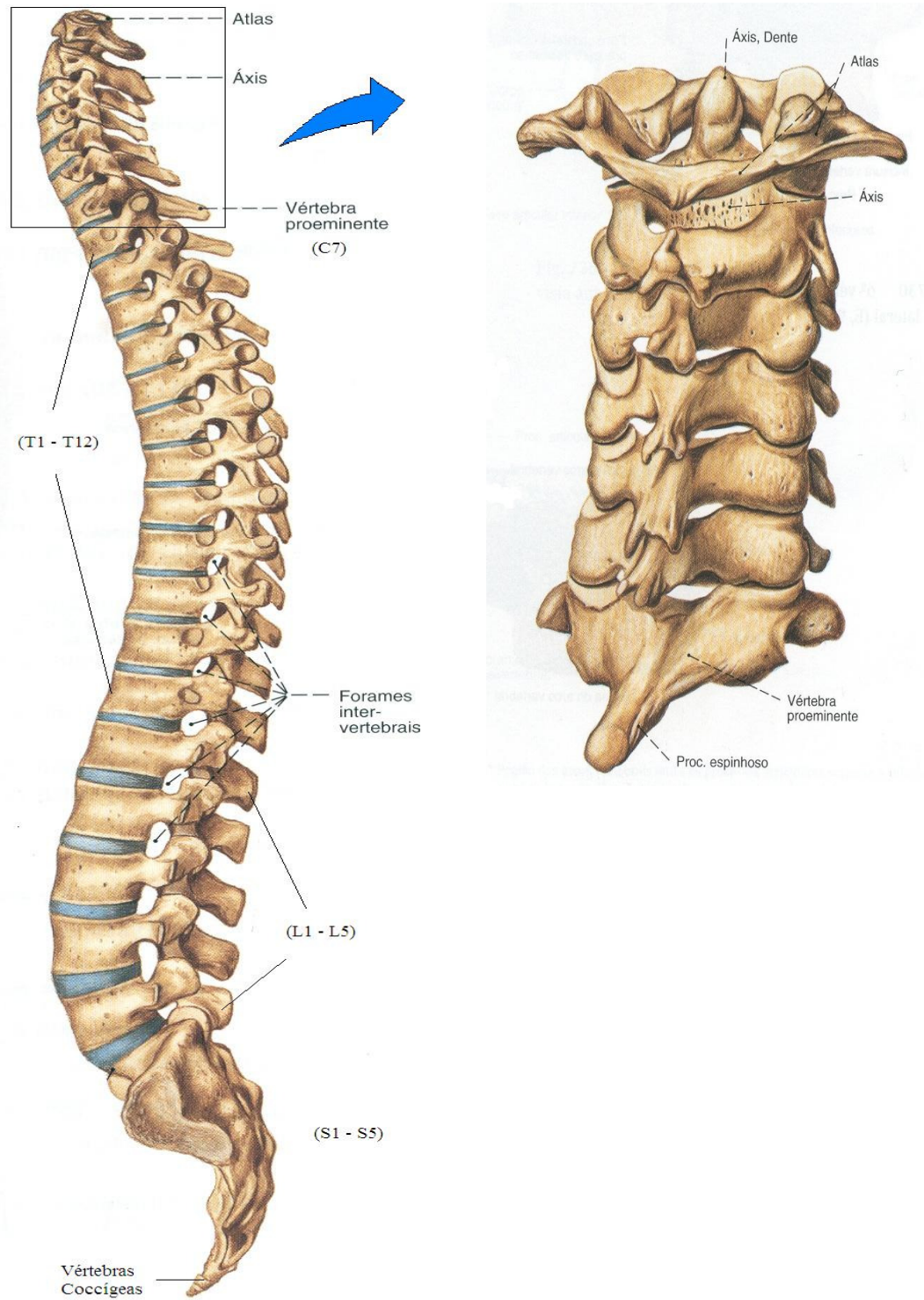


Figura 1. Anatomia da coluna vertebral e cervical. Fonte: Adaptado Sobotta, 2000.

A coluna cervical permite posições e movimentos para a função de suporte e movimentação da cabeça, apresentando amplitude, direção e variação de movimento maior que qualquer outra parte da mesma. A coluna cervical é caracterizada tanto como suporte estrutural, estático, como mecanismo móvel, cinético. A movimentação total do pescoço é a composição de todos os movimentos segmentares que se movem sincronicamente, com direção e grau de movimento variando de acordo com os diferentes níveis do segmento da coluna (ESTEVE, 1982).

As duas primeiras vértebras cervicais são estruturas altamente especializadas dedicadas à sustentação do crânio. A primeira, denominada atlas, não possui corpo, mas é um anel ósseo circundando o forame vertebral. Em sua face superior tem duas grandes faces articulares côncavas que acomodam os côndilos occipitais do crânio. Essa articulação atlanto-occipital permite considerável flexão e extensão da cabeça, possui uma cápsula frouxa reforçada pelos ligamentos atlanto-occipitais anterior, posterior e lateral. A segunda vértebra, denominada áxis, tem uma protuberância óssea curta, chamada de dente, que se estende verticalmente a partir de seu corpo para o forame vertebral do atlas, separado da medula espinal por ligamentos anteriores e posteriores. Este processo ósseo serve como um eixo em torno do qual o atlas roda livremente, tornando possível girar ou balançar a cabeça de um lado a outro. O movimento nessas duas articulações é livre em comparação com as outras articulações intervertebrais (ROSA FILHO, 2007).

As demais vértebras cervicais são posteriormente inclinadas em até 45° do plano transversal e, em geral, orientadas com o plano frontal. Devido a esse alinhamento, essas articulações permitem flexão e extensão no plano sagital, flexão lateral no plano frontal e rotação no plano transversal (ROSA FILHO, 2007).

A musculatura da região posterior do corpo é extremamente desenvolvida no ser humano para permitir assumir a posição ereta, apresentando origem ou inserção do ventre muscular no periósteo das vértebras. Os músculos estão dispostos em pares bilaterais, embora possam e de fato funcionem de modo independente (unilateralmente) (ROSA FILHO, 2007).

Segundo Dângelo e Fattini (2007), o músculo Trapézio (Figura 2), um grande grupamento muscular, é o mais superficial dos músculos da região superior e posterior do tórax e, costuma ser mais tendinoso que muscular na região da junção cervicotorácica. Sua origem é na linha nugal superior, na protuberância occipital externa, no ligamento nugal (feixes colagenosos

que se fixam no vértice dos processos espinhosos das vértebras cervicais), e nos processos espinhosos das vértebras cervicais e torácicas; já sua inserção pode ser no terço lateral da clavícula, no acrômio e na espinha escapular (DÂNGELO E FATTINI, 2007; SOBOTTA, 2000). Essa musculatura é innervada pelo nervo acessório (XI par craniano), além de ramos do plexo cervical.

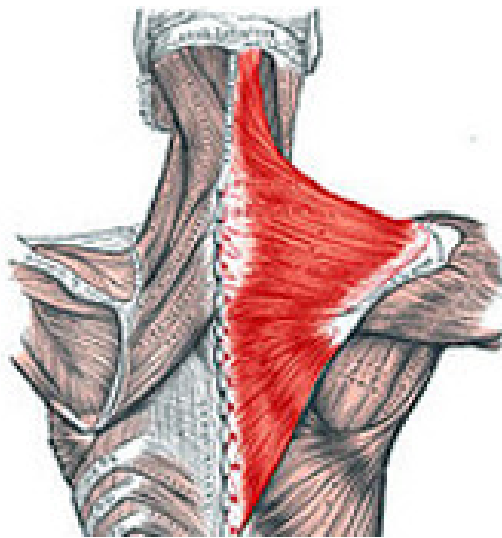


Figura 2. Músculo Trapézio

Extraído de <<http://cdn-write.demandstudios.com/upload//8000/700/30/4/8734.jpg>>.

Acesso em: 31 Jul, 2009

Do ponto de vista funcional, o músculo trapézio pode ser dividido em três partes: descendente, transversa e ascendente. O trapézio descendente pode ser diferenciado dos outros músculos elevadores escapulares por ser o único que eleva a ponta acromial da clavícula e escápula (consequentemente agindo sobre o ombro), além de rodá-la lateralmente à medida que a eleva, enquanto que os outros músculos realizam uma elevação vertical (KENDALL, 2007). O trapézio transversa realiza adução da escápula; e o trapézio ascendente, a depressão da escápula e rotação da borda inferior da escápula medialmente.

A ação do músculo trapézio descendente ocorre devido ao ponto de origem fixo na protuberância occipital externa, no terço medial da linha nuchal superior, no ligamento nuchal e no processo espinhoso da sétima vértebra cervical e sua inserção no terço lateral da clavícula e no

processo do acrômio da escápula para estabilização postural e articular (KENDALL, 2007; DÂNGELO E FATTINI, 2007). Além disso, essa ação ocorre pela contração dos músculos longos da cabeça, (MALONE; McPOIL; NITZ, 2002).

O músculo trapézio é essencial para proporcionar estabilidade articular e auxiliar durante a cinemática da articulação glenoumeral, além disso, por ser resistente à fadiga é importante para auxiliar o controle postural. Porém, como a cintura escapular é uma região instável, se essa musculatura não estiver fortalecida, proporcionará fraqueza e disfunções osteomioarticulares nas pessoas (KINNEY et al., 2008).

A disfunção ou fraqueza do músculo trapézio pode favorecer ao desequilíbrio muscular, à diminuição da resistência muscular e alterar a relação entre o comprimento de tensão e da força propriamente exercida. Isso influi na cinemática das articulações da cintura escapular, na fadiga muscular, na instabilidade da articulação glenoumeral e nas alterações posturais (KINNEY, 2008; KENDALL, 2007).

As desordens musculares associadas à dor nessa região da cintura escapular são essencialmente baseadas a dois tipos: ou à retração muscular, que geralmente apresenta surgimento gradual dos sintomas; ou à distensão muscular, que tem surgimento agudo (KENDALL, 2007). Segundo a Associação Internacional para o Estudo da Dor (*International Association for the Study of Pain*), define-se dor como: “Dor é uma experiência sensitiva e emocional desagradável associada ou relacionada à lesão real ou potencial dos tecidos. A dor é sempre subjetiva e, cada indivíduo aprende a utilizar esse termo através das suas experiências anteriores”.

A dor é uma condição muito complexa, pois não se trata somente de uma forma de sensação e sim de reações reflexas como: sensitivo-discriminativo, afetivo-emotivacional e cognitivo-avaliativo (KATER; NICHIMARU, 2001). A percepção e a resposta do corpo à dor são denominadas nocicepção, para a qual o organismo possui complexo sistema nervoso. As terminações nervosas livres são os receptores de dor na pele e em outros tecidos, chamados de nociceptores polimodais, que representam 95% das unidades sensoriais da pele humana e respondem a estímulos nocivos mecânicos, térmicos ou químicos (GUYTON; HALL, 2006).

2.1.2 Fisiologia da dor

Na classificação geral, as fibras nervosas são divididas nos tipos A e C, sendo as do tipo A, subdivididas em: alfa, beta, gama e delta. As fibras do tipo A, são típicas dos nervos espinais, e as do tipo C são de pequeno diâmetro e não mielinizadas, que conduzem impulsos com baixa velocidade. Existem cinco grupos de fibras sensoriais:

- Grupo Ia: terminações de fusos musculares com diâmetro médio de 17 micrômetros, correspondendo na classificação geral às fibras do tipo A alfa.
- Grupo Ib: fibras dos órgãos tendinosos de Golgi, com diâmetro médio de 16 micrômetros, correspondendo também às fibras A alfa.
- Grupo II: fibras dos receptores táteis, cutâneos e dos fusos musculares, com diâmetro médio de 8 micrômetros, correspondendo às fibras do tipo A beta e A gama.
- Grupo III: são as fibras que conduzem o tato grosseiro, a temperatura e a dor aguda, tendo diâmetro médio de 3 micrômetros, sendo do tipo A delta na classificação geral.
- Grupo IV: são fibras não mielinizadas que conduzem a dor crônica, a temperatura e o tato grosseiro, com diâmetro médio de 0,5 a 2 micrômetros, sendo na classificação geral chamadas de tipo C.

As fibras nervosas que transmitem a informação dolorosa são as do grupo III (que conduzem a dor rápida) e as do grupo IV (que conduzem a dor lenta). Estes dois tipos de fibras são de pequeno diâmetro e têm um alto limiar de excitação quando comparadas às do grupo II (LOW, REED, 2001; SALGADO, 1999).

Os trajetos dos impulsos nervosos que dão origem à dor incluem: o sistema nervoso periférico, a medula espinal, o tronco cerebral, o tálamo e o córtex cerebral podendo ser modulados em cada uma dessas regiões. Os corpos celulares das fibras A delta e C são encontrados nos gânglios da raiz dorsal e suas conexões centrais entram na medula espinal através das raízes dorsais, onde fazem sinapse com células de transmissão nociceptiva central (LOW; REED, 2001).

Quando é encontrada alguma célula lesada por decorrência de processos inflamatórios, traumáticos ou isquêmicos, o organismo libera substâncias algio gênicas como a bradicinina, serotonina, histamina, íons potássio, ácidos, leucotrieno, acetilcolina, tromboxans,

enzimas proteolíticas e prostaglandinas que estimulam as terminações nervosas livres, conduzindo os impulsos dolorosos via fibra tipo C (GUYTON, HALL, 2006; MCARDLE, KATCH, KATCH, 2002).

A dor é considerada numa fase inicial como aguda e, quando tardia e persistente como crônica. Os segundos iniciais da dor aguda são descritos como dor transitória. Se o dano tissular for insignificante, a dor transitória cessa. A continuidade da dor aguda, portanto, está intimamente relacionada com dano tecidual, já que alterações inflamatórias e exsudação nas primeiras horas podem causar aumento da dor. Obviamente que a função adicional desse tipo de dor seria limitar a movimentação ou as sobrecargas sobre o tecido, agindo como um fator de proteção para evitar maiores danos (TEIXEIRA et al., 1994). A dor crônica definida por sua persistência, geralmente está associada a processos degenerativos. Em termos simples, é a dor que dura mais de 4 a 6 meses (MELLO FILHO et al., 1992), persistindo além do tempo razoável para a cura de uma lesão, ou que está associada a processos patológicos crônicos que causam dor contínua ou recorrente em intervalos de meses ou anos (TEIXEIRA et al., 1994).

Dentre as distintas escalas para quantificar a dor, a escala analógica visual da dor é muito utilizada em pacientes durante avaliações clínicas e em voluntários durante as pesquisas para quantificar a dor (LAN et al., 2010; KAYA; ZINNUROGLU; TUGEU, 2010; ALVES; MOURA, 2007; HINMAN et al., 2003). A escala de Borg CR10 também é utilizada, (OSTENSVIK; VEIERSTED; NILSEN, 2009; STRIMPAKOS et al., 2005; THURESSON et al., 2005) porém, inicialmente essa escala de Borg era utilizada para constatar a percepção de esforço (BORG, 1982).

2.1.3 Definição e etiologia

A cervical, por ser a região com maior mobilidade da coluna vertebral, está sempre susceptível à desordem orgânica e funcional. A síndrome tensional cervical (STC) é decorrente dessa alteração orgânica e/ou funcional da região cervical, devido às atividades profissionais e diárias associadas ao trabalho repetitivo, ao aumento da carga muscular estática e a ambiente de trabalho impróprio (BITTAR et al., 1998; GOUDY; McLEAN, 2006; JOHNSTON et al., 2008). Outros fatores, tais como o tempo de utilização do computador (BRANDT et al.

2004) mantido com posturas inadequadas (TITTIRAN-ONDA et al. 1999) e características psicossociais relacionadas ao ambiente de trabalho também são identificados como atenuantes de dor cervical (JOHNSTON et al, 2008). Geralmente esses fatores estão relacionados com a posição inadequada da cabeça e dos membros superiores durante a realização dessas atividades, promovendo aumento da tensão na musculatura da região cervical, também conhecida como STC (BITTAR et al., 1998; GOUDY; McLEAN, 2006; JOHNSTON et al., 2008).

Essa síndrome é caracterizada principalmente por dor na musculatura do trapézio descendente, com sinais clínicos de hipersensibilidade muscular, contratura muscular com presença de nódulos dolorosos, dor à palpação, aumento do tônus muscular, limitações de amplitude de movimento, pode apresentar dor de cabeça associada (BITTAR et al., 1998; SJOGAARD; LUNDBERG et al., 2002; GOUDY e McLEAN, 2006). Segundo as informações colhidas pelos indivíduos com STC, a sensação mais característica é o peso sobre os ombros, geralmente decorrente de fatores estressantes mentais associados à má postura, aumentando o risco de desenvolver distúrbios osteomusculares na região do pescoço/ombro (JOHNSTON, 2008). Acredita-se que fatores psicossociais desfavoráveis criam uma carga mental associada às reações fisiológicas e/ou psicológicas (JOHNSTON, 2008; LAURSEN et al., 2002; LUNDBERG et al., 2002).

A STC está relacionada a diversas profissões, tanto de demanda de trabalho fisicamente exigente, como o fisioterapeuta que realiza atendimento a pacientes neurológicos; às profissões consideradas de baixa demanda, como dentista; além daquelas relacionadas a trabalhadores e usuários de computador (GERR et al. 2002; KORHONEN et al. 2003). Dentre as diversas atividades, a maior incidência dessa síndrome é em digitadores, que mantêm uma postura inadequada durante longas horas em frente ao computador (JOHNSTON et al., 2008). Os digitadores apresentam cada vez mais riscos de desordens na cintura escapular, com taxa de prevalência variando de 38% (VAN DEN HEUVEL et al., 2006) para 63% (SILLANPAA et al. 2003), sendo maior para as mulheres do que homens (EKMAN et al. 2000). Com a população cada vez mais sedentária e o aumento da utilização de tecnologia informática em casa e no trabalho, esse índice de prevalência pode continuar a subir.

Segundo artigos da *Swedish Council on Technology Assessment in Health Care* (2009), a prevalência da dor cervical nos indivíduos varia de 34% a 61% durante o ano, sendo alguns casos associados à depressão; já durante toda a vida varia de 67% a 71%. Weill e

colaboradores (apud KINOPLICH, 2003), realizaram um levantamento sobre a previdência francesa de 4,4 milhões de trabalhadores, e constataram que casos agudos de dores relacionados ao trabalho ou ao período de levantamento estatístico tiveram a incidência de 20,6% de todos os empregados homens e 36% das mulheres.

A tensão cervical e a cefaléia tipo tensional se originam como resultado direto da contração muscular constante, devido à tensão muscular mantida, ao estado emocional alterado, ansiedade ou postura viciosa. A dor existente pode ser decorrente da isquemia proporcionada por essa constante contração muscular, devido ao aumento da pressão interna da massa muscular gerando vasoconstrição (ESTEVE, 1982) e diminuição da densidade de capilares sangüíneos (MCARDLE; KATCH; KATCH, 2002), comprometendo assim a oxigenação da musculatura.

Fisiologicamente, cada contração deve ser seguida de relaxamento, durante o qual o sangue novamente passe pelos capilares relaxados, levando nova quantidade de oxigênio e eliminando catabólitos acumulados (MCARDLE; KATCH; KATCH, 2002). Essa alternância de contração e relaxamento permite uma atividade muscular indolor, evitando a fadiga.

A associação de isquemia tissular e retenção de catabólitos inicia o processo inflamatório do tecido conduzindo à reação fibrosa no interior dos músculos e tecidos adjacentes (ESTEVE, 1982). Desta forma, criam-se condições ideais para a liberação de substâncias químicas indutoras da dor, estabelecendo uma condição cíclica de dor-espasmo-dor (LAMPE apud O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2003).

Segundo Herbert et al. (2003), a distribuição da tensão na coluna cervical e o grau de movimento total são determinados pelo somatório do movimento das unidades funcionais: vértebra superior e inferior, disco intervertebral e ligamentos associados. Porém, a dor nessa região causa a perda da coordenação dos movimentos, perda da força e da resistência muscular, além de causar disfunção da musculatura, tornando-a uma região instável.

Na STC, indivíduos com exacerbações ou novas lesões de tecidos previamente lesados ao continuar aplicando os estresses que podem ter provocado lesão original, precisam de tratamento e programa de reabilitação mais específicos e formais, evitando recidivas e progressão da lesão. Como é o caso dos distúrbios mais comuns decorrentes da STC: cefaléia, torcicolo psicogênico, síndrome escápulo-umeral, síndrome dos escalenos, síndrome clavículo-costal e síndrome de Barre-Liéou (ESTEVE, 1982).

2.2 Recursos fisioterapêuticos

No tratamento fisioterapêutico das diversas desordens do sistema músculo-esquelético, existem vários recursos utilizados como a cinesioterapia, eletroestimulação e terapia manual, e para essa pesquisa foram empregadas a eletroestimulação e a bandagem funcional como intervenções fisioterapêuticas na síndrome tensional cervical. A partir da avaliação detalhada e precisa realizada do paciente, obtém-se metas e objetivos de tratamento fisioterapêutico a curto e longo prazo, geralmente associando mais de uma técnica para o tratamento eficaz de cada patologia.

2.2.1 Bandagem Funcional

A bandagem funcional tem sido cada vez mais utilizada na prática clínica em fisioterapia como técnica adicional ao tratamento de patologias e disfunções, assim como técnica profilática (KNEESHAW; 2002). É também conhecida como *taping* ou *strapping* (Estados Unidos), ligaduras funcionais (Portugal), *functional bandages* (Alemanha), *contention souples* (França e Suíça) ou *vendajes funcionales* (Espanha) (SALGADO; PARREIRA; CECI; 2002). Apesar de ser amplamente aceita na prática clínica, há muitas controvérsias quanto às vantagens apresentadas por essa técnica, e principalmente quanto à melhor forma de aplicação (KNEESHAW, 2002).

A aplicação da bandagem para tratamento de lesões apresenta uma história tão antiga quanto a própria medicina (FREEMAN, 1965), aproximadamente 500 a.C., e as definições variam de autor para autor (CERVENY, 2001). Teve início em outras civilizações, sendo na Grécia antiga com suas primeiras aplicações no esporte, em que os arqueiros enfaixavam os punhos antes das batalhas e os espartanos enfaixavam a panturrilha, sendo a fixação realizada com mel (BELLENZANI NETO, 2006). Em 1971, Ceccaldi e Le Balch publicaram o primeiro trabalho sobre bandagens na França; e desde então esse material evoluiu na própria França e nos Estados Unidos. Em 1987, Rouillon publicou algumas obras que permitiram maior difusão das técnicas.

Não há estudos que comprovem uma teoria de como e porque essa técnica é bem sucedida com a aplicação na superfície da pele; no entanto, há uma aceitação geral de que causa benefícios ao paciente, apesar das divergências sobre sua eficácia. Com os mecanismos de ação da bandagem ainda inconclusivos, os estudos enfocam a propriocepção e os efeitos mecânicos, com uma mínima hipótese de efeito psicológico (HUME et al. 1998). Sabe-se que essa técnica tem importante efeito no tratamento das disfunções osteomioarticulares dos indivíduos, devido ao *feedback* proporcionado pelo estímulo proprioceptivo e pelo auxílio gerado à artrocinemática e posicionamento da articulação (MORRISSEY 2000; GERRARD et al. 1998; KNEESHAW, 2002).

Kazemi (1997, apud CERVENY, 2001) definiu bandagem funcional como dispositivos que alteram a biomecânica dos segmentos corporais que possivelmente apresentam alguma desordem osteomioarticular. Essa alteração ocorre através da técnica e do tipo de material utilizado na bandagem, podendo sua composição ser de característica mais rígida, com a finalidade de proporcionar repouso e limitação na amplitude de movimento das estruturas lesadas, para minimizar os déficits e melhorar a funcionalidade dos segmentos em questão, entretanto sem anular sua biomecânica artrocinemática.

Kazemi (1997, apud CERVENY, 2001) descreve ainda que os efeitos que a bandagem proporciona ao indivíduo, tais como a ação mecânica que gera maior estabilidade muscular; propriocepção, que influencia os receptores táteis e musculares; e de ordem psicológica para proporcionar confiança e conforto ao indivíduo. Além disso, as bandagens são utilizadas como primeiros socorros, para estancar um ferimento aberto, conter quadros algícos, de hematomas e entorses; pode também ser usada como uma segunda bandagem, para uma contenção mais rígida da área afetada com a intenção de acelerar o processo de reabilitação após a reabsorção do hematoma ou fechamento da ferida; a bandagem tardia, utilizada para preservação anatômica, com sustentação e apoio osteomioarticular para reduzir o estresse mecânico das áreas submetidas à dor, além de ativar proprioceptores e exteroceptores; ou ainda como bandagem profilática, para prevenção de distúrbios osteomioarticulares sem comprometer a função motora fisiológica dos segmentos (BELLENZANI NETO, 2006).

O uso da bandagem pode ser considerado uma influência das técnicas de compressões tradicionais utilizadas para aprimorar a propriocepção, não só durante o uso da mesma, como após bastante tempo da aplicação da fita, independentemente da articulação ou

musculatura em questão (PERLAU et al. 1995). Numa bandagem de tornozelo, o objetivo principal é proporcionar maior estabilidade para a articulação do indivíduo; no caso do joelho o enfoque maior é aprimorar a função da articulação patelofemoral (GERRARD, 1998; REFSHAUGE; KILBREATH; RAYMOND, 2000; ERNST; KAWAGUCHI; SALIBA, 1999); já na região da cintura escapular apresenta maior diversidade de técnicas utilizadas. As duas mais frequentes são com objetivo de propriocepção e estabilidade da biomecânica articular (MORRISSEY, 2000; ERNST; KAWAGUCHI; SALIBA, 1999; GERRARD, 1998), além do suposto efeito psicológico que a fita pode gerar (HUME; GERRARD, 1998).

Um dos objetivos da bandagem consiste em ser o mais funcional possível, promovendo o melhor posicionamento da articulação ou do segmento tratado, sem restringir a articulação, apenas limitando o movimento indesejado ou o sintoma relatado pelo paciente, mantendo assim, a mobilidade articular. Dessa forma, permite-se um funcionamento mecânico adequado, evitando sobrecarga em estruturas tendinosas, capsulares, ligamentares e musculares. Com a utilização da técnica de bandagem, proporciona-se ao segmento máxima estabilidade com mobilidade seletiva (BELLENZANI NETO, 2006).

Os efeitos biomecânicos são de reposicionamento das articulações de forma que proporcione maior estabilidade (GERRARD, 1998; KIBLER, 1998) sendo em forma de tala ou numa relação de comprimento-tensão da musculatura (MOSELEY et al., 2000; KNEESHAW, 2002) para proporcionar a postura e o movimento padrão ou, reorganização adequada do sistema musculoesquelético.

É cientificamente comprovado que os receptores neuromusculares são danificados após uma lesão (FORWELL; CARNAHAN 1996; PERLAU; FRANL; FICK, 1995; DAVIES; DICKOFF-HOFFMAN 1993) e, obviamente, para atingir os melhores resultados em um tratamento, esses danos devem ser corrigidos. (KNEESHAW, 2002). Acredita-se que a bandagem proporcione estímulos neuromusculares devido ao aumento do *feedback* pela via aferente decorrente dos receptores cutâneos (KNEESHAW, 2002; PERLAU; FRANL; FICK, 1995).

Para sua aplicação, deve-se evitar uma tensão excessiva que leve ao bloqueio circulatório; tomar cuidado com os ferimentos do indivíduo; o posicionamento; evitar formação de rugas e de espaços sem bandagem que formem janelas. Não aplicar em indivíduos com fraturas completas e recentes, com ruptura completa de tendão, grandes ferimentos abertos,

problemas circulatórios de retorno ou alergia ao material utilizado. Já no caso de lesões ligamentares, musculares, tendinosas, capsulares, deformidades osteoarticular, edemas, hematomas e algumas fraturas, a bandagem é indicada. Assim, se a aplicação da técnica escolhida fornece o resultado inicialmente desejado, este deve ser reaplicado concomitantemente ao tratamento fisioterapêutico, independente de ser eletroterapia, cinesioterapia, hidroterapia, entre outros, até que a causa e o sintoma desapareçam, e/ou a cinemática articular e padrão postural sejam atingidos sem o uso da fita (MORRISSEY, 2000).

Deve-se ressaltar que antes da colocação da fita é necessário realizar a limpeza do excesso de oleosidade da pele. No caso de irritação da pele após a remoção da fita, evite recolocá-la como continuidade no tratamento (KNEESHAW, 2002).

Miller e Hergenroeder (1990, apud CERVENY, 2001) realizaram uma revisão de literatura com as diversas opções de materiais para estabilidade ou propriocepção do tornozelo. As fitas adesivas proporcionam restrição e estabilidade de movimento inicialmente, mas após a execução de atividades esse efeito diminui. As bandagens elásticas são eficazes para controlar edema, principalmente no caso de entorses, porém não proporcionam estabilidade articular. Os suportes infláveis são úteis para prevenir recidivas durante a reabilitação do indivíduo.

Algumas técnicas relacionadas com a musculatura do trapézio, tais como a técnica de Watson *strap* (WATSON, 2000 apud KNEESHAW, 2002) (Figura 3), é muito utilizada em indivíduos que apresentam rotação anterior e medial e inclinação anterior da escápula. Segundo Watson (2000 apud KNEESHAW, 2002), essa postura em repouso indica fraqueza muscular dos rombóides e, também é indicativo de hipomobilidade escapular. A fim de compensar essa fraqueza muscular, pode haver hiperatividade do músculo trapézio descendente resultando em espasmos crônicos da musculatura e a possibilidade de gerar uma síndrome funcional torácica (KNEESHAW, 2002).

Essa bandagem apresenta efeitos mecânicos, caracterizado pelo reposicionamento em si que melhora a relação comprimento-tensão dos rombóides e trapézio transversal através do encurtamento muscular (MORRISSEY, 2000), aprimorando a estabilidade escapular (JOHNSTON et al., 2002; KIBLER, 1998); e, efeitos proprioceptivos, decorrente do *feedback* proporcionado pela alteração total da posição da escápula a fim de estimular melhor

coordenação muscular. Assim como qualquer bandagem, Watson's *strap* terá efeitos gerando maior *feedback* aferente para o córtex sensório motor (KNEESHAW, 2002).

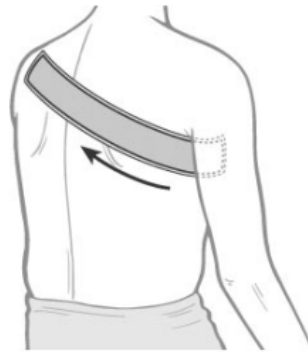


Figura 3. Técnica de bandagem Watson's strap. Fonte: Kneeshaw, 2002.

O'Donovan (1997, citado por MORRISSEY, 2000) estudou uma técnica de bandagem com redução imediata da atividade do músculo trapézio descendente. É provável que o posicionamento da fita de acordo com a figura 4 reduza o recrutamento das fibras musculares dessa musculatura, devido à tração que proporciona redução da interação das pontes de actina e miosina (PARKHURST; BURNETT, 1994). Acredita-se que é muito mais significativo do que o simples posicionamento cutâneo para proporcionar *biofeedback* proprioceptivo e que as diversas técnicas são mais utilizadas para estabilizar a escápula e inibir o músculo trapézio descendente (figura 5).

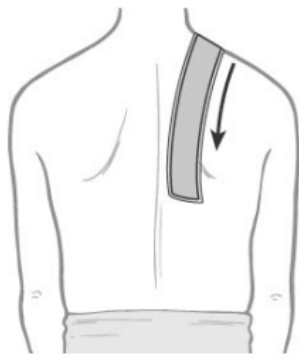


Figura 4. Técnica lateral de bandagem funcional. Fonte: Kneeshaw, 2002.



Figura 5. Técnica de facilitação do músculo Trapézio devido ao posicionamento em retração e depressão. Fonte: Kneeshaw, 2002.

Perlau, Frank e Fick (1995) realizaram um estudo com a hipótese de testar esse aprimoramento proprioceptivo proporcionado na articulação pela bandagem elástica e se esse benefício continuava após a sua retirada. Porém, apesar dos resultados mostrarem aumento significativo da propriocepção do joelho não lesionado durante todo o período em que se manteve com a bandagem, esse efeito benéfico foi perdido pouco tempo depois que houve sua remoção.

Alguns autores realizaram estudos sobre a influência e os efeitos da bandagem através da eletromiografia. Porém, apesar desses estudos enfocarem os membros inferiores, apresentam uma relação estrita com os resultados que se pode obter num tratamento para os membros superiores. Kowall e colaboradores (1996) analisaram o efeito da bandagem através da atividade eletromiográfica do músculo quadríceps femoral em pacientes com dor femoropatelar. Foram divididos em dois grupos, em que todos realizaram o mesmo tratamento fisioterapêutico e um dos grupos utilizou bandagem patelar. Houve diminuição da dor e aumento da força muscular estatisticamente significante em ambos os grupos, sugerindo assim que o uso da bandagem é eficaz tanto quanto o tratamento fisioterapêutico da dor femoropatelar.

Cervený (2001) estudou a influência das diferentes bandagens funcionais na atividade elétrica e força dos músculos flexores do joelho durante a contração isométrica voluntária máxima a 30°, 60° e 90°. Verificou-se que houve aumento da amplitude do sinal eletromiográfico em relação ao tempo no músculo bíceps femoral a 90° de flexão do joelho com aplicação de bandagem, em comparação à aplicação da bandagem frouxa e sem bandagem. A bandagem foi eficaz e a bandagem frouxa promoveu efeito placebo positivo nos músculos estudados quando comparado com a situação sem bandagem, principalmente nas situações com menor alavanca dos segmentos .

Outras diversas técnicas para inibir ou facilitar a musculatura são diferentes quanto ao posicionamento da fita. A bandagem inibidora do músculo trapézio descendente é uma técnica fisioterapêutica popular a fim de restaurar padrões normais da ativação da musculatura escapular. Uma das razões principais para esse estudo é que a bandagem apresenta propriedades de facilitar e inibir a musculatura, de acordo com a forma como é aplicada. Por exemplo, Morrissey (2000) assegura que aplicar tensão na bandagem na direção das fibras musculares facilita a musculatura em questão. E, Tobin e Robinson (2000) afirmam que a fita aplicada perpendicularmente às fibras e ao ventre muscular é uma técnica inibidora dessa musculatura.

Outras hipóteses, de que a fita aplicada na direção da fibra muscular é capaz de aproximar a origem do músculo da sua inserção, e esse encurtamento muscular aprimora a relação comprimento-tensão da musculatura alongada, reforçando a sua capacidade de gerar força com menor gasto de energia (MORRISSEY, 2000). Além disso, o mecanismo proposto de colocação dessa bandagem induz ao realinhamento biomecânico da articulação envolvida com a musculatura, otimizando a capacidade de executar o movimento normalmente (HOST, 1995), bem como a propriocepção, devido à sensibilidade exteroceptiva cutânea decorrente da aplicação de fita, alterando a saída dos impulsos pelo motoneurônio (SIMONEAU et al., 1997; McNAIR; STANLEY; STRAUSS, 1996).

Com base nesses autores, surgiu o interesse de adicionar ao tratamento fisioterapêutico as técnicas de Morrissey (2000) e Tobin e Robinson (2000) simultaneamente. A finalidade é de primeiramente posicionar finas fitas de bandagem perpendiculares às fibras musculares, para enfocar a diminuição do quadro algico muscular e inibir a musculatura; e, concomitantemente, sobrepor à técnica anterior, finas fitas de bandagem posicionadas no sentido das fibras musculares para facilitar a atividade dessa musculatura durante esse período. Com a prática apresentando resultados satisfatórios, surgiu o interesse em realizar esse projeto, a fim de averiguar cientificamente os efeitos eletromiográficos que ocorrem na musculatura antes e após essa aplicação.

Deve-se considerar que a bandagem é um tratamento fisioterapêutico adicional, eficaz na prática clínica, principalmente quando associada ao treinamento da articulação/musculatura comprometida a fim de cessar os fatores causadores da lesão, porém apresenta pouca comprovação científica e muitas controvérsias em relação a sua real eficácia. Esse efeito e o alívio dos sintomas através da bandagem podem produzir uma importante parte da reabilitação.

2.2.2 Corrente interferencial

Corrente elétrica é o fluxo de elétrons que passa através de um material condutor. A intensidade da corrente é a quantidade de elétrons que passa por uma secção transversa do condutor, em determinado intervalo de tempo. Para que ocorra a movimentação de elétrons, é necessário que exista uma diferença de potencial entre as extremidades dos circuitos, porém há resistência oferecida ao deslocamento desses elétrons (AMATUZZI; GREVE, 1999).

Segundo Salgado (1999) é possível excitar um músculo passando uma corrente elétrica através dele ou de seu nervo periférico. Esta criação de potenciais de ação em células com impulsos elétricos (ativação artificial) chama-se eletroestimulação.

A eletroestimulação neuromuscular consiste na redução do potencial de repouso da membrana celular até o seu limiar com a aplicação de uma corrente elétrica superficial na pele. A corrente ideal é aquela que permite reduzir a diferença potencial e desencadear um potencial de ação da maneira mais confortável possível para o indivíduo, em outras palavras, os parâmetros devem ser os mínimos (intensidade, energia e duração) (MACKLER; ROBINSON, 2001).

Um dos equipamentos eletroterapêuticos utilizados na prática clínica em fisioterapia, para a reabilitação das diversas desordens do sistema músculo-esquelético visando reduzir a diferença de potencial é a Corrente Interferencial (CI).

Embora a definição atual de CI não seja padronizada na literatura, ela pode ser descrita como a aplicação transcutânea de duas ou mais correntes elétricas alternadas, simétricas e despolarizadas de média frequência com amplitude modulada em baixa frequência, tendo uma interação entre si, denominada batimento (Figura 6) (ROBERTSON et al., 2006; KITCHEN, 2003; COHEN, ABDALLA, 2005).

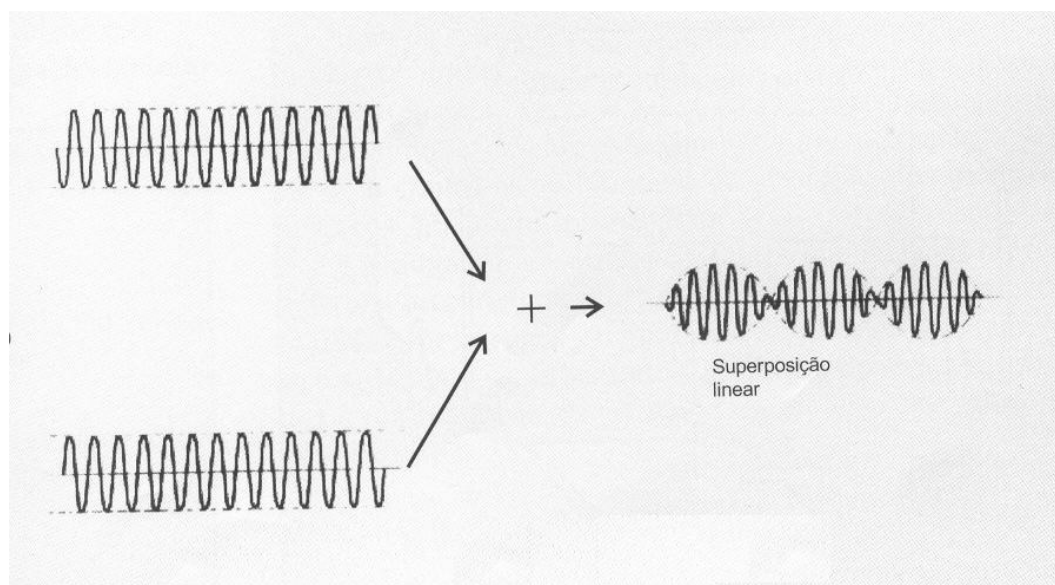


Figura 6. Corrente Interferencial. Fonte: Cohen e Abdalla, 2005.

A frequência de um trem de estímulo é definida como o número de ciclos por segundo, expressa em hertz (Hz) ou pulsos por segundo (pps) (GUIRRO; GUIRRO, 2006). A CI é essencialmente de frequência média, normalmente cerca de 4000 Hz, cuja amplitude aumenta e diminui ritmicamente em baixa frequência, ajustável entre 0 e 200-250 Hz (JOHNSON; TABASAM, 2003). É produzida mesclando duas correntes de média frequência que ficam levemente fora de fase, seja aplicando-as de modo que “interfiram” nos tecidos ou, de modo alternativo, mesclando-as dentro do estimulador antes da aplicação, corrente “pré-modulada”. Na corrente “pré-modulada” tem uma corrente que normalmente é de frequência fixa, por exemplo, 4000 Hz, e outra ajustável, por exemplo, entre 4000 e 4200 Hz. Teoricamente, as duas correntes se somam ou se cancelam de maneira previsível, produzindo a “corrente interferencial” de amplitude modulada resultante. A frequência da corrente resultante será igual à da média das duas correntes originais e variará em amplitude com frequência igual à diferença entre essas duas correntes. Essa segunda frequência é conhecida como amplitude modulada da frequência (AMF) (KITCHEN, 2003).

As fibras nervosas têm frequência de despolarização máxima, que é determinada pelo período refratário. As fibras mielínicas (grossas) têm frequência máxima na ordem de 800 a 1000 Hz, enquanto as fibras amielínicas (finas) têm frequência máxima na ordem de 80 a 150 Hz (COHEN; ABDALLA, 2005).

Quando se aplicam correntes alternadas de média frequência sobre o nervo e a frequência de despolarização é menor que a frequência da corrente, vários ciclos da corrente estimulam o período refratário provocando assim despolarização assíncrona, ou seja, a frequência de despolarização não acompanhará a frequência da corrente. Durante essa estimulação não são todos os ciclos que produzem a despolarização da fibra nervosa, sendo necessário a soma de alguns ciclos para despolarizá-la. De acordo com o princípio de somação de ciclos de correntes alternadas de média frequência, esse efeito é conhecido por “Efeito Gildemeister” (KLD, 2007).

Ao se estimular continuamente uma fibra nervosa com corrente de média frequência, pode ocorrer despolarização desta fibra inclusive no período refratário relativo. Além disso, a fibra pode ter dificuldade em continuar a se despolarizar, promovendo a fadiga da placa motora. Esse fenômeno é devido a duas causas: (i) maior dificuldade na repolarização durante a estimulação, em que alguns pulsos coincidem com o período refratário; (ii) diminuição do tempo de retorno do potencial de repouso da membrana, terminando por não mais se estabelecer enquanto durar a estimulação. Este bloqueio é conhecido como “Inibição Wedensky”. A fadiga da placa motora terminal aumenta com o aumento da frequência da estimulação elétrica e não consegue mais converter os impulsos elétricos em despolarizações da membrana da fibra muscular oposta (KLD, 2007).

Para prevenir a inibição Wedenski e a fadiga da placa motora terminal, é necessário interromper a corrente de média frequência ou diminuir a intensidade de forma significativa depois de cada despolarização. Essa ação é conhecida como “Modulação de Amplitude” da corrente, que determina a frequência de despolarização da fibra nervosa (COHEN; ABDALLA, 2005).

O efeito de acomodação ocorre normalmente quando se usa corrente com frequência constante e intensidade de corrente fixa. Com essa situação, o sistema nervoso se acomoda com o tipo de estímulo, e o paciente relata que a corrente diminuiu de intensidade. Isto se deve aos receptores estimulados que passam informações sobre as trocas externas num grau cada vez menor (esgotamento de neurotransmissores da fibra específica). Para evitar acomodação, pode-se aumentar a intensidade da corrente, isto pode ser realizado várias vezes durante a aplicação (KITCHEN, 2003; COHEN, ABDALLA, 2005).

A alternância para evitar a possibilidade de acomodação é conhecida como delta da frequência (ΔF), o qual é sobreposto ao AMF com variações de frequência na ordem de 1 a 100

Hz e normalmente o valor estipulado varia conforme o AMF escolhido (JOHNSON; TABASAM, 2003). Orienta-se que use 50% ou mais do valor estipulado do AMF. Um espectro de frequência amplo evita a acomodação mais efetiva que espectro curto (KITCHEN, 2003; COHEN, ABDALLA, 2005).

A corrente alternada de frequência média simétrica se denomina despolarizada, ou seja, cada eletrodo produz os mesmos processos elétricos e eletrolíticos. As correntes alternadas de média frequência possuem propriedades galvânicas, ou seja, não produzem hiperemia, endosse, variação do eletrotônus, variação da permeabilidade da membrana lipoprotéica e não apresentam riscos dos efeitos eletrolíticos, como, por exemplo, a cauterização (KITCHEN, 2003; COHEN, ABDALLA, 2005).

Como o paciente tolera altas intensidades de corrente com maior facilidade, pois há menor ação deste tipo de correntes no nível da pele, consegue-se atingir tecidos profundos, que não são atingidos com correntes de baixa frequência, como a estimulação elétrica nervosa transcutânea (TENS) e as polarizadas, como, por exemplo, as correntes diadinâmicas de Bernard (CDB) (COHEN; ABDALLA, 2005).

Um fator importante a se considerar reside no fato que a excitação sensitiva sempre precede a motora independente da forma de onda utilizada e do local em que se executa a estimulação elétrica (GUIRRO; GUIRRO, 2006). A estimulação elétrica normalmente provocará respostas sensitivas antes das respostas motoras (BRASILEIRO; CASTRO; PARIZOTTO, 2002). Guirro e Guirro (2006), concluíram que os nervos motores necessitam de uma maior intensidade de estimulação para que ocorra a sua despolarização, quando comparados aos sensitivos. Se a amplitude ou duração do estímulo for suficientemente aumentada, respostas motoras serão produzidas e sobrepostas à estimulação sensitiva (BRASILEIRO, CASTRO, PARIZOTTO, 2002; MACKLER, ROBINSON, 2001).

2.2.2.1 Eletrodos e método de fixação

Nas aplicações da CI, para a redução da diferença de potencial, é necessário um material que serve como a interface entre o estimulador e tecidos do paciente, chamados eletrodos de superfície (GUIRRO; GUIRRO, 2006). Estes eletrodos são conectados aos estimuladores por fios isolados chamados de cabos e fixados sobre a pele. Atualmente os eletrodos mais utilizados para a aplicação da eletroterapia são os eletrodos de borracha condutora flexível, a base de

carbono, e os eletrodos auto-adesivos semidescartáveis. No caso dos eletrodos de borracha um agente de acoplamento, como um gel eletricamente condutivo, torna-se necessário para fornecer um caminho de menor resistência à passagem da corrente elétrica (BRASILEIRO; CASTRO; PARIZOTTO, 2002).

“Os materiais a partir do qual os eletrodos são fabricados, os tamanhos e as formas do eletrodo, suas localizações, relação aos tecidos e suas orientações de uso um em relação ao outro, são fatores que devem ser considerados no desenvolvimento de um plano terapêutico cauteloso” (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2001).

Como a CI opera através de um mecanismo segmentar, os eletrodos são colocados de modo a estimular as fibras A beta que entram no mesmo segmento espinal que as fibras nociceptivas associadas com a origem da dor. Assim, os eletrodos são aplicados de modo que as correntes permeiem o local da dor e isso geralmente se consegue aplicando um eletrodo de cada lado da lesão ou área dolorosa, na pele inervada saudável. Se não for possível emitir corrente no local da dor devido à ausência da parte do corpo após uma amputação, por causa de lesão de pele ou a sensibilidade alterada, os eletrodos podem ser aplicados proximalmente sobre o tronco nervoso principal que origina o local da dor. De modo alternativo, os eletrodos podem ser aplicados sobre a medula espinal nos segmentos espinais relacionados à origem da dor (KITCHEN, 2003).

Segundo pesquisas, a CI apresenta vantagens de reduzir a resistência da pele, reduzir o desconforto normalmente ocorrido pelas correntes de baixa frequência e permitir o tratamento de tecidos profundos devido à diminuição da reatância capacitiva e também por possuir pulsos menores, alternados e graduais. (COHEN, ABDALLA, 2005; KITCHEN, 2003).

Outros fatores importantes para diminuir a ação sobre a pele são os métodos de fixação de eletrodos, descritos por Cohen e Abdalla (2005):

- *Método de dois pólos (bipolar):* para esse método são utilizados dois eletrodos e, duas correntes alternadas superpostas dentro do aparelho. Com esse método, a profundidade da modulação é sempre 100% e tem o mesmo valor em todo o trajeto entre os pólos. A amplitude é maior na direção da linha que une os dois pólos e tem o valor zero na posição perpendicular a essa linha (Figura 7).

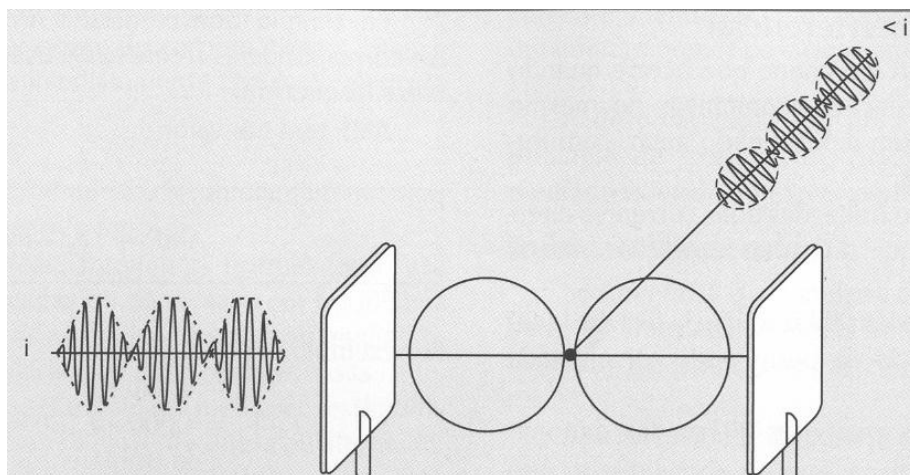


Figura 7. Método bipolar de aplicação da corrente interferencial. Fonte: Cohen e Abdalla, 2005.

- *Método de quatro pólos (tetrapolar):* para esse método são usados quatro eletrodos, o equipamento libera duas correntes alternadas não moduladas em circuitos separados. Quando estas correntes se superpõem no tecido, ocorrendo interferência dentro do tecido em tratamento. A profundidade da modulação depende da direção das correntes e pode variar de 0 a 100%. Quando duas forças (circuitos) iguais se cortam em um ângulo de 90° , a força resultante máxima encontra-se na metade do caminho entre as duas forças (diagonal do circuito). Na região onde a profundidade da modulação é de 100%, a amplitude de corrente é maior; e quando é inferior a 100%, a amplitude de corrente tende a diminuir e, portanto, os efeitos fisiológicos também (Figura 8).

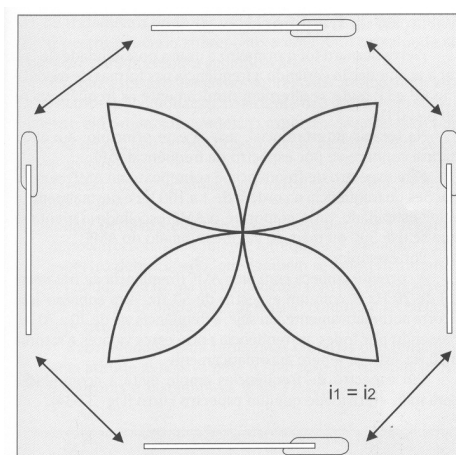


Figura 8. Método tetrapolar de aplicação da corrente interferencial. Fonte: Cohen e Abdalla, 2005.

- *Método tetrapolar utilizando um rastreamento de vetor automático:* o rastreamento automático foi criado para aumentar a área útil de estimulação, com uma profundidade de modulação de 100%, pois apenas a área que está na direção dos 45° teria profundidade de modulação na ordem de 100%. Com o rastreamento, consegue-se aumentar a estimulação efetiva numa região maior. Para ocorrer esse efeito, o primeiro canal vai variar a intensidade de 50 a 100% do máximo valor ajustado no aparelho, enquanto o segundo canal mantém-se fixo no que diz respeito à intensidade. Em seguida ocorre a variação da intensidade no segundo canal, e o primeiro canal mantém-se fixo.

2.2.2.2 Fisiologia da corrente interferencial

A CI apresenta mecanismos fisiológicos para estimulação das fibras aferentes mielinizadas grossas, inibição da atividade das fibras mais finas e, em consequência, a percepção da dor diminui ou some por completo (efeito de mascaramento). Dessa maneira produz-se também um equilíbrio neurovegetativo, ou seja, amortização do sistema ortossimpático, contribuindo para relaxamento e melhoria da microcirculação, o que também contribui no bloqueio da liberação dos mediadores químicos “inflamatórios e algícos” (KLD, 2007).

Postulada por Melzack e Wall em 1965, a “teoria das comportas” (Figura 9) tornou-se a base para o entendimento do controle elétrico da dor. A transmissão de estímulos aferentes no sistema nervoso periférico ocorre tanto por fibras do tipo A, quanto do tipo C, presentes em muitos nervos que penetram na medula espinal pelo corno posterior, envolvendo as lâminas I, II e III da substância gelatinosa, e dirigindo-se para as células de transmissão (hipotética célula T), na lâmina V. Estes autores propuseram que a substância gelatinosa funcionaria com um sistema de controle de comporta que modularia os padrões aferentes antes que eles pudessem ativar as células T. Dessa forma, o mecanismo permitiria a passagem somente de uma transmissão, A ou C.

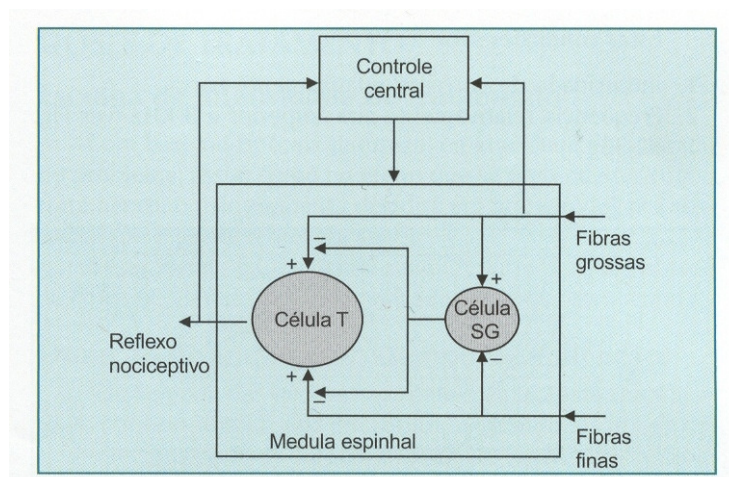


Figura 9. Teoria da comporta. Fonte: Cohen e Abdalla, 2005.

As terminações das fibras A delta e C fazem sinapses com as células de origem do fascículo espino-reticulo-talâmico, que são as vias de condução da sensibilidade dolorosa. Esta via entra em ação quando a intensidade da estimulação é suficiente para suplantarmos o limiar inibitório. Quando estímulos de moderada intensidade, veiculados pelas fibras grossas, são aplicados, os impulsos ultrapassam a comporta, que então é aberta e excita os neurônios que originam a via espino-reticulo-talâmica. Essa transferência de informação é extremamente rápida, pois, imediatamente, é produzido um estímulo inibidor no corno posterior da medula espinhal, que fecha a comporta sob ativação das fibras de grosso calibre (MELZACK; WALL, 1965).

A estimulação nociceptiva, intensa e prolongada, aciona as fibras grossas e finas, resultando num conflito entre a ação das primeiras que tendem a fechar a comporta, e a ação das segundas, que tendem a abrir a comporta. Rapidamente, os impulsos transmitidos pelas fibras grossas de adaptação rápida se esgotam, enquanto aqueles, veiculados pelas fibras finas e de adaptação lenta, se mantêm. A via espino-reticulo-talâmica é então acionada prolongadamente, resultando em uma sensação dolorosa intensa e prolongada (MELZACK; WALL, 1965).

Tem-se alegado que a CI melhora a circulação de sangue e o edema, o que poderia eliminar as substâncias químicas que estimulam as terminações nervosas nociceptivas. A redução do edema pode, concomitantemente, reduzir a pressão sobre os tecidos. Relata-se que esses fenômenos ocorrem devido a uma leve contração muscular ou ação sobre o sistema nervoso autônomo, diminuindo o tônus dos vasos sanguíneos (SHAFSHAK; EL-SHESHAI; SOLTAN, 1991).

A estimulação das fibras nociceptivas periféricas com frequência acima de sua frequência de condução máxima pode causar cessação da propagação do potencial de ação, bloqueando fisiologicamente a condução nervosa devido ao aumento do limiar de estimulação e pela fadiga sináptica. No entanto, esse modelo teórico explicaria o alívio da dor durante a aplicação do aparelho. Seu pós-efeito pode estar relacionado com a liberação de opióides endógenos.

2.2.2.3 Contra-indicações e precauções quanto ao uso da Corrente interferencial

Existem poucas circunstâncias que proíbem ou limitam as aplicações da CI (LOW, REED, 2001). Estas incluem:

- *Marcapassos*: são sensíveis às interferências eletromagnéticas, podendo alterar o ritmo cardíaco na presença de um sinal elétrico externo.
- Região ântero-lateral do pescoço: a estimulação sobre seios carotídeos pode promover um reflexo vagovagal através da estimulação dos barorreceptores. Podendo levar a respostas hipotensoras, arritmias e até mesmo a uma síncope vagovagal.
- Gestação: embora não seja um fato estabelecido, a CI deve ser utilizada com certas precauções em pacientes grávidas, evitando-se a estimulação na região abdominal.
- Problemas cardíacos: não há registro conhecido de complicações que limitem o uso da CI sobre o tórax de pacientes com doença cardíaca. No entanto, a CI deve ser aplicada com precauções.
- Patologias evolutivas ou agudas como flebites, tumores ou inflamações, epilepsia, lesões cutâneas, alterações cognitivas, e distúrbios da sensibilidade.

2.3 Eletromiografia

Antes de caracterizar a eletromiografia (EMG) convém fundamentar fisiologicamente a contração muscular e seus princípios, os mecanismos envolvidos para gerar potencial de ação e, a partir de então, explicar sobre esse método.

A célula muscular, no estado de repouso, caracteriza-se por diferente distribuição iônica no interior e exterior da membrana celular, devido às características da membrana, dos processos de difusão e transporte ativo. Essa distribuição iônica resulta no potencial de repouso – diferença de potencial entre o exterior e o interior da membrana (JOSEPH; KATHLEEN, 1999).

O processo de excitação da célula muscular, iniciado ao nível do motoneurônio alfa, é induzido pelo mediador químico liberado na placa motora ativando as proteínas contráteis e alterando o potencial de repouso. Essa alteração consiste no potencial de ação – rápidas variações do potencial de membrana – que percorre toda a unidade motora (UM), do axônio à placa motora terminal, com a mesma amplitude de impulso, transferindo-o, consecutivamente nos dois sentidos da membrana (Figura 10) (CORREIA et al., 1998).

As UMs se compõem de uma célula situada no corno anterior da medula espinal, um axônio, suas junções neuromusculares, e todas as fibras musculares inervadas por este axônio. O axônio simples conduz um impulso para todas as fibras musculares, fazendo com que sofram despolarização praticamente simultânea, produzindo atividade elétrica na forma de potenciais de ação da unidade motora (PAUMs) (FORTI, 2005). O início do potencial de ação muscular é, portanto, sempre antecedida por uma corrente eletroquímica percorrendo a membrana da fibra muscular (JOSEPH; KATHLEEN, 1999).

Quando são gerados múltiplos potenciais de ação, o músculo desenvolve tensão externamente e realiza o movimento propriamente dito. Se os potenciais de ação são sequenciados próximos o suficiente, a tensão gerada pelo abalo muscular será somada a outras contrações para gerar tensão constante na fibra muscular. Porém, esse nível de tensão diminui à medida que a unidade motora se torne incapaz de gerar novos abalos musculares simultâneos (JOSEPH; KATHLEEN, 1999).

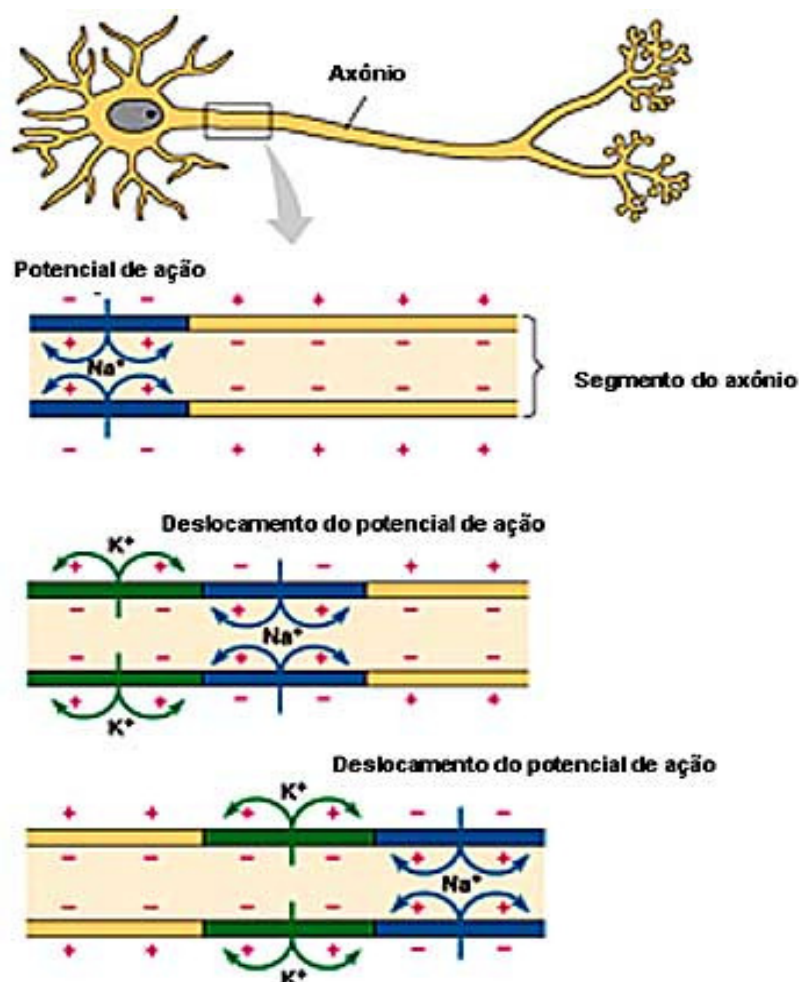


Figura 10. Potencial de ação. Fonte: Amorim, 2007.

A tensão ou força gerada pelo músculo é determinada pelo número de unidades motoras estimuladas simultaneamente, e pela frequência de disparo das unidades motoras. Essa frequência de disparo varia com o tipo de fibra e muda de acordo com o tipo de movimento executado, diminuindo eventualmente, durante qualquer contração muscular contínua, independente de ser vigorosa ou leve (JOSEPH; KATHLEEN, 1999).

A ordem de ativação das unidades motoras, conhecida como recrutamento, é o mecanismo principal para produção de força no músculo. Essas unidades motoras são recrutadas de forma não sincronizada, em que, a ativação de uma unidade motora é espaçada temporalmente, mas somada à atividade da unidade motora precedente (JOSEPH; KATHLEEN, 1999).

Na propagação da despolarização ao longo do sarcolema, gera-se uma diferença de potencial entre as zonas ativas e inativas produzindo, devido às propriedades condutoras dos meios biológicos, uma corrente que se difunde à distância e que pode ser detectada através de eletrodos. É este o fundamento da EMG (CORREIA et al., 1998).

Segundo Portney e Roy (2004), a EMG é essencialmente o estudo da atividade elétrica dos potenciais de ação gerados em várias unidades motoras durante a contração muscular, captada pelo eletrodo e representada graficamente. Tem sido empregada para analisar a função muscular em atividades elétricas específicas por meio da análise do sinal elétrico gerado nas membranas excitáveis e também para avaliar a eficácia das técnicas de recuperação funcional patológica. Nesse contexto, algumas aplicações específicas compreendem a avaliação da eficácia dos exercícios para facilitar ou inibir a atividade muscular podendo, então, verificar se as metas terapêuticas estão sendo alcançadas para gerar biofeedback aos pacientes, avaliar marcha e determinar índices relacionados à fadiga (VAN DIJEN; OUDEVRIELINK; TOUSSAINT, 1993).

Espera-se que a EMG seja a representação fidedigna dos PAUMs avaliados, sendo considerada de extrema relevância para o estudo da fisiologia neuromuscular (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). É frequentemente expressa em milivolts ou numa unidade arbitrária pela instrumentação da coleta (LEHMAN; MCGILL, 1999).

2.2.3.1 Eletromiografia de superfície

A EMG de superfície é uma técnica caracterizada pela colocação do eletrodo na superfície da pele, de forma não invasiva, de fácil aplicabilidade e que possibilita análises sobre a atividade muscular durante diferentes situações (CRAM; KASMAN; HOLTZ, 1998; CORREIA, P.P; MIL-HOMENS, 2004). Essas análises são possíveis a partir do registro de um sinal caracterizado pela soma dos potenciais de ação, que ocorrem dentro do alcance de medida da EMG de superfície. Dependendo do tipo de fibra e da velocidade de contração, alguns potenciais de ação ocorrem rapidamente. A propagação do impulso nervoso por meio da despolarização também pode levar algum tempo antes que atinja a área de alcance dos eletrodos devido à extensão da fibra nervosa e do músculo (JOSEPH; KATHLEEN, 1999).

O músculo saudável em repouso não apresenta atividade elétrica, assim, o sinal eletromiográfico constará apenas uma linha reta. Quando unidades motoras entram em atividade, as fibras musculares se contraem formando ondas (sinal eletromiográfico) (TOLOSA, 1975). A

atividade eletromiográfica não se relaciona diretamente com o desenvolvimento externo de força no músculo, pois há componentes internos que requerem desenvolvimento de tensão antes da aplicação de qualquer força externa (JOSEPH; KATHLEEN, 1999).

A tensão produzida no músculo é interpretada a partir da amplitude do sinal eletromiográfico (CORREIA et al., 1998). Porém artefatos e ruídos podem ser gerados interferindo na sua aferição, como interferências de suprimento elétrico, artefatos mecânicos, estimuladores, atividade de outros músculos, componentes eletrônicos dos equipamentos de coleta, radiação eletromagnética, rede elétrica (60 Hz e harmônica), movimentação dos cabos dos eletrodos (0-20 Hz), assim como a interface eletrodo-pele (CORREIA; MIL-HOMENS, 2004).

Para aquisição do sinal eletromiográfico é necessário o registro de um sistema composto por eletrodos que capturam os potenciais elétricos do músculo em contração; um amplificador, para processar o pequeno sinal elétrico e um decodificador, permitindo visualização gráfica e/ou audição dos sons, para completa análise dos dados (PORTNEY; ROY, 2004).

2.2.3.2 Captação do sinal e eletrodos

A função dos eletrodos é monitorar o sinal EMG convertendo a corrente iônica bioelétrica em corrente composta por elétrons, através do eletrodo e da interface. Para a análise eletromiográfica é necessário que os eletrodos sejam um sistema reversível e não polarizado, fixados próximos a uma membrana excitável para registrar os potenciais de ação da fibra muscular. Estes eletrodos o registram devido à despolarização que acompanha a voltagem na direção positiva. Quando esse potencial de ação passa sob os eletrodos, o sinal de voltagem registrado passa por zero e então se move no sentido negativo à medida que o sinal se distânciia dos eletrodos (Figura 11). Consequentemente, o sinal EMG representa uma onda sinusoidal, flutuando entre o negativo e o positivo e, quanto mais distante fica o potencial de ação dos eletrodos, menor o sinal. Dessa forma, o potencial de ação é registrado em Volts em relação ao tempo (CORREIA; MIL-HOMENS, 2004).

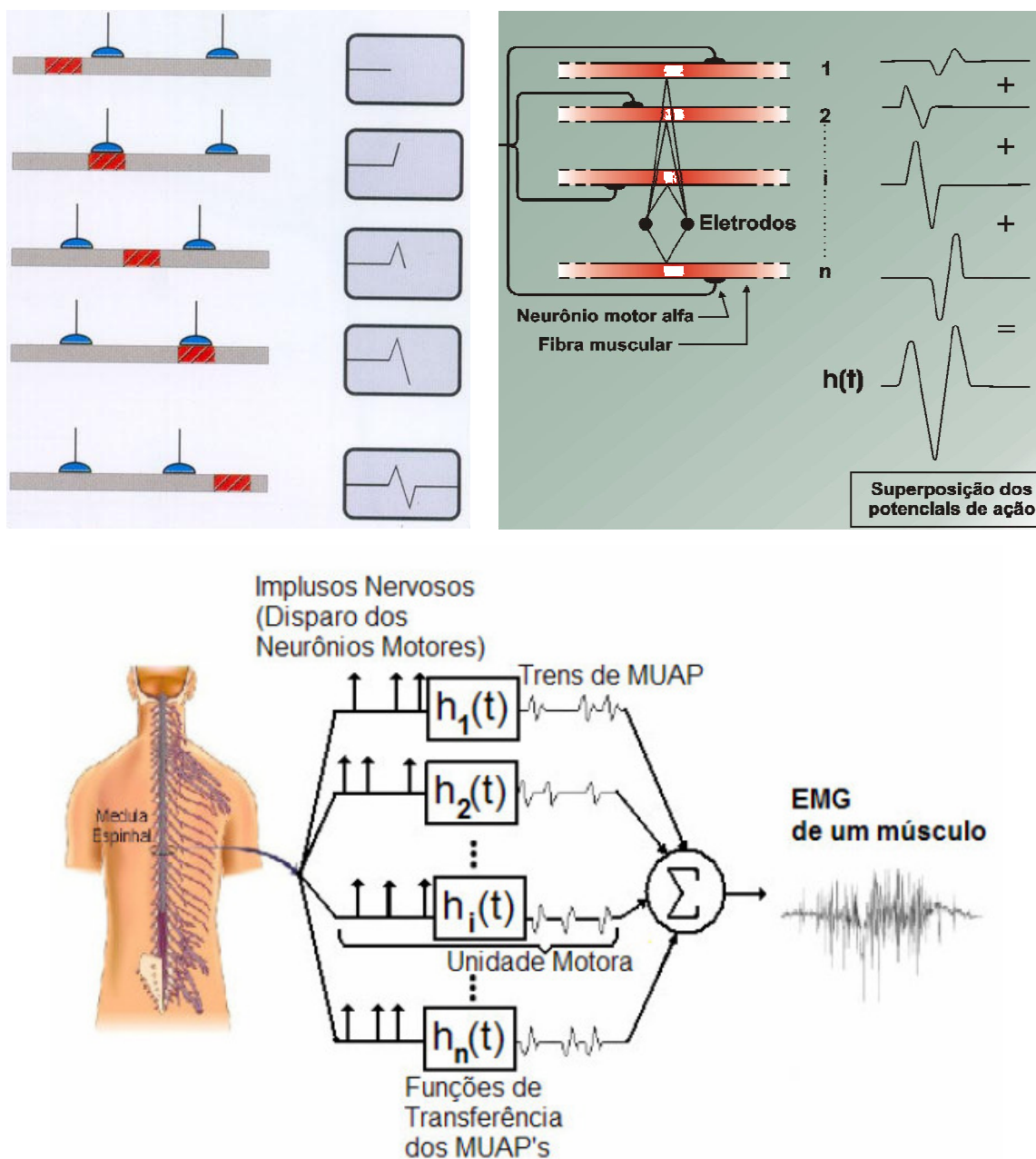


Figura 11. Captação dos sinais eletromiográficos através dos eletrodos de superfície para registro dos potenciais de ação da fibra muscular. Fonte: Adaptado Ricciotti, 2006.

Soderberg e Cook (1984) acreditam que os eletrodos de superfície possam ser utilizados em grandes músculos ou grupos musculares superficiais, tendo como principal vantagem a facilidade e padronização da aplicação e informações sobre a atividade muscular em diferentes situações ou tarefas motoras. Por ser uma técnica não-invasiva, não causa desconforto

ao paciente. Suas limitações são as atenuações causadas pelo tecido subcutâneo e a possível contaminação do registro por atividade elétrica oriunda de outros músculos ou grupos musculares, conhecida como *crosstalk* (CORREIA et al., 1998).

Durante o registro eletromiográfico pode-se usar configuração bipolar ou monopolar. Na primeira, o potencial é registrado entre dois eletrodos colocados sobre o músculo; já na configuração monopolar, menos comum atualmente, um eletrodo é colocado sobre o músculo e outro indiferente numa proeminência óssea, detectando todos os sinais, incluindo o ruído da área próxima de detecção (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Os eletrodos de superfície podem ser passivos ou ativos. Os passivos são sistemas simples, não apresentam alta resistência de entrada e são afetados por mudanças na resistência da pele. O sinal captado por esse eletrodo é facilmente contaminado por interferências e requer melhor preparo da pele, necessitando também de gel condutor na interface eletrodo-pele (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Já os eletrodos ativos, são sistemas complexos, possuem dispositivos eletrônicos que amplificam o sinal próximo de sua origem, excluem sinais comuns por diferenciação dos potenciais de ação, reduzindo interferências. Possuem um pré-amplificador que amplifica essa diferença de potencial antes da conexão com o próximo amplificador (TURKER, 1993).

O amplificador apresenta finalidades como ganho de voltagem, reprodução do evento bioelétrico com pouca distorção, isolamento entre a origem do sinal e a instrumentação de registro, redução de ruído, conversão de corrente para voltagem com impedância de entrada e entradas diferenciais altas (SODERBERG, COOK, 1984; BASMAJIAN, DE LUCA, 1985).

Os sinais mioelétricos possuem diversos componentes de frequência diferentes, assim, guias gerais para bandas de passagem de frequência sugerem faixas de 10 a 1000 Hz para eletrodos de superfície (SODERBERG; COOK, 1984). O filtro passa baixa elimina componentes de alta frequência, sendo a frequência de corte próxima de 500 Hz. Já o passa alta elimina os de baixa frequência, entre 10 e 20 Hz (FRERIKS; HERMENS, 1999).

Segundo a padronização proposta por Hermens et al (2000) em SENIAM (*Surface Electromyography for a Non-Invasive Assessment of Muscles*), o filtro passa baixa de 500 Hz deve ser utilizado se a frequência de amostragem for de 1000 Hz; ou 1000 Hz se a frequência de amostragem for de 2000 Hz. Para o filtro passa alta, a recomendação é de frequência de corte de 10 a 20 Hz. A frequência de amostragem refere-se ao número de pontos

registrados por segundo, e quanto maior essa frequência, maior a quantidade de informações e melhor a representação do sinal eletromiográfico.

De acordo com a ISEK (*International Society of Electrophysiology and Kinesiology*) e a SENIAM, que desenvolveram normas para a padronização dos sensores (como a forma, tamanho, configuração, distância entre as superfícies de detecção, etc.), o sistema de registro típico para a EMG consiste de eletrodos bipolares ativos de superfície, posicionados entre o ponto motor (local de entrada do nervo principal para o músculo) e o tendão, para diminuir a possibilidade de captação da atividade elétrica de músculos vizinhos. Dispostos paralela e longitudinalmente às fibras musculares, com sítios de detecção perpendiculares a elas, com no máximo 10 mm de comprimento e distância de 20 mm entre os centros da superfície de detecção. Vale ressaltar que a SENIAM desenvolveu recomendações para determinar a localização do sensor em músculos individuais (HERMENS et al., 2000).

Um eletrodo adicional ou eletrodo de referência, constituído por lâmina metálica por ser útil para reduzir o efeito de interferências, é posicionado sobre a superfície eletricamente inativa – protuberância óssea, ponto neutro em relação ao músculo estudado. Assim, os dois sinais captados na superfície são posteriormente enviados para o amplificador diferencial e, a diferença entre os dois eletrodos é amplificada, eliminando o sinal comum registrado antes da amplificação (CORREIA et al., 1998).

Para a detecção dos potenciais elétricos na superfície do músculo é necessário minimizar a influência da pele no sinal EMG, preparando-a adequadamente, de forma a reduzir a impedância do conjunto eletrodo-pele removendo a superfície morta da pele, através de tricotomia, álcool e algodão. Deve-se respeitar o intervalo de tempo, mínimo de cinco minutos, entre a colocação dos eletrodos e o início da coleta, por ser o período em que há redução de 20% a 30% dos valores iniciais da impedância da pele (CORREIA et al., 1998).

2.2.3.3 Processamento de sinais eletromiográficos

Para o processamento de sinais eletromiográficos, determina-se a raiz quadrada da média (RMS – *root mean square*) e a frequência mediana (FM), para quantificar os dados brutos. Ocorre pela medida eletrônica que representa a voltagem ao longo do ciclo de estudo (modelo matemático), também utilizado para expressar o nível de atividade elétrica muscular, não exige retificação do sinal eletromiográfico, além de não ser afetado pela superposição dos

PAUMs. São muito utilizadas por pesquisadores, principalmente RMS, por ser a que melhor contempla as alterações fisiológicas na análise da amplitude do sinal eletromiográfico, pois reflete o número de UMs ativas, a frequência de disparo delas e a forma dos PAUMs (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

De acordo com Soderberg e Knuston (2000), os dados também podem ser submetidos a diversos tipos de análises no domínio do tempo e da frequência, expressas em microvolts (μV) ou milivolts (mV). Através da análise espectral do sinal eletromiográfico, é possível observar o processo de fadiga muscular, informações sobre o recrutamento e sincronização das UMs em condições normais e patológicas (FORTI, 2005).

Para Merletti, Farina e Granata (1999), a FM é a frequência característica do sinal eletromiográfico que melhor demonstra as alterações na velocidade de condução das fibras dos músculos esqueléticos. Vale ressaltar que qualquer mudança na ativação muscular em consequência das alterações nas UMs ativadas e/ou no nível de excitação muscular, resultará em modificações da amplitude.

Comumente, utiliza-se o espectro de potência que consiste na decomposição dos sinais eletromiográficos em vários componentes de frequência empregando-se um modelo matemático denominado transformada rápida de Fourier (FFT). Esta técnica fornece alguns indicadores de características do espectro da frequência, como a frequência média, a frequência mediana e a moda do espectro (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). De modo geral, sugere-se a utilização da frequência mediana por sofrer menos interferência ao ruído e, também, por essa ser mais sensível às alterações metabólicas (FORTI, 2005).

A utilização da EMG generalizou-se desde a Segunda Guerra Mundial e atualmente representa um método de primeira utilidade na investigação de diferentes tipos de problemas tais como: estudos da função muscular normal, no desporto e na reabilitação; da coordenação muscular; do controle motor; e sobre fadiga. Assim, o sistema de aquisição e processamento de sinais eletromiográficos busca adaptar-se ao estudo do comportamento motor humano, visando, simultaneamente, a versatilidade para atender às diferentes especialidades.

Desde então diversos estudos foram realizados utilizando a EMG. Dentre os relacionados ao músculo trapézio, Bull, De Freitas e Vitti (1984) analisaram a atividade elétrica do músculo trapézio e elevador da escápula durante a tensão isométrica com carga estática de 12kg e 18kg, observaram que os músculos permanecem ativos durante o período que conseguiram

segurar os pesos, não havendo diferenças entre os sexos. Na maioria dos casos, a ação do músculo trapézio descendente foi maior que o elevador da escápula. Todos os resultados foram obtidos através da avaliação de sinais eletromiográficos.

Tassi et al. (1994) observaram no estudo eletromiográfico da parte descendente do músculo trapézio em movimentos contra-resistência do braço que há predominância da musculatura em questão na abdução a 0°, na abdução e flexão a 90° e 180°. Já em movimentos livres, foi ativo na abdução, adução, flexão e circundução.

Ribeiro et al. (1999) observaram através da EMG que há alteração na atividade elétrica do músculo Trapézio em 19 indivíduos com tensão na região cervical após aplicação da eletroestimulação nervosa transcutânea (TENS), relacionada com o maior recrutamento de fibras musculares na CVM, no encurtamento muscular decorrente da dor ou tensão.

Schulte et al. (2006) investigaram através da EMG se a postura estática de longa duração em trabalhadores estaria relacionada com as desordens musculoesqueléticas, afetando a resistência à fadiga durante contração isométrica do músculo trapézio descendente tensionado. Esses indivíduos apresentaram menor velocidade de condução dessas fibras musculares, com isso, maior índice de fadiga devido à diminuição na taxa de disparo e/ou ao recrutamento das unidades motoras desse músculo tensionado, quando comparado com indivíduos com musculatura saudável.

Szeto, Straker e O'Sullivan (2005) examinaram indivíduos com desordens musculoesqueléticas na região cervical e membro superior relacionadas ao trabalho com posturas estáticas durante intensa e prolongada permanência em computadores. Verificaram maior atividade elétrica na parte descendente do músculo trapézio direito comparado a indivíduos saudáveis, que apresentaram atividade elétrica simétrica bilateral. Em outro estudo (2005), os mesmos autores examinaram a FM em dois grupos de digitadores sintomáticos e não sintomáticos, do sexo feminino, expostas a três tipos de estresse físico: postura estática, velocidade e força de digitação. Não demonstraram mecanismo de fadiga, porém com aumento da FM no grupo dos digitadores sintomáticos, comprovando alteração no controle motor.

3 Objetivos

Comparar a eficácia da corrente interferencial e da bandagem funcional no alívio da dor da STC através da escala visual analógica da dor, forma subjetiva, e confrontar as respostas dos sinais eletromiográficos da parte descendente do músculo trapézio antes e após cada uma das sessões de tratamento.

4 Metodologia

4.1 Amostra

Participaram da pesquisa 34 voluntárias do sexo feminino, com idade entre 22 e 53 anos (média de 28,2 anos), estatura média de 1,61 m e massa corpórea de 59,2 kg, com hipótese diagnóstica de síndrome tensional cervical. Desse universo, quatro não concluíram os procedimentos por problemas na coleta de dados (2) e problemas particulares (2), totalizando uma amostra final composta por 30 voluntárias.

Os critérios de inclusão para a seleção das voluntárias consistiram em idade, hipótese diagnóstica de síndrome tensional cervical com dor crônica persistente há três meses ou mais e tensão muscular sem alterações neurológicas.

Os critérios de exclusão foram: voluntária com história de alteração na região cervical devido a trauma local, tumor, infecção, inflamação, condições degenerativas, anormalidade congênita e/ou cirurgia nessa região. Se a voluntária não participasse até o final do protocolo não seria aceita para esta pesquisa.

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas, São Paulo, Brasil, aprovou esse projeto de pesquisa e o termo de consentimento livre e esclarecido (n. 1023/2008) (Anexo A). As voluntárias foram informadas sobre a proposta e os procedimentos do estudo e assinaram formalmente o termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo B), consentindo voluntariamente sua participação na pesquisa.

4.2 Delineamento Experimental

As voluntárias selecionadas foram aleatoriamente divididas em três diferentes grupos, com 10 voluntárias em cada. No grupo GBF foram submetidas às intervenções de bandagem funcional, no GCI à eletroestimulação com corrente interferencial e no grupo controle GC as voluntárias permaneciam em repouso em decúbito dorsal. Antes e após as intervenções

foram mensuradas as respostas subjetivas através da escala analógica visual da dor (EVA) e as respostas da atividade elétrica da musculatura.

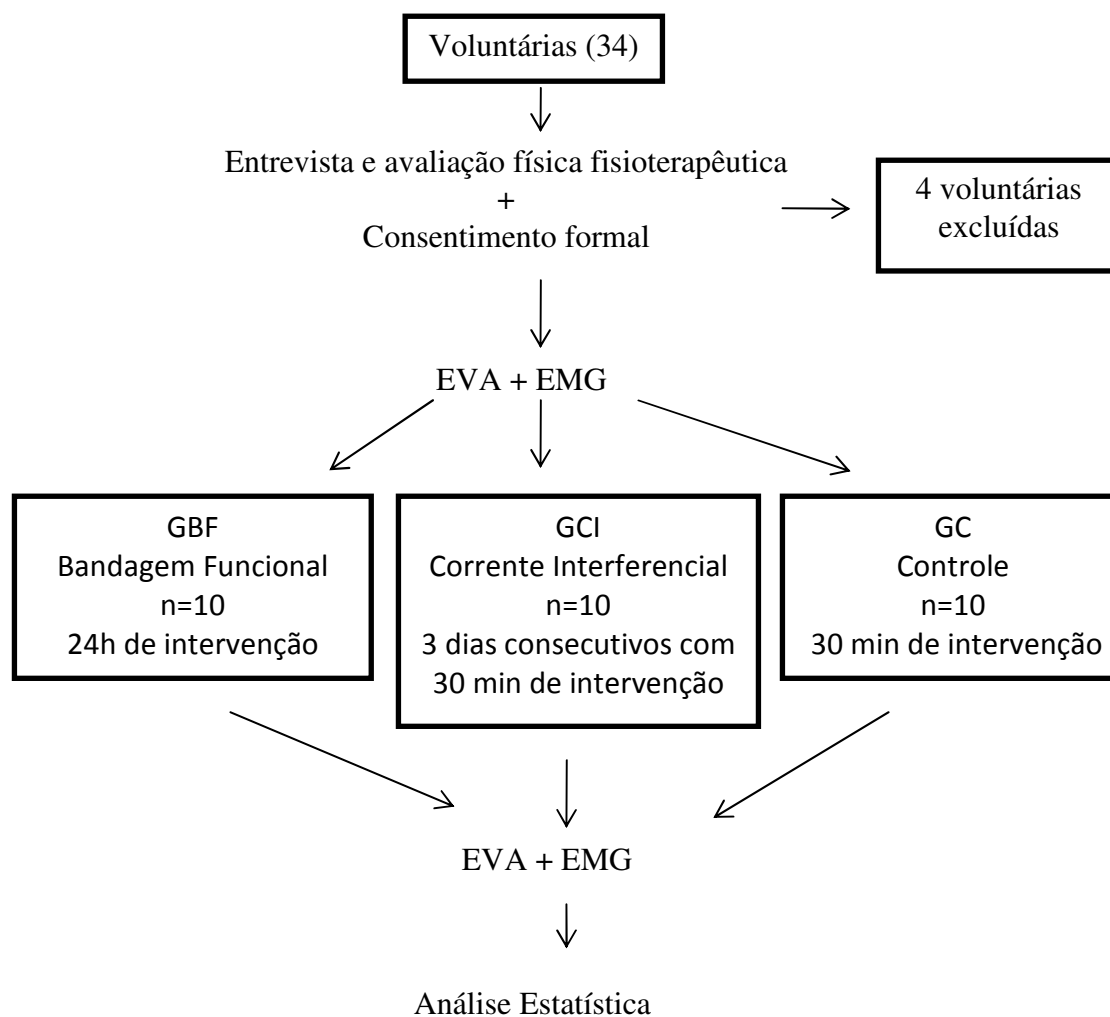


Figura 12. Desenho do protocolo experimental

Etapa 1 – Anamnese

As voluntárias foram avaliadas segundo um roteiro de anamnese (anexo C). Realizou-se avaliação gradual da tensão da parte descendente do músculo trapézio e testes neurológicos (teste de compressão, de Adson e sinal de L'Ermitte) para graduar a força muscular, verificar limitações de amplitude de movimento e possíveis causas neurais. Depois da entrevista e avaliação física realizada pela fisioterapeuta bem treinada (autora), as intervenções adequadas para cada grupo foi realizada de acordo com os protocolos específicos.

Antes de cada intervenção, as voluntárias foram submetidas a uma avaliação subjetiva e uma eletromiográfica. Na avaliação subjetiva, elas quantificavam a dor muscular através da EVA em números, numa escala de 0 a 10 com cores que variam do azul ao vermelho (Figura 13). E na avaliação eletromiográfica, as voluntárias sentavam em uma cadeira com barras fixadas paralelas ao assento (Figura 14) e realizavam três contrações isométricas máximas da musculatura do trapézio descendente. Foram orientadas a apoiarem a coluna vertebral na cadeira, segurar firmemente as barras e realizar a elevação dos ombros durante 10 segundos. A atividade elétrica realizada na musculatura em questão foi captada através da EMG para posterior análise.

Após cada intervenção as mesmas avaliações foram realizadas.

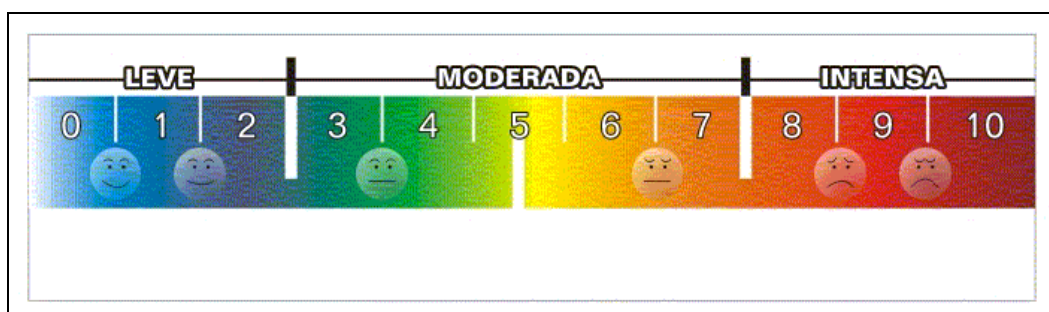


Figura 13. Escala visual analógica da dor



Figura 14. Cadeira para realização da contração isométrica voluntária máxima do músculo trapézio descendente para coleta dos sinais eletromiográficos.

Etapa 2 – Intervenção fisioterapêutica

GBF – a bandagem funcional foi aplicada com fitas tipo adesiva 100% látex free, da marca Jayshield, pelo método de analgesia, em que finas tiras são colocadas sobre a pele, perpendicularmente ao sentido das fibras musculares. Em seguida, outra camada de finas tiras é colocada por cima da anterior, porém, no sentido dessas fibras. Essas tiras são de aproximadamente 1 cm de largura e comprimento variando de pessoa para pessoa, de acordo com o comprimento da região (Figura 15). O tempo da aplicação foi de 24 horas.



Figura 15. Bandagem funcional aplicada nas voluntárias do grupo de intervenção GBF.

GCI – foi aplicada eletroestimulação com corrente interferencial do aparelho sonophasys (KLD Biosistemas Equipamentos Eletrônicos Ltda., Amparo, SP, Brasil) modelo NMS 0501 (figura 16) com corrente portadora de 4000 Hz, amplitude de frequência modulada de 120 Hz, delta de frequência de 70 Hz e slope 1/5/1. Utilizou-se o método bipolar de contato direto (figura 17) com utilização de gel aquoso e placas de silicone, com a dosimetria variando de pessoa para pessoa. Foram três sessões durante três dias consecutivos (GCI dia 1, GCI dia 2, GCI dia 3), com tempo de aplicação de 30 minutos cada.



Figura 16. Aparelho Sonophasys modelo NMS 0501 – KLD



Figura 17. Posicionamento e técnica de aplicação da eletroestimulação do grupo GCI

GC – as voluntárias permaneceram em repouso (Figura 18), deitadas em decúbito dorsal, com os membros inferiores apoiados, durante 30 minutos.



Figura 18. Posicionamento do grupo controle

Etapa 3 – Coleta e processamento dos sinais eletromiográficos

Para a coleta dos sinais eletromiográficos do músculo trapézio descendente, foi utilizado eletromiógrafo da marca Biopac (Biopac System, Inc., Santa Barbara, CA, USA), modelo MP150 de 16 canais (Figura 19A). A frequência de aquisição dos sinais eletromiográficos foi estabelecida em 2000 Hz e o filtro passa-banda de 15-500 Hz. Os limites de entrada dos sinais

foram estabelecidos em ± 5 mV. Para a captação e processamento dos sinais utilizou-se o *software* AcqKnowledge 3.8.1 (Biopac System, Inc., Santa Barbara, CA, USA).

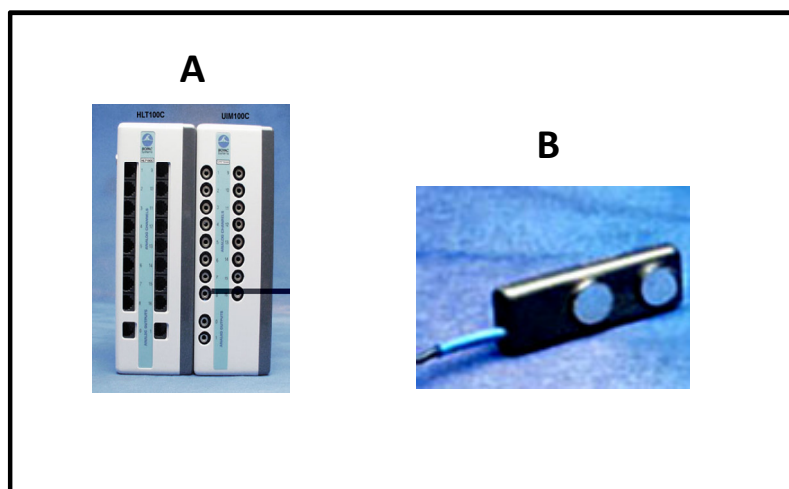


Figura 19. Equipamentos usados para coleta do sinal eletromiográfico. A: eletromiógrafo com 16 canais; B: eletrodos ativos bipolares

Antes da colocação dos eletrodos realizou-se assepsia dos locais, com tricotomia e limpeza com álcool. Para a coleta dos sinais eletromiográficos utilizou-se eletrodo ativo da marca Biopac (Biopac System, Inc., Santa Barbara, CA, USA) modelo TSD150 com relação de rejeição do modo comum (CMRR) de >95 dB (figura 19B). Foi afixado ao músculo trapézio descendente posicionado a 50% da linha originada do acrômio à sétima vértebra cervical (C7), perpendicularmente às fibras musculares, evitando o ponto motor e a junção miotendínea, pois diminuem o sinal eletromiográfico. Posicionamento descrito por HERMENS et al (2000) (Figura 20). O eletrodo de referência foi posicionado no processo estilóide da ulna no membro superior esquerdo.

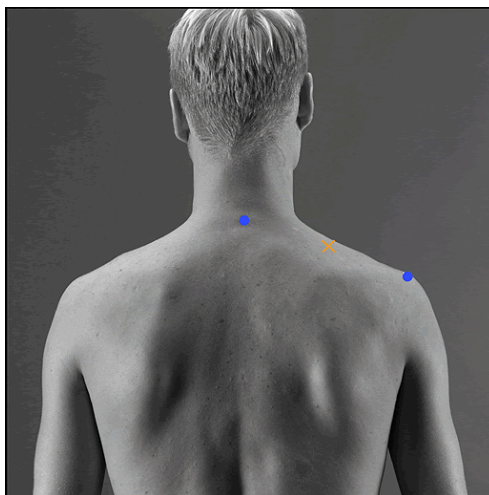


Figura 20. Local de colocação dos eletrodos de superfície EMG. Fonte: Hermens et al., 2000.

A captação do sinal EMG foi obtida através da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de cada voluntária realizada antes e após cada intervenção, nas quais realizavam elevação dos ombros com as mãos fixas em cada barra, paralelas à cadeira, sendo três tentativas com intervalos de três minutos entre elas (figura 14).

Para a normalização do sinal eletromiográfico foi considerada a média das três CIVM. Os valores foram expressos em RMS (*root mean square*) e FM (frequência mediana).

Para a recolocação dos eletrodos exatamente no mesmo lugar, nos diferentes dias, como no caso da bandagem funcional e de cada dia da corrente interferencial, o local de colocação dos eletrodos foi marcado com tinta.

Todas as coletas de dados foram realizadas no Laboratório de Estudos Eletromiográficos – LEE, da Faculdade de Educação Física / UNICAMP. O delineamento experimental adotado teve como intuito controlar algumas variáveis que pudessem exercer influência na investigação, possibilitando assim uma análise mais criteriosa dos achados. Para tanto as variáveis temperatura ambiente e umidade relativa do ar foram mantidas em aproximadamente 23°C e entre 50 e 60%, respectivamente. Os horários de avaliação das voluntárias foram sempre os mesmos nos diferentes dias, minimizando assim possíveis interferências circadianas. E na hora da coleta estava presente apenas a voluntária e a fisioterapeuta.

4.2 Tratamento estatístico

Estatística descritiva foi utilizada para caracterização da amostra, apresentando valores referentes às variáveis selecionadas no estudo. Para os valores expressos em RMS e FM foi utilizado o teste de normalidade Shapiro-Wilk. Utilizou-se a análise de variância (ANOVA) *one way*, para análise entre os tratamentos no momento após. O teste t foi utilizado para análise intragrupos, comparando antes e após de cada grupo, e antes do GCI dia 1 com o após do GCI dia 3. Para a análise da variável EVA foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk para verificar normalidade. Foi utilizado o teste de Mann Whitney para comparar as variações entre antes e após de cada intervenção e o momento após entre todas.

5 RESULTADOS

Os resultados obtidos através da percepção subjetiva da dor (EVA) quantificados pelas voluntárias no momento antes e após de cada intervenção e não mostraram ser estatisticamente diferentes, o que comprova que a amostra foi homogênea em relação à dor quantificada pelas voluntárias. Os momentos antes e após e a variação percentual entre esses momentos no grupo GBF estão expressos na tabelas 1. Houve diferença significativa entre o momento antes e após a intervenção ($p < 0,05$).

Tabela 1. Valores individuais, mediana (Med), amplitude semi-interquartílica (ASI) e variação percentual da percepção subjetiva da dor obtidos através da Escala Analógica Visual da Dor antes e após a intervenção com bandagem funcional (GBF).

N	ANTES	APÓS	VARIAÇÃO (%)
1	7	0	-100
2	5	2	-60
3	5	2	-60
4	7	5	-28,6
5	5	1,5	-70
6	4	1	-75
7	7	2	-71,4
8	4	0	-100
9	5	1	-80
10	4	1,5	-62,5
Med	5	1,5^a	-70,7
ASI	1,5	0,625	12,5

^a diferença significante em relação ao momento antes, $p < 0,05$.

Já para o grupo GCI, os dados estão na tabela 2. Houve diferença significante de GCI dia 1 no momento antes em relação ao GCI dia 1 momento após, GCI dia 2 no momento antes e após e GCI dia 3 no momento após ($p < 0,05$). Os momentos após de GCI dia 2 e 3 também foram significativas as diferenças estatísticas em relação ao momento após de GCI dia 1 e ao momento antes do dia 2 ($p < 0,05$). E o momento após no dia 3 foi estatisticamente significante em relação ao momento antes desse mesmo dia ($p < 0,05$).

Tabela 2. Valores individuais, mediana (Med), amplitude semi-interquartílica (ASI) e variação percentual (Var) da percepção subjetiva da dor das voluntárias obtidos através da Escala Analógica Visual da Dor, antes e após cada dia (dia 1, dia 2 e dia 3) de intervenção com eletroestimulação com corrente interferencial (GCI).

N	DIA 1			DIA 2			DIA 3		
	Antes	Após	Var (%)	Antes	Após	Var (%)	Antes	Após	Var (%)
1	6	1	-83,3	4	0	-100	2	0	-100
2	6	2	-66,7	5	0	-100	2	0	-100
3	6	0	-100	5	1	-80	7	2	-71,4
4	6	0	-100	5	1	-80	5	0	-100
5	5	1	-80	3	1,5	-50	2	0	-100
6	6	3	-50	5	3	-40	4	2	-50
7	6	3	-50	4	2	-50	2	0	-100
8	7	4	-42,8	5	2	-60	2	0	-100
9	7	4	-42,9	6	3	-50	8	5	-37,5
10	6	4	-33,3	6	3	-50	9	4	-55,6
Med	6	2,5^a	-58,3	3^a	1,75^{abc}	-55	6	0^{abcd}	-100
ASI	0,125	1,63	22,3	2,63	1,25	17,5	1	1,13	22,9

^a diferença significativa em relação ao momento antes dia 1, $p < 0,05$.

^b diferença significativa em relação ao momento após dia 1, $p < 0,05$.

^c diferença significativa em relação ao momento antes dia 2, $p < 0,05$.

^d diferença significativa em relação ao momento antes dia 3, $p < 0,05$.

E no caso do grupo controle GC, esses dados estão representados na tabela 3 e não houve diferença estatisticamente significativa.

Tabela 3. Valores individuais, mediana (Med), amplitude semi-interquartílica (ASI) e variação percentual da percepção subjetiva da dor analisada pela Escala Analógica Visual da Dor antes e após a intervenção do grupo controle (GC).

N	ANTES	APÓS	VARIAÇÃO (%)
1	5	5	0
2	3	3	0
3	6	6	0
4	4	4	0
5	6	4	-33,3
6	4	3	-25
7	6	6	0
8	6	6	0
9	6	6	0
10	7	7	0
Med	6	5,5	-0
ASI	1	1,125	3,125

Na figura 21 estão representados a mediana e amplitude semi-interquartílica da variação percentual de EVA entre os momentos antes e após a intervenção de cada grupo. Houve diferença estatisticamente significativa de todos os grupos (GBF e GCI dias 1, 2 e 3) em relação ao GC ($p < 0,05$). Já entre as intervenções GBF e GCI dias 1, 2 e 3 não houve diferenças.

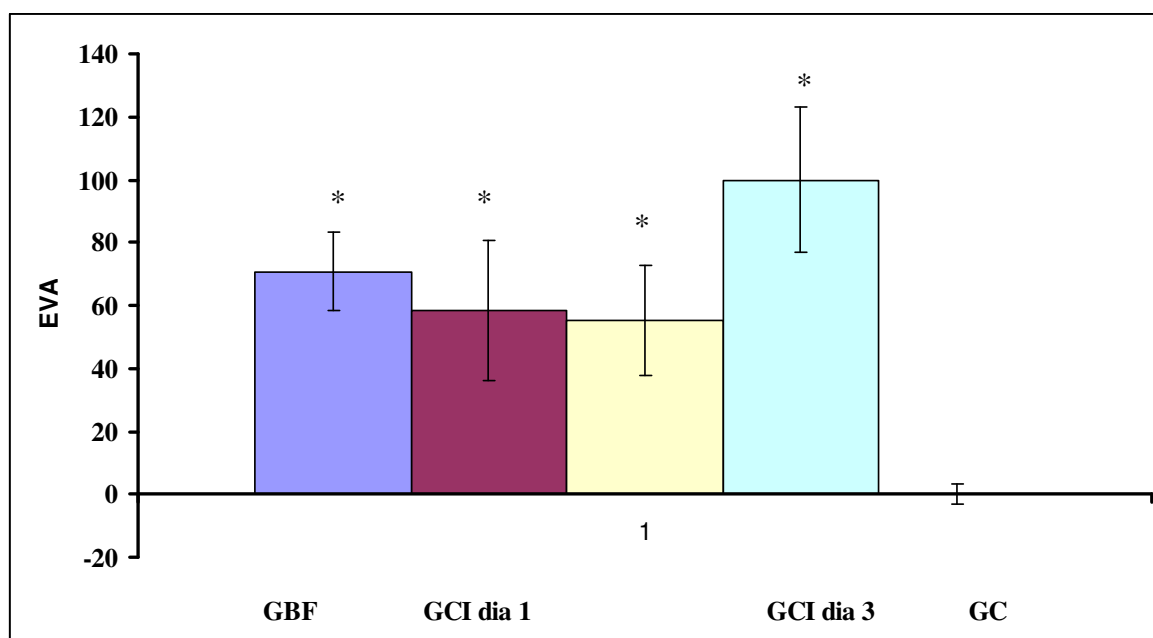


Figura 21. Variação percentual da mediana e amplitude semi-interquartílica da percepção subjetiva da dor (EVA) entre os momentos antes e após cada intervenção: bandagem funcional (GBF), eletroestimulação com corrente interferencial (GCI) e grupo controle (GC).

*diferença estatisticamente significante em relação ao grupo GC ($p < 0,05$).

Os valores médios, desvio padrão e variação percentual de RMS após as intervenções estão apresentados na figura 22. Não houve diferença estatisticamente significante entre os mesmos.

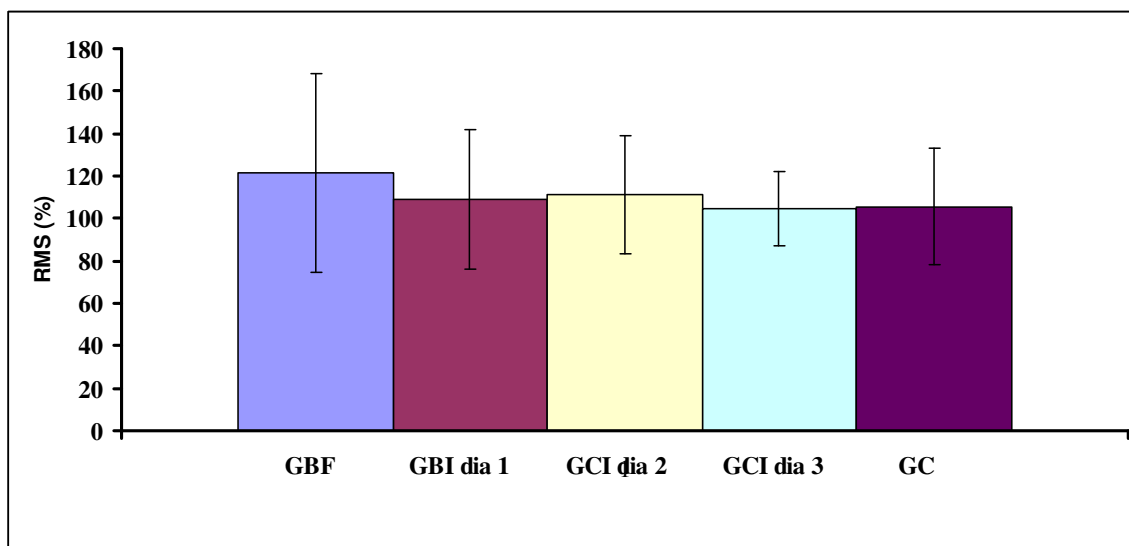


Figura 22. Média e desvio padrão (DP) dos valores de RMS (*root mean square*) após a intervenção, normalizados em função da contração isométrica voluntária máxima (100%) exercida antes das intervenções: bandagem funcional (GBF), eletroestimulação com corrente interferencial (GCI) e grupo controle (GC).

Já os valores da média, desvio padrão e variação percentual da FM após as intervenções encontram-se na figura 23. Não houve diferença estatisticamente significativa entre elas.

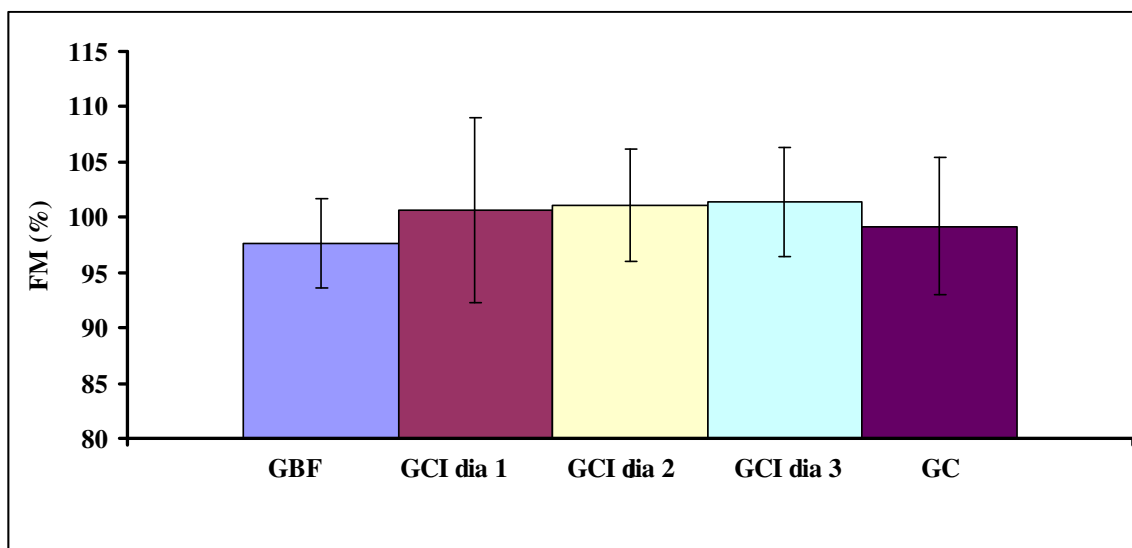


Figura 23. Média, desvio padrão (DP) e variação percentual dos valores de frequência mediana (FM) após as intervenções: bandagem funcional (GBF), eletroestimulação com corrente interferencial (GCI) e grupo controle (GC). Valores normalizados em função da contração isométrica voluntária máxima (100%) exercida antes das intervenções.

Na figura 24 estão expressos os dados de RMS percentuais referentes à análise longitudinal do efeito da intervenção de GCI. E na figura 25, os dados correspondem à FM. Tanto para RMS quanto para FM, não foram encontradas diferenças significativas nos momentos após os dias 1, 2 e 3 em relação ao início da intervenção (GCI dia 1 antes).

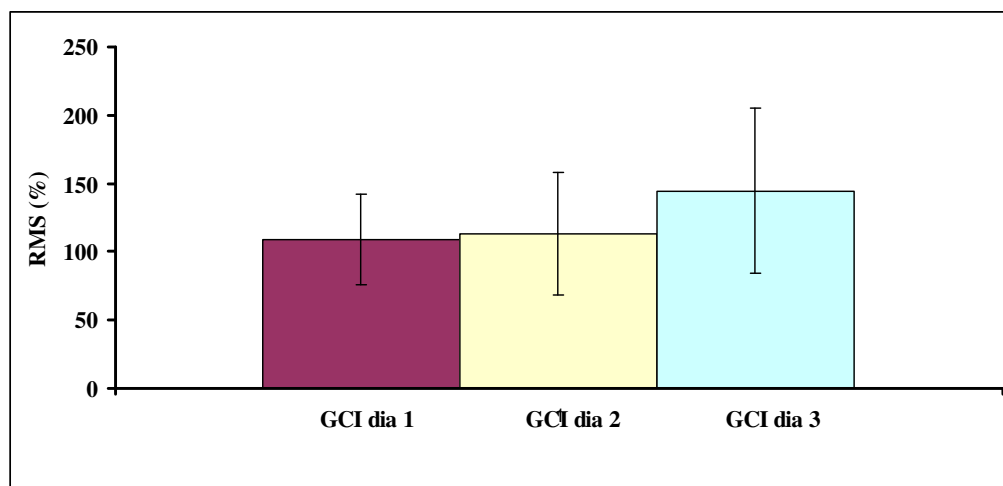


Figura 24. Média e desvio padrão (DP) de RMS (*root mean square*) após cada dia (dia 1, dia 2 e dia 3) de intervenção com eletroestimulação com corrente interferencial (GCI). Os valores percentuais de RMS foram normalizados em função da média das contrações isométricas voluntárias máximas (100%) realizadas no dia 1 antes da intervenção (GCI dia 1).

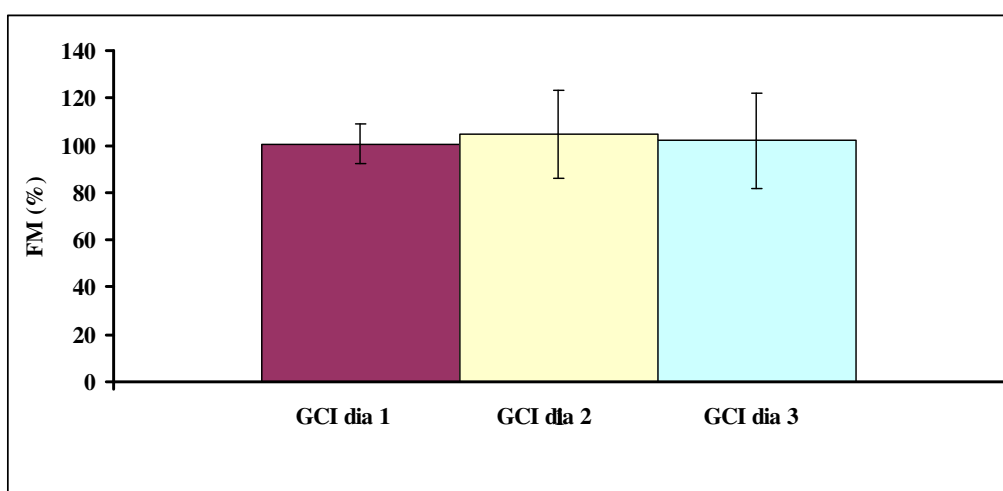


Figura 25. Média, desvio padrão (DP) e variação percentual da frequência mediana (FM) após cada dia (dia 1, dia 2 e dia 3) de intervenção com eletroestimulação com corrente interferencial (GCI). Os valores percentuais de FM foram normalizados em função da média das contrações isométricas voluntárias máximas (100%) realizadas no dia 1 antes da intervenção (GCI dia 1).

6 DISCUSSÃO

A fisioterapia visa amenizar os sinais e sintomas decorrentes da síndrome tensional cervical (STC), e assim, melhorar a qualidade de vida de seus portadores. Vários recursos têm sido testados, como as técnicas de alongamento, a acupuntura, a terapia manual, a massoterapia, a bandagem funcional, a eletroterapia, os exercícios terapêuticos, a conscientização corporal, o relaxamento e a crioterapia (ALVES; MOURA, 2007; O'YOUNG, 2000). O que torna necessária a investigação desses recursos individualmente para comprovação científica e clínica dos seus efeitos.

Para a quantificação da dor dos pacientes existem distintas escalas visuais, dentre elas, a escala visual analógica da dor (EVA) é uma das mais utilizadas tanto com pacientes durante as avaliações clínicas quanto com voluntários durante as pesquisas que necessitam a quantificação da dor (LAN et al., 2010; KAYA; ZINNUROGLU; TUGEU, 2010; ALVES; MOURA, 2007; HINMAN et al., 2003). A escala de Borg CR10 também é utilizada (OSTENSVIK; VEIERSTED; NILSEN, 2009; STRIMPAKOS et al., 2005; THURESSON et al., 2005), porém inicialmente essa escala de Borg era utilizada para constatar a percepção de esforço e, por isso, deu-se prioridade pela EVA nessa pesquisa.

A bandagem funcional é um recurso fisioterapêutico geralmente utilizado associado a outros recursos para melhor eficácia do tratamento. Pode ser utilizado para limitação da amplitude de movimento, compressiva, proprioceptiva, facilitar ou inibir um movimento (KNEESHAW, 2002; MORRISSEY, 2000; TOBIN; ROBINSON, 2000; GERRARD et al., 1998). Apesar da sua utilização ser proposta por profissionais da fisioterapia e estar difundida como recurso fisioterapêutico, não há comprovação científica de sua eficácia.

A eletroestimulação com corrente interferencial constitui forma simples de eletroterapia, não invasiva e não farmacológica, utilizada por fisioterapeutas para tratar diferentes indisposições que produzem dor (JOHNSON; TABASAM, 2003). Por isso esse recurso foi estudado como intervenção fisioterapêutica em dez voluntárias com STC.

Nesse estudo, as intervenções fisioterapêuticas com recursos de bandagem funcional e eletroestimulação com corrente interferencial nos momentos antes não apresentou diferença estatisticamente significativa, o que comprova que a amostra foi homogênea em relação

à dor quantificada pelas voluntárias. A avaliação do quadro evolutivo da dor das voluntárias com síndrome tensional cervical submetidas à intervenção apresentou redução da dor de 70,7% e 100%, respectivamente, ao término das intervenções. A significativa diminuição da dor em ambos os tratamentos melhorou a qualidade de vida das voluntárias, mesmo não apresentando diferença significativa nas variáveis avaliadas pela eletromiografia, em RMS e FM, entre os recursos utilizados.

Efeitos das intervenções sobre a percepção subjetiva da dor

Os dados de EVA comprovam a analgesia imediata proporcionada após as intervenções fisioterapêuticas nos grupos GBF e GCI, garantindo melhor eficácia em relação ao repouso realizado pelo grupo controle.

Os estudos relacionados à bandagem funcional afirmam que sua ação é muito eficaz, porém para técnicas de facilitação e inibição articular utilizadas isoladamente. Morrissey (2000) assegura que aplicar tensão na bandagem na direção das fibras musculares facilita a ação da musculatura em questão. E, Tobin e Robinson (2000) garantem que a fita aplicada perpendicularmente às fibras e ao ventre muscular é uma técnica inibidora dessa musculatura. Nesse estudo, durante a utilização simultânea dessas técnicas de bandagem funcional houve redução significativa da percepção subjetiva da dor em relação ao grupo controle, que não realizou nenhum tipo de intervenção.

Já os estudos relacionados à eletroterapia com corrente interferencial são muito controversos quanto às diferentes frequências de batimento (JOHNSON; TABASAM, 2002; RAIMUNDO; BRANDÃO; LUCENA, 2004) e amplitudes de média frequência (JOHNSON; TABASAM, 2003). Nesse estudo foi comprovada a analgesia imediata proporcionada à frequência de batimento de 120 Hz e amplitude média de frequência a 70 Hz. A escolha dessa frequência de batimento, com aplicação de 30 minutos contribuiu para a prática baseada em evidência, fundamentada nos trabalhos de Low e Reed (2001) e Palmer e Martin (2002). De acordo com Melzack e Wall (1987) e Wood (2002), essa estimulação permite diminuir a dor através da inibição pré sináptica das fibras transmissoras, através do mecanismo da teoria da comporta. Outros estudos analisaram os efeitos do tratamento com corrente interferencial em diferentes frequências, variando de 20 Hz a 220 Hz. No entanto, os achados foram controversos

quanto aos efeitos sobre a dor (RAIMUNDO; BRANDÃO; LUCENA, 2004; JOHNSON; TABASAM, 2003; JOHNSON; TABASAM, 2002).

Além disso, após três dias de intervenção de GCI houve total alívio da dor nas voluntárias com síndrome tensional cervical, o que sugere a necessidade de uma sequência e programa de tratamento composto de vários dias. Vale ressaltar que a quantidade, a intensidade e os tipos de recursos fisioterapêuticos utilizados durante tratamento são individualizados de acordo com a necessidade de cada paciente.

Efeitos das intervenções sobre a eletromiografia

O presente estudo analisou também os efeitos das intervenções bandagem funcional e eletroestimulação com corrente interferencial sobre as variáveis de eletromiografia (RMS – *root mean square* e, FM – frequência mediana). Os resultados foram não significantes sobre o recrutamento muscular, bem como a taxa de disparo em contrações isométricas voluntárias máximas após as intervenções realizadas.

Quanto à bandagem funcional, não foram encontrados estudos com técnica similar a do presente estudo, que analisasse os efeitos sobre a eletromiografia. São encontrados inúmeros estudos com bandagem; no entanto, outras técnicas foram utilizadas (KNEESHAW, 2002; O'DONOVAN, 1997). Os possíveis efeitos da bandagem estão associados à facilitação (MORRISSEY, 2000) e à inibição da ação muscular (TOBIN, ROBINSON, 2000); no entanto, com o presente protocolo não foi possível demonstrar esses efeitos.

Já em relação à eletroestimulação com corrente interferencial, o estudo de Nomura et al. (2005) é um dos poucos estudos que a correlacionam com a eletromiografia. Através da técnica bipolar aplicada em indivíduos com prótese de mãos, analisaram o movimento realizado durante aplicação da corrente interferencial e investigaram os efeitos dos diferentes movimentos através da eletromiografia. Não houve diferença estatisticamente significativa, assim como no presente estudo, que não apresentou diferença significativa após as intervenções.

A contração isométrica voluntária máxima exercida antes das intervenções era a máxima contração possível de ser executada por cada voluntária, devido ao fator limitante da dor muscular, característica da STC. Com a redução da dor após a intervenção, pode-se dizer que houve o mesmo recrutamento muscular durante a máxima contração isométrica que as voluntárias poderiam realizar. Uma vez não quantificada essa carga máxima exercida, não é possível afirmar

se realizaram ou não mais força, apenas que o recrutamento muscular manteve-se estável. Talvez para esforços submáximos os resultados fossem diferentes.

Efeito da intervenção de eletroestimulação com corrente interferencial em 3 dias consecutivos

No trabalho de Díaz e Osvaldo (1998) foram submetidos voluntários, de forma aleatória, a dois dias consecutivos de tratamento com CI ou TENS, graduando a dor através da EVA, e apresentaram diferença estatisticamente significativa ao término de cada sessão, porém, não houve diferença entre elas ($p < 0,05$). Assim como no atual estudo, em que maiores efeitos também foram encontrados ao término dos três dias de intervenção no grupo GCI. Porém, no momento após do dia 3 houve maior eficácia da intervenção quando comparado com os dias 1 e 2 de GCI, com 100% de redução da dor. Já com relação à eletromiografia não houve diferença estatisticamente significativa entre os diferentes dias de intervenção de GCI.

A percepção subjetiva da dor utilizada como parâmetro de análise através da EVA na aplicação da intervenção fisioterapêutica com eletroestimulação com corrente interferencial apresentou resposta significativa de redução da dor, ao término de cada um dos três dias de intervenção, diminuindo 58,3%, 55% e 100% nos dias 1, 2 e 3, respectivamente. Isso porque este tratamento pode obter maior penetração e atingir tecidos mais profundos (LOW, 1988), melhorando a circulação sanguínea, eliminando as substâncias químicas que estimulam as terminações nervosas nociceptivas. Seu pós-efeito pode estar relacionado com a liberação de opióides endógenos.

Entretanto, as respostas do parâmetro neuromuscular não apresentaram diferença significativa após a intervenção. Apesar de essa eletroestimulação permitir a diminuição da dor pela inibição pré-sináptica das fibras transmissoras, através do mecanismo da teoria da comporta, esse estudo deve ser analisado com maior profundidade em estudos futuros (RAIMUNDO; BRANDÃO; LUCENA, 2004; JOHNSON; TABASAM, 2003; JOHNSON; TABASAM, 2002). Além disso, esta técnica é simples, não invasiva, não farmacológica e eficaz para tratar diferentes indisposições que produzem dor (JOHNSON; TABASAM, 2003).

Comparação entre as intervenções

As técnicas de bandagem funcional e eletroestimulação com corrente interferencial, apesar de não terem apresentado diferenças estatísticas entre si, possuem particularidades em suas aplicações. A BF possui o melhor custo benefício, é de fácil acesso e aplicabilidade e, é contra indicada para pacientes com alergia; já a CI é aplicada a partir de um equipamento caro, necessita de corrente elétrica para ser utilizado e suas contra indicações são peculiares, limitando a aplicação em pacientes com marcapasso e problemas cardíacos, região abdominal de gestantes, região ântero-lateral do pescoço, pacientes com patologias evolutivas ou agudas. Isso pode facilitar na escolha de onde, quando e em quais pacientes utilizar.

As respostas neuromusculares e da dor após aplicação da bandagem funcional são pouco entendidas entre as diferentes técnicas e aplicações em regiões do corpo. Estudos devem ser levados em consideração com mais afinco uma vez que a técnica é eficaz no tratamento da dor, devolvendo o paciente rapidamente a sua rotina, possuindo ainda ação preventiva através de alinhamento biodinâmico articular, diminuindo a sobrecarga miotendínea, capsular e ligamentar ((MORRISSEY, 2000; ERNST; KAWAGUCHI; SALIBA, 1999; GERRARD, 1998). Além de ser uma técnica economicamente viável, de fácil aplicação em qualquer local do corpo, não necessitando de ambientes específicos para ser realizada, devendo levar em conta a possibilidade de reações alérgicas da bandagem em contato direto com a pele do paciente.

Além disso, três dias de intervenção de GCI não apresentou diferença estatisticamente significativa em relação ao GBF; porém ambas foram estatisticamente significantes em relação ao GC. Apesar de Kowall et al. (1996), em estudo realizado para comparar o tratamento fisioterapêutico de dor femoropatelar não terem demonstrado diferença estatisticamente significativa quando associado à bandagem funcional. A bandagem funcional geralmente não é utilizada individualmente, e sim associada a outros recursos para melhor eficácia do tratamento. Com isso, sugere-se uma seqüência no programa de tratamento principalmente com diferentes recursos associados, pois o somatório destes e de outros recursos pode proporcionar um tratamento ainda mais eficaz.

CONCLUSÃO E CONSIDERAÇÕES FINAIS

De acordo com os dados encontrados e a população alvo da presente pesquisa podemos inferir as seguintes conclusões:

1. Há melhora na intensidade da percepção subjetiva da dor do músculo trapézio descendente após as intervenções fisioterapêuticas com bandagem funcional e eletroestimulação com corrente interferencial através da escala analógica visual da dor (EVA);
2. Há indicativo que a realização de três dias de intervenção com CI produz melhores resultados do que um único dia;
3. A realização de uma intervenção através da fisioterapia é mais eficiente na sintomatologia da dor do que a ausência dela.
4. Parece não haver alterações entre os tratamentos avaliados a partir da eletromiografia.
5. Sugere-se a realização de mais investigações que comparem a eficácia dos recursos fisioterapêuticos avaliados no presente estudo, sobretudo com o controle de outros parâmetros da função neuromuscular.

Referências Bibliográficas

ALT, W.; LOHRER, H.; GOLLHOFER, A. Functional properties of adhesive ankle taping: neuromuscular and mechanical effects before and after exercise. **Foot and Ankle International**, Brooklandville, v.20, n.4, p. 238–245. 1995.

ALVES, J.B.; MOURA, M.L. **Estudo do efeito da corrente interferencial como recurso fisioterapêutico no tratamento da síndrome tensional cervical através da eletromiografia**. 2007. Trabalho de Conclusão de Curso – Faculdade de Fisioterapia, Pontifícia Universidade Católica de Campinas, Campinas, 2007.

AMATUZZI, M.M.; GREVE, A.M.J. **Medicina de reabilitação aplicada a ortopedia e traumatologia**, São Paulo: Roca, 1999.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscles alive**. 5.ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.

BELLENZANNI NETO, A. Curso Aspectos fisiológicos e prática de bandagem funcional. Centro de Fisioterapia Aplicada ao Aparelho Locomotor, Campinas. Anotações. 2006.

BITTAR, R. S. M. et al. Síndrome cervical proprioceptiva: considerações a respeito de um caso. **Arquivos da Fundação de Otorrinolaringologia**, São Paulo: Bios comunicação e editora Ltda., v.2, n.4. 1998.

BRANDT, L. P. et al. Neck and shoulder symptoms and disorders among Danish computer workers. **Scand J Work Environ Health**, v.30, n.5, p.399-409. 2004.

BRASILEIRO, J. S.; CASTRO, C. E. S.; PARIZOTTO, N. A. Parâmetros manipuláveis clinicamente na estimulação elétrica neuromuscular (NMES). **Revista Fisioterapia Brasil**, v. 3, n. 1, jan/fev. 2002.

BORG, G.A. Psychophysical bases of perceived exertion. **Med Sci Sports Exerc**, v.14, p.377-81, 1982.

BULL, M. L.; DE FREITAS, V.; VITTI, M. Electromyographic study of the trapezius (pars superior) and levator scapulae muscles in the movements of the head. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v.24, n.3, p.217-23. 1984.

CECCALDI, A.; LE BALCH, B. **Les contentions souples**. França: Laboratório Fisch Vibraye, 1971.

CERVENY, G. C. O. **Estudo eletromiográfico dos músculos bíceps femoral (cabeça longa), semitendíneo e semimembrâneo na contração isométrica voluntária máxima em 30, 60 e 90 graus de flexão da perna, com e sem o uso de bandagem funcional**. 2001. Tese (Doutorado em Biologia Buco-Dental) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2001.

COHEN, M.; ABDALLA, R.J. **Lesões nos esportes: diagnóstico, prevenção e tratamento**. Rio de Janeiro: Revinter Ltda, 2005.

CORREIA, P. P. et al. Estudo da função neuromuscular com recurso à eletromiografia: desenvolvimento e fundamentação de um sistema de recolha e processamento e estudo realizados. **Episteme**, v. 1, n.2, p. 139-182, jun/jul. 1998.

CORREIA, P. P.; MIL-HOMENS, P. **A eletromiografia no estudo do movimento humano**. Cruz Quebrada : Faculdade de Motricidade Humana, 2004.

CRAM, J.R.; KASMAN, G.S.; HOLTZ, J. **Introduction to surface electromyography**. Gaithersburg: Aspen Publishers, 1998.

DÂNGELO, J.G.; FATTINI, C.A. **Anatomia humana sistêmica e segmentar**. 2.ed. Belo Horizonte: Atheneu, 2001.

DAVIES, G.; DICKOFF-HOFFMAN, M.S. Neuromuscular testing and rehabilitation of the shoulder complex. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v.18, n.2, p.449-457. 1993.

EKMAN, A. et al. Gender differences in musculoskeletal health of computer and mouse users in the Swedish workforce. **Occup Med (Lond)**, v.50, n.8, p.608-13, 2000.

ERNST, G. P.; KAWAGUCHI, J.; SALIBA, E. Effect of patellar taping on knee kinetics of patients with patellofemoral pain syndrome. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v.29, n.11, p.661-667. 1999.

ESTEVE, M. C. **Fisioterapia na Mialgia Tensional da Região Cervical**. 1982. Trabalho de conclusão de curso (Graduação) – Faculdade de Fisioterapia, Pontifícia Universidade Católica de Campinas, Campinas, 1982.

FORTI, F. **Análise do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos, tipos de eletrodos, ângulos articulares e intensidades de contração**. 2005. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) – Faculdade de Fisioterapia de Piracicaba, Universidade Metodista de Piracicaba, Piracicaba, 2005.

FORWELL, L. A.; CARNAHAN, H. Proprioception during manual aiming in individuals with shoulder instability and controls. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v.23, n.2, p. 111-119. 1996.

FRANÇA, D. L. M. et al. Tension neck syndrome treated by acupuncture combined with physiotherapy: a comparative clinical trial (pilot study). **Complementary Therapies in Medicine**, v.16, p.268-77, 2008.

FREEMAN, M. A. R. Treatment of ruptures of lateral ligaments of the ankle. **J Bone Joint Surg Br**, v.47, p.661-668, 1965.

FRERIKS, B.; HERMENS, H. J. SENIAM 9: European recommendations for surface electromyography, ISBN: 90-75452-14-4 (CD-rom). Roessingh Research and Development bv, 1999.

GERR, F. et al. A prospective study of computer users: I. Study design and incidence of musculoskeletal symptoms and disorders. **Am J Ind Med**, v.41, n.4, p.221-235, Abr. 2002.

GERRARD, D. F. External knee support in rugby union. Effectiveness of bracing and taping. **Sports Medicine**, v.25, n.5, p.313-317. 1998.

GILLEARD, W.; MCCONNELL, J., PARSONS, D. The effect of patellar taping on the onset of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle activity in persons with patellofemoral pain. **Physical Therapy**, v.78, n.1, p.25-32. 1998.

GOUDY, N., MCLEAN, L. Using myoelectric signal parameters to distinguish between computer workers with and without trapezius myalgia. **Eur J Appl Physiol**, v.97, p.196-209. 2006

GUIRRO, E.C.O.; GUIRRO, R.R.J. **Fisioterapia Dermato-Funcional - Fundamentos, Recursos e Patologias**. 3.ed. São Paulo: Manole, 2006.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de fisiologia médica**. 11.ed. São Paulo: Elsevier/Medicina, 2006.

HERBERT, S. et. al. **Ortopedia e traumatologia princípios e prática**. 3.ed. Porto Alegre: Artmed, 2003. P.914-923.

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

HINMAN, R.S. et al. Immediate effects of adhesive tape on pain and disability in individuals with knee osteoarthritis. **Rheumatology (Oxford)**, v.42, n.7, p.865-9, 2003.

HOST, H. H. Scapular taping in the treatment of anterior shoulder impingement. **Phys Ther**, v.75, p.803-812. 1995.

HUME, P. A.; GERRARD, D. F. Effectiveness of external ankle support. Bracing and taping in rugby union. **Sports Medicine**, v.25, n.5, p.285-312. 1998.

KAYA, E.; ZINNUROGLU, M.; TUGEU, I. Kinesio taping compared to physical therapy modalities for the treatment of shoulder impingement syndrome. **Clin Rheumatol**, Abr. 2010.

JOHNSON, M.I.; TABASAM, G. A single-blind placebo-controlled investigation into the analgesic effects of interferential currents on experimentally induced ischaemic pain in healthy subjects. **Clin Physiol Funct Imaging**, v.22, p.187-196. 2002

_____. An investigation into the analgesic effects of different frequencies of the amplitude-modulated wave of interferential current therapy on cold-induced pain in normal subjects. **Arch Phys Med Rehabil**, v.84, p.1387-94, 2003.

_____. An investigation into the analgesic effects of interferential currents and transcutaneous electrical nerve stimulation on experimentally induced ischemic pain in otherwise pain-free volunteers. **Phys Ther**, v.83, n.3, mar. 2003.

JOHNSTON, V. et al. Alterations in cervical muscle activity in functional and stressful tasks in female office workers with neck pain. **Eur J Appl Physiol**, v.103, p.253–264. 2008.

JOSEPH, H.; KATHLEEN, M. K. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. 2.ed. São Paulo: Manole, 1999.

JUUL-KRISTENSEN et al. Clinical signs and physical function in neck and upper extremities among elderly female computer users: the NEW-study, **European Journal of Applied Physiology**, v.96, p.136–145. 2006.

KATER, A M.; NICHIMARU, S. **Cefaléia tensional e a fisioterapia: uma proposta de manipulação da cintura escapular: um estudo de caso**. 2001. Trabalho de conclusão de curso (Graduação) – Faculdade de Fisioterapia, Pontifícia Universidade Católica de Campinas, Campinas, 2001.

KAZEMI, A. **Modificación de la biomecánica a través de los vendajes funcionales**. Guadalajara: Gráficas Minaya, 1997. Apud CERVENY, 2001.

KENDALL, F.P.; MCCREARY, E.K.; PROVANCE, P.G. **Músculos: provas e funções**. 4.ed. São Paulo: Manole, 1995.

KIBLER, B. The role of the scapula in athletic shoulder function. **The American Journal of Sports Medicine**, v.26, n.2, p.325-337. 1998.

KINNEY, et al. Activation of the trapezius muscle during varied forms of Kendall exercises. **Phys Ther in Sport**, v.9, p.3-8. 2008.

KITCHEN, S. **Eletroterapia baseada em evidências**. 11.ed. São Paulo: Manole, 2003.

KNEESHAW, D. Shoulder taping in the clinical setting . **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v.6, n.1, p.2-8. 2002.

KNOPLICH, J. **Enfermidades da coluna vertebral: uma visão clínica e fisioterápica**. 3.ed. São Paulo: Robe Editorial, 2003.

KORHONEN, T. et al. Work related and individual predictors for incident neck pain among office employees working with video display units. **Occup Environ Med**, v.60, p.475-482. 2003.

KOWALL, M. G. et al. Patellar taping in the treatment of patellofemoral pain. A prospective randomized study. **Am J Sports Med**, v.24, n.1, p.61-66, 1996.

LAMPE, G. **Estimulação elétrica neuromuscular transcutânea**. In: O'SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**, 4.ed. São Paulo: Manole, 2003.

LAN, T. Y. et al. Immediate effect and predictors of effectiveness of taping for patellofemoral pain syndrome: a prospective cohort study. **Am J Sports Med**, 2010.

LAURSEN, B. et al. Effect of mental and physical demands on muscular activity during the use of a computer mouse and a keyboard. **Scand J Work Environ Health**, v.28, p.215-221. 2002.

LEHMAN, G. J.; MCGILL, S. M. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: A proof of principle. **J Manipulative and Physiol Therapeutics**, v.22, n.7, p.444-46, 1999.

LEUNG, Y.F. et al. An unusual case of thoracic outlet syndrome associated with long distance running. **British Journal of Sports Medicine** 33:279±281.1999

LOW, J.; REED, A. **Eletroterapia explicada**. 3. ed. São Paulo: Malone, 2001.

LUNDBERG, U. et al. Effects of experimentally induced mental and physical stress on motor unit recruitment in the trapezius muscle. **Work Stress**, v.16, p.166-178. 2002.

MACKLER, L. S; ROBINSON, A. J. **Eletrofisiologia Clínica - Eletroterapia e Testes Eletrofisiológico**, Porto Alegre: Artmed , 2001.

MALONE, T.; MCPOIL, T.; NITZ, A.J. **Fisioterapia em ortopedia e medicina do esporte**. 3.ed. São Paulo: Livraria Santos, 2002.

Manual da KLD Biosistemas Equipamentos Eletrônicos Ltda. Amparo – SP, 2006.

MCARDLE, W.D.; KATCH, F.I.; KATCH, V.L. **Fisiologia do Exercício, Energia, Nutrição e Desempenho Humano**. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

McNAIR, P. J.; STANLEY, S.N.; STRAUSS, G.R. Knee bracing: effects on proprioception. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.77, n.3, p.287-289. 1996.

MELLO FILHO, J. et al. **Psicossomática hoje**. 1.ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 1992.

MELZACK, R.; WALL, P.D. Pain mechanism: a new theory. **J. Science**, v.150, p.971-979, 1965.

_____. **O desafio da dor**. Lisboa: Fundação calouste Gulbenkian, 1987.

MERLETTI, R.; FARINA, D.; GRANATA, A. Non-invasive assessment of motor unit properties with linear electrode arrays. **Electroenceph Clinical Neurophysiology**. Suppl 50, p. 293-300. 1999.

MILLER, E.A.; HERGENROEDER, A.C. Prophylactic ankle bracing. **Pediatr Clin North Am**, v.37, n.5, p.1175-85, oct. 1990. In: CERVENY, G. C. O. **Estudo eletromiográfico dos músculos bíceps femoral (cabeça longa), semitendíneo e semimembranáceo na contração isométrica voluntária máxima em 30, 60 e 90 graus de flexão da perna, com e sem o uso de bandagem funcional**. 2001. Tese (Doutorado em Biologia Buco-Dental) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2001.

MORRISSEY, D. Proprioceptive shoulder taping. **Journal of Bodywork and Movements Therapy**, v.4, n.3, p.189-194. 2000.

MOSELEY, J. B. et al. EMG analysis of the scapular muscles during a shoulder rehabilitation program. **The American Journal of Sports Medicine**, v.20, n.2, p.128-135. 1992.

O'SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. 4.ed. São Paulo: Manole, 2004.

OSTENSVIK, T.; VEIERSTED, K.B.; NILSEN, P. Association between numbers of long periods with sustained low-level trapezius muscle activity and neck pain. **Ergonomics**, v.52, n.12, p.1556-67, dez. 2009. Resumo/Abstract.

PARKHURST, T.M.; BURNETT, C.N. Injury and proprioception in the lower back. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.19, n.5, p.282-95, 1994.

PERLAU, R.; FRANK, C.; FICK, G. The effect of elastic bandages on human knee proprioception in the uninjured population. **The American Journal of Sports Medicine**, v.23, n.2, p.251-255, Mar/Abr. 1995.

PORTNEY, L.G.; ROY, S.H. **Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa**. In: O'SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. 4.ed. São Paulo: Manole, 2004.

POWERS, C. M. et al. The effects of patellar taping on stride characteristics and joint motion in subjects with patellofemoral pain. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v.26, n.6, p.286-291. 1997.

PRENTICE, W.E.; VOIGHT, M.L. **Técnicas em reabilitação musculoesquelética**. 1.ed. Porto Alegre: Artmed, 2003.

RAIMUNDO, A.K.; BRANDÃO, D.L.; LUCENA, K.G. Estudo comparativo do efeito analgésico entre frequências da corrente interferencial na fibromialgia. **Fisioterapia em Movimento**, v.17, n.4, p.65-72, out. 2004.

REFSHAUGE, K. M.; KILBREATH, S. L.; RAYMOND, J. The effect of recurrent ankle inversion sprain and taping on proprioception at the ankle. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.32, n.1, p.10-15. 2000.

RIBEIRO, E.C. et al. Estudo do efeito da eletroestimulação transcutânea (TENS) sobre a atividade elétrica do músculo trapézio. Anais do IV Simpósio Internacional de Fisioterapia. São Paulo: **Rev. Fisioter. Univ. São Paulo**, v.6, Suplemento especial.

ROBERTSON, V. J.; WARD, A. R.; LOW, J.; REED, A. **Electrotherapy explained: principles and practice**. 4th ed. Oxford: Butterworth-Heinemann; 2006.

ROBINSON, A. J.; SNYDER- MACKLER, L. **Eletrofisiologia clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2001.

ROSA FILHO, B.J. Biomecânica global. Disponível em: <<http://www.wgate.com.br/fisioweb/biomecanica.asp>>. Acesso em 17 jul. 2007.

SALGADO, A. S. I. **Manual clínico de eletrofisioterapia**. Londrina: Midiograf, 1999.

SALGADO, A. S. I.; PARREIRA, R. B.; CECI, L. A. Aplicação de bandagens funcionais como recurso no tratamento de lesões nos atletas tratados na clínica de fisioterapia Salgado – Clinique du Sport, Londrina. **Fisio Magazine**, p.30-33.

SBU - Swedish Council on Technology Assessment in Health Care. Disponível em: <<http://www.sbu.se/en/>>. Acesso em: 18 mai. 2009.

SCHULTE, E. et al. Comparison of the electromyographic activity in the upper trapezius and biceps brachii muscle in subjects with muscular disorders: a pilot study. **Eur J Appl Physiol**, v.96, p.185-93, 2006.

SELKOWITZ, D. M. et al. The effects of scapular taping on the surface electromyographic signal amplitude of shoulder girdle muscles during upper extremity elevation in individuals with suspected shoulder impingement syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.37, n.11, p.694-702. 2007

SHAFHAK, T.; EL-SHESHA, A. M.; SOLTAN, H. E. Personality traits I the mechanisms of interferential therapy for osteoarthritis knee pain. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.72, p.579-581, 1991.

SHAMUS, J. L., SHAMUS, E. C. A taping technique for the treatment of acromioclavicular joint sprains: a case study. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v.25, n.6, p.390-394. 1997

SILLANPAA J, et al. Effect of work with visual display units on musculoskeletal disorders in the office environment. **Occup Med**, v.53, p.443-451. 2003

SIMONEAU, G.G. et al. Changes in ankle joint proprioception resulting from strips of athletic tape applied over the skin. **J Atheltic Training**, v.32, n.2, jun. 1997.

SJOGAARD, G., LUNDBERG, U., KADEFORS, R. The role of muscle activity and mental load in the development of pain and degenerative processes at the muscle cell level during computer work. **Eur J Appli Physiol**, v.83, p.99-105. 2000.

SMITH, M.J., SPARKES, V. The immediate effect of scapular taping on surface electromyographic activity of the scapular rotators in swimmers with subacromial impingement symptoms. **Physical Therapy in Sport**, 2006, 7:171-180. Physical Therapy in Sport International Conference: Enhancing Recovery and Performance in Sport (July 2006).

SOBOTTA, J. **Atlas de Anatomia Humana**. 21.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

SODERBERG, G. L.; COOK, T. M. Electromyography in Biomechanics. **Phys Ther**, v.66, n.12, p.1813-20, 1984.

SODERBERG, G.L.; KNUSTON, L. M. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyography data. **Phys Ther**, v.80, n.5, p.485-498, 2000.

STEPHENSON, R.; WALKER, E. M. The analgesic effects of interferential (IF) current on cold-pressor pain in healthy subjects: a single blind trial of three IF currents against sham IF and control. **Physiother Theor Pract**, v.19, p.99-107. 2003.

STRIMPAKOS, N. et al. Issues in relation to the repeatability of and correlation between electromyography and Borg scale assessments of neck muscle fatigue. **J Electromyogr Kinesiol**, v.15, n.5, p.452-65, oct. 2005.

SZETO, G. P.; STRAKER, L. M.; O'SULLIVAN, P. B. A comparison of symptomatic and asymptomatic office workers performing monotonous keyboard work: neck and shoulder muscle recruitment patterns. **Manual Therapy**, v.10, n.4, p.270-80, 2005.

TASSI, N.F. et al. Estudo eletromiográfico da porção superior dos músculos trapézio e grande dorsal em movimentos livres de braço. **Revista Brasileira de Ciências e Morfologia**, v.11, n.2, p.189-98, jul/dez. 1994.

TEIXEIRA, M.J. et al. **Dor: conceitos gerais**. São Paulo: Limay, 1994.

THUREESSON, M. et al. Intra-rater reliability of electromyographic recordings and subjective evaluation of neck muscle fatigue among helicopter pilots. **J Electromyogr Kinesiol**, v.15, n.3, p.323-31, jun. 2005.

TITTIRANONDA, P. S. B.; REMPEL, D. Risk factors for musculoskeletal disorders among computer users. **Occup Med**, v.14, p.17-38, 1999.

TOBIN, S.; ROBINSON, G. The effect of McConnell's vastus lateralis inhibition taping technique on vastus lateralis and vastus medialis obliquus activity. **Physiotherapy**, v.86, n.4, p.173-83, 2000.

TOLOSA, A. **Propedêutica Neurológica**. São Paulo: Sanvier, 1975.

TURKER, K.S. Electromyography: some methodological problems and issues. **Phys Ther**, v.73, p.698-701, 1993.

VAN DEN HEUVEL, S. G. et al. Electromyographic evaluation of muscular work pattern as a predictor of trapezius myalgia. **Scand J Work Environ Health**, v.19, p.284-290. 1993.

VAN DEN HEUVEL, S. G. et al. Do work related physical factors predict neck and upper limb symptoms in office workers? **Int Arch Occup Environ Health**, v.79, p.585-92, 2006.

VAN DIEËN, J. H.; OUDEVRIELINK, H. H. E.; TOUSSAINT, H. M. Trunk extensor endurance and its relationship to eletromyogram parameters. **Eur J App. Occup Physiol**, n. 66, p. 388-96. 1993.

ANEXO A



**FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

🌐 www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html

CEP, 02/02/09.
(Grupo III)

PARECER CEP: Nº 1023/2008 (Este nº deve ser citado nas correspondências referente a este projeto)
CAAE: 0813.0.146.000-08

I - IDENTIFICAÇÃO:

PROJETO: “ESTUDO DO EFEITO DA CORRENTE INTERFERENCIAL E DA BANDAGEM FUNCIONAL COMO RECURSO FISIOTERAPÊUTICO NO TRATAMENTO DA SÍNDROME TENSIONAL CERVICAL ATRAVÉS DA ELETROMIOGRAFIA”.

PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Melissa Luiza Moura.

INSTITUIÇÃO: Faculdade de Educação Física/UNICAMP

APRESENTAÇÃO AO CEP: 02/12/2008

APRESENTAR RELATÓRIO EM: 02/02/10 (O formulário encontra-se no site acima)

II - OBJETIVOS

Verificar o alívio quantitativo e qualitativo da dor tensional através da escala analógica visual da dor e algometria após tratamento fisioterapêutico com corrente interferencial ou bandagem funcional. Verificar as respostas dos sinais eletromiográficos da porção superior do trapézio antes e após cada uma das três sessões de tratamento fisioterapêuticos.

III - SUMÁRIO

Serão avaliadas 30 pacientes do sexo feminino com diagnóstico de síndrome tensional cervical e divididos em três grupos: 1 com tratamento por corrente interferencial, outro com bandagem funcional e um terceiro só com repouso, posteriormente pela comparação das escalas de dor e pela eletromiografia, os resultados serão comparados dos três grupos.

IV - COMENTÁRIOS DOS RELATORES

Após respostas às pendências, o projeto encontra-se adequadamente redigido e de acordo com a Resolução CNS/MS 196/96 e suas complementares, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

V - PARECER DO CEP

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP, após acatar os pareceres dos membros-relatores previamente designados para o presente caso e atendendo todos os dispositivos das Resoluções 196/96 e complementares, resolve aprovar sem restrições o Protocolo de Pesquisa, bem como ter aprovado o Termo do Consentimento Livre e Esclarecido, assim como todos os anexos incluídos na Pesquisa supracitada.

Comitê de Ética em Pesquisa - UNICAMP
Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126
Caixa Postal 6111
13084-971 Campinas – SP

FONE (019) 3521-8936
FAX (019) 3521-7187
cep@fcm.unicamp.br



**FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html

O conteúdo e as conclusões aqui apresentados são de responsabilidade exclusiva do CEP/FCM/UNICAMP e não representam a opinião da Universidade Estadual de Campinas nem a comprometem.

VI - INFORMAÇÕES COMPLEMENTARES

O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).

Pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.1.z), exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade do regime oferecido a um dos grupos de pesquisa (Item V.3.).

O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4.). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projeto do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, Item III.2.e)

Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, de acordo com os prazos estabelecidos na Resolução CNS-MS 196/96.

VII - DATA DA REUNIÃO

Homologado na XII Reunião Ordinária do CEP/FCM, em 16 de dezembro de 2008.

Profa. Dra. Carmem Sílvia Bertuzzo
PRESIDENTE DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FCM/UNICAMP

Comitê de Ética em Pesquisa - UNICAMP
Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126
Caixa Postal 6111
13084-971 Campinas – SP

FONE (019) 3521-8936
FAX (019) 3521-7187
cep@fcm.unicamp.br

ANEXO B

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título da pesquisa: **ESTUDO DO EFEITO DA CORRENTE INTERFERENCIAL E DA BANDAGEM FUNCIONAL COMO RECURSO FISIOTERAPÊUTICO NO TRATAMENTO DA SÍNDROME TENSIONAL CERVICAL ATRAVÉS DA ELETROMIOGRAFIA**

Pesquisador responsável: **Melissa Luiza Moura**

Orientador: **Prof. Dr. Antônio Carlos de Moraes**

Depto. Ciência do Desporto – FEF – Unicamp

Identificação do participante

Nome: _____

Data de nascimento: ____/____/____ Fone: (____) ____ - ____

Endereço: _____

Cidade: _____ UF: _____ CEP: _____ - _____

Eu _____,
R.G. _____, voluntariamente concordo em participar do projeto de pesquisa acima mencionado que tem por objetivo principal conhecer o resultado da aplicação do aparelho corrente interferencial ou da técnica de bandagem funcional (fita adesiva) como tratamento de fisioterapia para relaxar minha musculatura do pescoço. Primeiramente, farei uma consulta para confirmar o diagnóstico clínico de síndrome tensional cervical, com entrevista para relatar como surgiu minha dor e qual a sua intensidade, falarei sobre meus hábitos de vida e alguns hábitos pessoais. Passarei também por avaliação que inclui a verificação do meu peso corporal e estatura. Será feito um registro através de um aparelho que verifica a contração do meu músculo, e posteriormente, realizarei três sessões de Fisioterapia, podendo ser sorteado para o tratamento com a corrente interferencial, ou bandagem funcional, ou para ficar em repouso. Todos os procedimentos realizados não serão invasivos e não haverá riscos ou prejuízos previsíveis à minha saúde.

Estou ciente de que não terei qualquer tipo de despesa para que esses procedimentos sejam realizados, e que as informações obtidas a meu respeito durante o estudo, serão mantidas em total sigilo, não podendo ser consultadas sem a minha devida autorização. Essas informações, no entanto, poderão ser usadas para fins de pesquisa científica, desde que minha privacidade seja resguardada.

Declaro que li e entendi este documento, e que terei dois dias para me decidir e assiná-lo. Sendo que qualquer dúvida sobre os procedimentos desta pesquisa, ou sobre a finalidade da mesma, prontamente serei esclarecida sobre os mesmos, inclusive podendo ver os documentos com os resultados, se assim eu achar necessário.

Também estou ciente de que terei uma cópia deste documento e que deixarei de fazer parte da pesquisa se não comparecer ao tratamento e que a qualquer momento poderei deixar de fazer parte do estudo, mesmo que já tenha iniciado e participado de alguma etapa. Esta minha decisão, apesar de poder prejudicar a pesquisa, entretanto, não resultará em prejuízo a minha pessoa.

Campinas, _____ de _____ de 200__.

Voluntário

Melissa Luiza Moura (Pesquisador Responsável)

Local: Laboratório de Estudos Eletromiográficos

Fone: (19) 3521-6648

e-mail: leeunicamp@gmail.com

Pesquisador responsável: Melissa Luiza Moura

Fone: (19) 91262811 / (19) 3521-6648

e-mail: melissaluiza@yahoo.com.br

Comitê de Ética em Pesquisa – CEP

Fone: (19) 3521-8936

e-mail: cep@fcm.unicamp.br

ANEXO C

PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO FÍSICA

Identificação: Nº _____ **Iniciais** _____ **DATA** _____

Grupo: () GC () GB () GCI

Trapézio () D () E

Peso _____ Altura _____ IMC _____ Idade _____

QP _____ Profissão _____

EVA Pré _____ EVA Pós _____

Anamnese (Quando e como surgiu a dor)

Inspeção _____

Realiza atividade física? () Sim () Não

Qual? _____ Frequência _____

Já realizou tratamento anteriormente? () Sim () Não Qual? _____

Toma medicamentos? () Sim () Não Qual? _____

AVALIAÇÃO GRADUAL DA TENSÃO MUSCULAR DO TRAPÉZIO DESCENDENTE

Força Muscular D _____ E _____ Obs: _____

Testes de Sintomas Neurológicos

- Teste de Compressão: positivo () negativo () Obs: _____
- Teste de Adson: positivo () negativo () Obs: _____
- Sinal de L'Érmitte: positivo () negativo () Obs: _____

Amplitude de Movimento da Coluna Cervical

Flexão _____

Extensão _____

Rotação D _____

Rotação E _____

Inclinação D _____

Inclinação E _____