

DELSON LUÍS ESTEVES SANCHES

Este exemplar corresponde à versão final da
Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso
de Pós-Graduação Ciências Médicas da Facul-
dade de Ciências Médicas da UNICAMP, para
obtenção do título de Mestre em Ciências Médi-
cas, área de Ciências Biomédicas do(a) aluno(a)
Delson Luís Esteves Sanches.

Campinas, 05 de agosto de 2004.

Prof. Dr(a). Edmur Franco Carelli
Orientador(a)



***ESTUDO DA UTILIZAÇÃO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA
FUNCIONAL NAS DISFUNÇÕES DE EVERSAO E DORSIFLEXÃO NO
PÉ DURANTE A MARCHA EM PACIENTES HEMIPARÉTICOS POR
ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL***

CAMPINAS

2004

DELSON LUÍS ESTEVES SANCHES

**ESTUDO DA UTILIZAÇÃO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA
FUNCIONAL NAS DISFUNÇÕES DE EVERSÃO E DORSIFLEXÃO DO
PÉ DURANTE A MARCHA EM PACIENTES HEMIPARÉTICOS POR
ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL**

*Dissertação de Mestrado apresentada à Pós-Graduação
da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade
Estadual de Campinas para obtenção do título de Mestre
em Ciências Médicas, Área de Ciências Biomédicas*

ORIENTADOR: *Prof. Dr. Edmur Franco Carelli*

CO-ORIENTADOR: *Prof^ª. Dra. Elizabeth Maria Aparecida Barasnevicius Quagliato*

CAMPINAS

2004

UNIDADE	PL
Nº CHAMADA	7/11/unicamp
	Sa 55e
V	EX
TOMBO BC/	618.01
PROC.	16-86-05
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	11,00
DATA	11.2.05
Nº CPD	

Bibid: 341499

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
UNICAMP**

Sa55e Sanches, Delson Luís Esteves
Estudo da utilização da estimulação elétrica funcional nas disfunções de eversão e dorsiflexão do pé durante a marcha em pacientes hemiparéticos por acidente vascular cerebral. / Delson Luís Esteves Sanches. Campinas, SP : [s.n.], 2004.

Orientadores : Edmur Franco Carelli, Elizabeth Maria Aparecida Barasnevicus Quagliato

Dissertação (Mestrado) Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas.

1. *Espasticidade. 2. Reabilitação. 3. Toxina Botuínica. I. Edmur Franco Carelli. II. Elizabeth Maria Aparecida Barasnevicus Quagliato. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. IV. Título.

Banca examinadora da Dissertação de Mestrado

Orientador(a): Prof(a). Dr(a). Edmur Franco Carelli

Membros:

1. Prof(a). Dr(a). Beatriz de Oliveira Peixoto

2. Prof(a). Dr(a). Antonio Guilherme Borges Neto

3. Prof(a). Dr(a). Edmur Franco Carelli

20050440
Curso de pós-graduação em Ciências Médicas, da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas.

Data: 05/08/2004

DEDICATÓRIA

Ao meu filho Matheus, por ter sido um sonho que se tornou realidade e o maior estímulo para vencer todas as fases difíceis pelas quais passei.

A uma grande mulher, que é a minha esposa, parceira, incentivadora do meu trabalho e acima de tudo o meu amor.

Aos meus pais Darcy e Aparecida, em especial ao meu pai que, por ironia do destino apresentou um acidente vascular cerebral após ter sido assaltado. Foi reabilitado por mim e hoje suas seqüelas são mínimas.

A letra da música de Fernando Brandt expressa o meu sentimento por um grande amigo, amigo mesmo, que sempre esteve do meu lado, tanto nos momentos felizes quanto nos tristes, momentos estes que compartilhamos juntos durante todo o processo de desenvolvimento dos nossos trabalhos. Este grande amigo chama-se Humberto Belém de Aquino.

“Amigo é coisa para se guardar do lado esquerdo do peito, dentro do coração”.

Ao Prof^o Dr. Edmur Franco Carelli, professor assistente do departamento de Neurologia na Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP, pelo carinho, atenção que me dedicou como orientador e amigo.

À Prof^a Dra: Elizabeth A. Barasnevicus Quagliato, à Dra. Maura Viana, pela gentileza de terem realizado todas as aplicações de toxina botulínica (TBA) em meus pacientes e acima de tudo por serem excelentes profissionais.

À Dra. Verônica de Araújo Zanaro, responsável pelo serviço de radiologia do H.C. da UNICAMP, pela gentileza de ter realizado todos os exames de Ressonância Magnética em meus pacientes.

Aos fisioterapeutas Maria Inês Zanchetta de Mendonça, Célia Badur Ribeiro, Kleber Gallacini Prado, Silvia Regina Luiz Boro e Cecília Presaola por terem feito parte do processo de triagem e avaliação de todos pacientes.

À senhorita Rosimeire Rastelli Barbosa, auxiliar administrativo da Universidade São Francisco, que me auxiliou na obtenção das referências bibliográficas do trabalho.

Aos meus pacientes que depositaram em mim confiança e muita esperança de que eu através da minha profissão e de uma nova proposta de tratamento, lhes proporcionaria uma melhora na sua qualidade de vida.

Ao excelente profissional da área de informática Marcos Lima, que auxiliou no processo, de formatação do trabalho.

“Tantos de nossos sonhos a princípio parecem impossíveis, depois improváveis e, então, quando invocamos nossa vontade, tornam-se logo inevitáveis. Se podemos conquistar o espaço exterior, podemos conquistar também o interior.”

CHRISTOPHER REEVE

	<i>Pág.</i>
RESUMO	<i>ix</i>
ABSTRACT	<i>xii</i>
1 - INTRODUÇÃO	15
2 - OBJETIVOS	40
3 - MÉTODO	42
3.1 - Sujeitos.....	43
3.2 - Procedimentos.....	43
3.2.1 - Critérios de inclusão.....	43
3.2.2 - Critérios de exclusão.....	44
3.2.3 - Agrupamento dos pacientes.....	44
3.2.4 - Protocolo de investigação.....	44
3.2.5 - Protocolo de tratamento.....	48
3.2.5.1 - Aplicação da Toxina Botulínica.....	48
3.2.5.2 - Tratamento Fisioterapêutico.....	49
3.2.6 - Aplicação da Estimulação Elétrica Funcional.....	53
4 - RESULTADOS	56
5 - DISCUSSÃO	77
6 - CONCLUSÃO	82
7 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	84
8 - ANEXOS	92

ADM	Amplitude de Movimento
AVC	Acidente Vascular Cerebral
D	Direito
E	Esquerda
EEF	Estimulação Elétrica Funcional
F	Feminino
GI	Grupo I
GII	Grupo II
Hz	Hertz
M	Masculino
TBA	Toxina Botulínica do Tipo A

RESUMO

Objetivos: A proposta deste estudo foi verificar a eficácia da estimulação elétrica funcional para os movimentos de eversão e dorsiflexão do pé associado à fisioterapia tradicional e quanto a toxina botulínica pode atuar como agente facilitador para o tratamento proposto.

Método: Foram estudados 16 pacientes de ambos os sexos, hemiparéticos por acidente vascular cerebral, com tempo de lesão entre nove a 120 meses que apresentavam as disfunções de eversão e dorsiflexão do pé durante a marcha. Estes foram distribuídos em dois grupos: GI composto por oito pacientes que receberam aplicação de toxina botulínica, fisioterapia e EEF e com idade entre 41 e 75 anos, com a média de 57,75 e o desvio padrão foi de 13,14 anos. O GII foi composto por oito pacientes que receberam tratamento fisioterápico, EEF e aplicação de toxina botulínica e com idade entre 30 e 72 a média foi de 58,88 e o desvio padrão foi de 13,38 anos. Foram realizadas três avaliações em ambos grupos: GI-1ª fase inicial sem nenhum tipo de procedimento, 2ª após 15 dias da aplicação da toxina botulínica e a 3ª após 15 dias do término do tratamento fisioterápico e EEF. GII-1ª fase inicial sem nenhum tipo de procedimento, 2ª após 15 dias do término do tratamento fisioterápico e utilização da EEF e a 3ª após 15 dias da aplicação da toxina botulínica. As medidas avaliadas foram: amplitude de movimento articular do pé, a velocidade e cadência da marcha, análise observacional da marcha e força muscular. Os 16 pacientes realizaram avaliação neurológica, fisioterápica e exames complementares de ressonância magnética para visualização e comprovação da mesma área de lesão.

Resultados: O teste ANOVA nos Ranks através da comparação das 3 avaliações realizadas no GI e GII mostrou valor de (p) significativo indicando melhora para as medidas: GI- 1ª vs 3ª -eversão p= 0.0155; dorsiflexão p= 0.0118; cadência p= 0.0033; velocidade p= 0.0013; força muscular p= 0.0069. GI- 2ª vs 3ª- eversão p= 0.0103; dorsiflexão p= 0.0221; cadência p= 0.0065; velocidade p= 0.0385; força muscular p= 0.0069. GII- 1ª vs 2ª- eversão p= 0.0064; dorsiflexão p= 0.0057; velocidade p= 0.0145; força muscular p= 0.0502. A medida cadência do GII foi significativa na 2ª vs 3ª com valor de p= 0.0425, porém indicando piora da cadência.

Conclusão: Diante dos resultados abrem-se novas perspectivas quanto à abordagem terapêutica com Estimulação Elétrica Funcional e fisioterapia para a melhora da dorsiflexão e eversão do pé de pacientes hemiparéticos por acidente vascular cerebral. A toxina botulínica parece participar no conjunto global da marcha como elemento de harmonia, talvez proporcionando um aspecto mais fisiológico eliminando os movimentos bruscos.

ABSTRACT

Objective: The aim of this study was to verify the effectiveness of functional electric stimulation to both movements of eversion and dorsiflexion of the foot associated to the traditional physiotherapy and how much the botulinum toxin can act as a facilitator agent to the proposed treatment.

Method: It was studied 16 patients from both genders, all of them are hemiparetics patients due to cerebrovascular accident with a lesion period between nine and 120 months that had presented disfunctions of eversion and dorsiflexion of the foot during the gait. These patients were divided in two groups: Group 1 was compounded by eight patients who had received application of botulinum toxin, physiotherapy and FES and their ages were between 41 and 75 years old, with an average of 57,75 years old and a standard deviation 13,14 years of age; Group 2 was compounded by eight patients, who had received physiotherapy treatment, utilization of FES and application of botulinum toxin and their ages were between 30 and 72 years of age and the average was 58,88 and the standard deviation was of 13,38 years of age. It was performed evaluations on both groups: Group 1 – 1st Initial phase without any type of procedures, 2nd 15 days after the application of botulinum toxin and 3rd - 15 days after the end of the physiotherapy treatment and utilization of FES. Group 2 – 1st Initial phase without any type of procedures, 2nd 15 days after the end of the physiotherapy treatment and utilization of FES and the 3rd phase after 15 days of the application of botulinum toxin. All the 16 patients had neurologic, physiotherapy assessment and additional examinations of magnetic resonance in order to verify and to reaffirm the lesion site. It was evaluated the amplitude of the joint movement of the foot, muscular endurance, velocity and cadence of the gait, observational analysis of the gait and muscular strength.

Results: The test Anova in the Ranks through the comparison of the 3 evaluations performed at Group 1 and Group 2 had shown a p. value very significative indicate improvement for the following measures: Group 1 – 1st evaluation versus 3rd evaluation – eversion $p=0.0155$; dorsiflexion $p=0.0118$; cadence $p=0.0033$; velocity $p=0.0013$ and muscular endurance $p=0.0069$. Group 2 – 2nd evaluation versus 3rd evaluation – eversion $p=0.0103$; dorsiflexion $p=0.0221$; cadence $p=0.0065$; velocity $p=0.0385$ and muscular endurance $p=0.0069$. Group 2 – 1st evaluation versus 2nd evaluation – eversion $p=0.0064$;

dorsiflexion $p=0.0057$; velocity $p=0.0145$ and muscular endurance $p=0.0502$. The cadence measure of Group 2 was significant at the 2nd evaluation versus 3rd evaluation with a value of $p=0.0425$. Though it doesn't indicate any improvement of the cadence.

Conclusion: As it was seen from the results' point of view, new perspectives are open for the therapeutic with Functional Electric Stimulation approach and for the technique of the procedure in order to improve the dorsiflexion and eversion of the foot of the hemiparetic patients due to cerebrovascular accident. The botulinum toxin seems participate in the global association as element of harmony, maybe providing an aspect physiological eliminating abrupt movements.

1 - INTRODUÇÃO

O conhecimento do uso da estimulação elétrica nos tecidos data de antes de 2750 a.c., segundo KELLAWAY (1946). Tal conhecimento deve-se ao estudo das propriedades elétricas do peixe-elétrico, as quais eram responsáveis por descarregar choques paralisantes (BHADRA et al., 1997).

Em meados do século XIX, descobriram a eletricidade estática e de indução eletromagnética, quando fisiologistas puderam estimular os músculos através de capacitadores galvânicos ou fontes de bobinas de indução (GEDDES, 1984). Nessa época, inúmeras aplicações médicas foram desenvolvidas, porém com poucos conhecimentos científicos, sendo que as únicas aplicações por um período mais longo foram as invenções de diatermia, eletrocirurgia (CUSHING et al., 1928) e da ressuscitação cardiopulmonar (GREEN, 1872).

Embora fisiologistas já usassem a estimulação elétrica para estabelecer as funções do nervo e fisiologia do músculo (HOORWEG, 1892; WEISS, 1901), mesmo assim tiveram que esperar até o ano de 1951, quando o pesquisador Giaimo, utilizou em paciente um aparelho de eletroestimulação, com o qual estimulava os músculos quadríceps durante a deambulação (GEDDES, 1984). A partir desse trabalho, muitos outros foram surgindo. No ano de 1960, pacientes que apresentavam pé caído receberam estimulação elétrica no grupo muscular em questão, através de eletrodos de superfície proporcionando a melhora do movimento de dorsiflexão do pé. (LIBERSON et al., 1961; VODOVNIK et al., 1966; GRACININ, 1970).

Entre os anos de 1960 e 1970, diferentes grupos também usaram eletrodos de superfície com ou sem suportes externos para uma estimulação múltipla em pacientes com lesão medular (LONG e MASCIARELLI , 1963; REBERSEK e VODOVNIK , 1973). A partir de 1970, pesquisadores dos Estados Unidos da América (MORTIMER e PECKHAM, 1973) e Japão (HANDA e HOSHIMIYA, 1987) usaram, em seus pacientes, eletrodos percutâneos inseridos nos músculos alvos, mediante agulhas hipodérmicas.

Com base nos resultados obtidos entre o século XIX e XX, pesquisadores, recentemente, deram início a trabalhos nos quais fizeram uso das EEF, em diferentes quadros clínicos, como no tratamento corretivo de escolioses, sub-luxação de ombro e desordens circulatórias decorrentes de imobilização prolongada (CHAE et al., 1998; CARMICK, 1997; BRUNO, 1999).

ELETROESTIMULAÇÃO - FUNDAMENTOS E APLICABILIDADE

1 - Aspectos Cinesiológicos

Em fisioterapia, é comum se falar da musculatura tônica e fásica. Nesse contexto seria melhor falar de unidades motoras tônicas e fásicas.

JANDA (1979), que estudou o tema, descreveu boa parte do comportamento clínico da musculatura e classificou essa atividade.

Essa, classificação empregada por JANDA tem alguns pontos falhos. Considerando-se que músculos posturais normalmente têm características tônicas tendendo ao encurtamento, a classificação de JANDA considera alguns músculos posturais típicos como o músculo trapézio (inferior e superior), dentro do grupo de músculos fásicos.

O encurtamento muscular também é discutido. A avaliação dos músculos, na prática, tem demonstrado que alguns músculos fásicos podem encurtar, quando ativados. Outras pesquisas (JOHNSON et al., 1973) mostram que as estruturas de fibras musculares não se comportam conforme as interpretações de Janda e que, individualmente, elas mostram diferenças consideráveis. JOHNSON et al. (1973) particular, mostrou, em um estudo de autópsia, que a estrutura da fibra muscular difere consideravelmente de indivíduo para indivíduo (Tabela 2). O trabalho de Johnson foi realizado em seis homens, em um período de 24 horas pós-morte. Com a exceção de um único músculo, todos os músculos no corpo humano aparentam possuir uma estrutura mista de fibras musculares. Há obviamente uma diferença entre as estruturas das fibras musculares e o comportamento clínico de um dado músculo como indicado por JANDA.

Em geral, pode ser dito que as unidades motoras tônicas são as primeiras a se tornarem ativas durante o movimento. As unidades motoras fásicas somente se tornam ativas quando uma força adicional é requerida (KUO et al., 1981). Durante um movimento rápido, as unidades motoras fásicas podem ser ativadas antes das unidades motoras tônicas. De acordo com KUO et al. (1981), esse fenômeno pode ser demonstrado mais claramente por sinergia com uma estrutura de fibras musculares diferentes.

Tabela 1 - Propriedades das unidades motoras tônicas e fásicas.

Unidades motoras tônicas	Unidades motoras fásicas
Fibras musculares vermelhas	Fibras musculares brancas
Filogeneticamente mais velhas	Filogeneticamente mais novas
Melhor capilarização	Menos capilarização
Inervada pelos neurônios Aa ₂	Inervadas pelos neurônios Aa ₁
Frequência tetânica de 20-30 Hz	Frequência tetânica de 50-150- Hz
Fadiga lenta	Fadiga rápida
Estática	Dinâmica

Tabela 2 - Estrutura de fibras musculares de músculos individuais, de acordo com JOHNSON et al. (1973).

Porcentagem de fibras musculares (tônicas) tipo I.	
Gastrocnêmico	46,9-56,9%
Glúteo máximo	41,2-71,5%
Iliopsoa	37,0-60,9%
Tibial anterior	56,6-80,5%
Sóleo	69,8-100,0%
Vasto medial	53,5-79,8%

Os números refletem a porcentagem média real do tipo de fibra muscular, com 95% de segurança.

2 - Aspectos Eletrofisiológicos e Evidências de Resultados com Estimulação Elétrica Funcional

São vários os estudos que envolvem o efeito de correntes elétricas nos músculos (COX et al., 1986; BAKER, et al., 1988; LAINEY, 1983; CURRIER et al., 1983; MORENO e SEIREG, 1981; STEFANOVSKA e VODOVNIK, 1985; WILLIAMS et al., 1986). Estas avaliações se concentram principalmente em dois aspectos:

- 1- o aumento da força muscular;**
- 2- e a mudança no tecido muscular.**

1 - Aumento da força muscular

1.1- Aumento da força em músculos inervados

Se o paciente, por qualquer razão, não é capaz de tencionar seletivamente os músculos que são em princípio saudáveis, isso pode ser feito com o auxílio de corrente elétrica. Os objetivos da terapia incluem:

- 1- manter a qualidade e a quantidade do tecido muscular;
- 2- recuperar o tônus muscular;
- 3- aumentar ou manter a força muscular;
- 4- estimular o fluxo sanguíneo nos músculos ou mantê-lo em um nível ótimo;

A questão se a estimulação elétrica de músculos saudáveis podem a levar a um aumento na força muscular ainda não está completamente resolvida, apesar dos estudos já realizados. O ponto principal parece ser que a estimulação elétrica realmente aumenta a força muscular, embora não exatamente da mesma forma que um exercício voluntário equivalente. Em uma revisão extensa, WILLIAMS et al. (1986) concluíram que a estimulação elétrica não é um substituto satisfatório para a atividade humana voluntária.

Contudo, outros estudos (CURRIER et al., 1983; MORENO et al., 1981; STEFANOVSKA et al., 1985) demonstraram que a estimulação elétrica (ou estimulação elétrica combinada com exercícios voluntários) levou a ganhos de força similares ou, em alguns casos, até maiores, que aquele obtido apenas com exercício voluntário. Analisando-se um grupo destes estudos em conjunto, a média de ganho de força em virtude da estimulação elétrica aparenta ser em torno de 20% em aproximadamente um mês. Alguns estudos demonstraram diferenças marcantes nas respostas à estimulação elétrica em indivíduos diferentes, mas há ainda muita incerteza, devido à variedade de técnicas e diferentes protocolos adotados nos diferentes trabalhos científicos.

Em uma avaliação bem controlada de LAI et al. (1988), foi demonstrado que a estimulação elétrica dos músculos, por um período de três semanas produziu ganhos significativos na força muscular, sendo maior no grupo tratado com intensidades mais baixas. A força da contração isométrica demonstrou maiores ganhos que a da contração concêntrica, provocando aumento do volume do músculo, conseqüentemente um aumento na força muscular e em contrapartida ocorre o encurtamento do músculo. Na contração excêntrica ocorre aumento na força do músculo, mas mantém o músculo alongado (alongamento isotônico). Embora o ganho de força tenha regredido quando o tratamento foi interrompido, ele ainda foi significativo para o grupo de alta intensidade após três semanas. Houve também um claro aumento na força isométrica demonstrada no membro oposto não tratado, um efeito de transferência cruzada que não demonstrou uma diferença notada entre os grupos de alta e baixa intensidade. Este efeito de transferência cruzada também foi encontrado em um estudo de MCMICKEN et al. (1983) em que um aumento de força de 24% ocorreu nos músculos tratados e um aumento de 10%, após seis semanas, nos músculos não tratados, os contralaterais.

Esse estudo comparou grupos tratar com diferentes freqüências de estimulação elétrica (20,45 e 80 pulsos/seg.), e não se encontrou nenhuma diferença.

Considera-se que o ganho de força pode ser atribuído a mecanismos neurais, pelo menos no início. Isso é sugerido por diversas causas: pela velocidade com que o aumento ocorre – pode ser demonstrada em uma semana – e pela velocidade com que ela declina, bem como a falta de evidência de qualquer mudança no volume muscular. Vários

mecanismos neurais foram propostos. Um deles é o aumento da ativação dos neurônios motores da coluna, que regulam a força da contração muscular secundária à estimulação dos neurônios aferentes. Isso contaria para o efeito da transferência cruzada. A potencialização de longo prazo também foi sugerida. Isso envolve sensibilidade sináptica aumentada como um resultado da estimulação contínua das fibras de entrada; o efeito pode durar por algumas semanas. A sincronização dos padrões de disparo das unidades motoras é outro mecanismo que foi proposto. O recrutamento seletivo das fibras grossas de rápida ativação (fásicas) em detrimento das fibras de disparo lento (tônicas) também pode ser implicado.

A força da contração muscular voluntária é maior que a força que pode ser provocada por estimulação elétrica na mesma musculatura, na maioria dos indivíduos (LAI et al., 1986). Essa diferença não aparenta ser considerada pela natureza da corrente estimuladora, já que diferentes estimuladores não produziram diferenças significativamente consistentes na força de contração.

Em músculos enfraquecidos ou enfraquecendo, o valor da estimulação elétrica é bem mais claro e ganhos significativos foram relatados com a melhoria da função muscular. Estimulação elétrica a 30Hz aplicada no quadríceps de joelhos imobilizados em ciclos de dois segundos de treinamento e nove segundos de descanso durante uma hora por dia, durante seis semanas demonstrou uma redução na atrofia muscular (LAI et al., 1988). Nesse estudo, a área transversal do quadríceps diminuiu 17% no grupo não tratado, mas não houve nenhuma perda significativa nos pacientes que foram tratados. Considerou-se que o efeito foi em consequência da manutenção da síntese de proteína nos músculos e de prevenir a quebra de proteína. (LANEY et al., 1991; CURRIER et al., 1983; STEFANOVSKA et al., 1985; WILLIAMS et al., 1986) encontrou um aumento significativo na circunferência média do quadríceps, após a utilização de trens de pulso farádicos de três segundos no nível de contração tetânica máxima, mas dentro dos limites de tolerância. A carga foi repetida dez vezes, com um período de descanso de dez segundos entre cada uma. Os regimes foram repetidos três vezes por semana, durante dez semanas. Similarmente, foi encontrada uma melhora na força muscular após um período de quatro semanas de estimulação elétrica de quadríceps enfraquecido cronicamente

(WILLIAMS et al., 1986). Nesse estudo, contudo, nenhum aumento na área da seção transversal foi encontrado, mas mudanças eletromiográficas sugeriram uma eficiência neuromuscular aumentada como sendo responsável pelo aumento da força muscular. LAI et al. (1988) demonstraram que a estimulação do quadríceps a intensidades baixas –50% da contração voluntária máxima aplicada em oito contrações de quinze segundos de duração, duas vezes por semana, durante cinco semanas – levaram a um aumento estatístico do torque deste músculo. Assim, curiosamente pouca estimulação elétrica, um total de dois minutos de estimulação em cada dez sessões, demonstrou efeito significativo.

Corrente do tipo farádica foi utilizada com sucesso no tratamento de condromalácia patelar (JOHNSON et al., 1973). Cinquenta pacientes, que passaram por 19 tratamentos por um período de seis semanas, demonstraram uma melhoria considerável; pelo menos metade se livrou dos sintomas. O músculo quadríceps foi estimulado para produzir contrações isométricas de dez segundos com um período de descanso de cinquenta segundos, por dez minutos em cada tratamento. A intensidade de corrente aplicada foi a máxima que o paciente pôde tolerar. Na verdade, os autores concluíram que a eficácia do tratamento varia diretamente com a intensidade da corrente – a maior corrente gera os melhores resultados. Eles também notaram que, quanto maior a atrofia inicial, mais efetivo é o tratamento e, conseqüentemente, sentiram que músculos normais se beneficiariam menos com esta técnica. Contudo, após a passagem do limiar motor, aumentos muitos pequenos na amplitude da estimulação produzem aumentos relativamente grandes na força da contração muscular pois o recrutamento aumenta rapidamente, portanto deve-se ter cuidado.

O efeito de fortalecimento foi utilizado para promover maiores conquistas em atletas, mas qualquer vantagem que isto possa possuir sobre quantidades similares de esforço voluntário não foram demonstradas de maneira completamente confiável. Seu uso para a prevenção da atrofia devido ao desuso é justificável (CURRIER et al., 1987).

Interessantemente, estilos comportamentais parecem afetar o modo como os indivíduos caracterizam o desconforto da estimulação elétrica (DELITTO et al., 1992). Eles notaram que as próprias contrações musculares geradas eletricamente contribuíram para o desconforto.

1.2 - Facilitação do Controle Muscular

A estimulação é usada terapeuticamente em grande intensidade para iniciar e facilitar a contração muscular, embora não seja possível distinguir esse efeito de fortalecimento citado anteriormente. Essa idéia pode ser aplicada em várias circunstâncias:

1. Onde a contração muscular voluntária é inibida por dor ou lesão. A estimulação do quadríceps, especialmente o vasto medial, após cirurgia de joelho, por exemplo, é freqüentemente utilizada (COX et al., 1986).
2. Em situações onde a ação muscular não ocorre sob controle voluntário sem prática: a estimulação do assoalho pélvico no controle da incontinência; estimulação do *adutor hallux* para o tratamento de “*valgus hallux*” prematuro; e, em circunstâncias tais como pé chato postural ou metatarsalgia, onde controle lombar é desejável.
3. Em circunstâncias nas quais uma nova ação muscular tem que ser aprendida, por exemplo onde um músculo ou um nervo motor foi transplantado.
4. Nos estágios avançados da recuperação de uma lesão de nervo periférico para encorajar uma contração muscular voluntária onde a reinervação ocorreu recentemente.
5. Em situações em que é necessário demonstrar ao paciente que um movimento ou ação particular de um músculo pode ocorrer normalmente.
6. Para crianças com paralisia cerebral, nas quais a estimulação elétrica pode melhorar a contração muscular e provocar sensações para que a criança possa adicionar força voluntária e obter resultados mais efetivos (CARMICK, 1997).

1.3 - Efeitos no Metabolismo Muscular e no Fluxo Sanguíneo

A estimulação elétrica terá o mesmo efeito que a contração muscular normal voluntária para causar um aumento temporário no metabolismo muscular. Haverá conseqüências associadas de aumento na combustão de oxigênio e dióxido de carbono, ácido láctico e outros produtos metabólicos, bem como aumento de temperatura e de fluxo sanguíneo local. Vários estudos demonstraram um aumento no fluxo sanguíneo, CURRIER et al. (1986). Utilizando 10-30% da máxima contração voluntária, esses autores quantificaram um aumento de 20% da circulação sanguínea que ocorreu em torno de um minuto após o início da estimulação elétrica e perdurou em torno de cinco minutos após o seu término.

Não só o fluxo sanguíneo intramuscular aumenta, mas também, como conseqüência da contração e relaxamento muscular regular, o fluxo nas veias de paredes moles adjacentes será aumentado – a ação de bombeamento do músculo. Esse efeito é usado terapeuticamente para ajudar a controlar edemas nos membros através do aumento do volume de sangue nos vasos venosos e linfáticos. Foi constatado que, estimulando-se partes do quadríceps com pulsos de 0,4ms a 50Hz, em ciclos 4s ligado/4s desligado, haverá um aumento de 18,5% de fluxo sanguíneo na artéria femoral (CURRIER et al., 1986). Esse estudo utilizou corrente suficiente para estimular o músculo a 15% de sua contração voluntária máxima e mediu o fluxo sanguíneo na artéria femoral com um aparelho de ultrassom Doppler. O fluxo sanguíneo aumentado foi notado cinco minutos após o início da estimulação elétrica e retornou ao nível normal após um minuto do encerramento da estimulação.

2 - Mudança na Estrutura das Fibras Musculares

As estruturas das fibras musculares mudam após estimulação por um longo período com correntes elétricas. Essa mudança parece depender primariamente da frequência com que o nervo motor é despolarizado pela corrente elétrica. Na maioria dos casos, a velocidade de ativação das células musculares se reduz. A fibra muscular se torna

mais vermelha (tônica) e a capilarização aumenta. A célula muscular também se torna mais sensível. A fibra muscular assume um caráter de fibra tônica. Essa mudança não é sempre desejável, particularmente em músculos que devem ser capazes de trabalhar dinamicamente. A mudança na estrutura da fibra muscular é reversível, pois a estrutura da fibra muscular se adapta à função conforme o músculo é utilizado funcionalmente. (HOWALD, 1984; SWINGHEDAUW, 1986).

Também foi estabelecido com alguma exatidão que a frequência de despolarização do nervo motor é um dos fatores determinantes no desenvolvimento da fibra muscular. Isso pode levar à conclusão que a frequência de despolarização da fibra muscular é o fator determinante para as propriedades características da fibra muscular. (SWINGHEDAUW, 1986).

Contudo a denervação do músculo também produz os mesmos resultados. Uma estimulação elétrica com frequência alta (aproximadamente 100 Hz) faz com que o músculo se torne branco e uma baixa frequência de estimulação (aproximadamente 20 Hz) torna-o vermelho (SWINGHEDAUW, 1986). Em experimentos com fibras musculares denervadas, a mudança para fibras brancas é mais óbvia que com fibras musculares inervadas. Pode-se concluir, a partir da literatura disponível, que a plasticidade está ligada à frequência de estimulação e que a plasticidade é uma propriedade inerente às células musculares. Nem mesmo parece ser necessário evocar um potencial de ação na célula muscular. A transformação das fibras musculares também ocorrer com estimulação subliminar. Isso mostra também uma dependência similar à frequência.

A conservação da mudança na estrutura da fibra muscular é principalmente determinada pelo uso funcional do músculo. Se a função não se adequa à estrutura da fibra muscular, então esta se adapta rapidamente. Isso se aplica particularmente para as fibras musculares brancas “fásicas” (SWINGHEDAUW, 1986).

3 - Fisiologia da Estimulação Neuromuscular Funcional

3.1 - Excitação Do Tecido Nervoso Por Estimulação Elétrica

Um pulso curto de corrente elétrica aplicado à membrana de um neurônio é capaz de causar a geração de um potencial de ação nesse neurônio. O potencial de ação produzido pela estimulação elétrica dessa maneira é idêntico ao potencial de ação que seria gerado por meios fisiológicos naturais, e tem a mesma propriedade de “tudo-ou-nada”. O potencial de ação propaga-se em ambas as direções ao longo do axônio. Um potencial de ação é iniciado em um neurônio por qualquer pulso de estímulo que forneça uma carga suficiente, a combinação apropriada de duração de pulso e amplitude de corrente. O mais baixo nível de carga que gerará um potencial de ação é definido como o limiar de estímulo.

O limiar de estímulo de qualquer neurônio é inversamente proporcional ao diâmetro do neurônio. Portanto, os neurônios de grande diâmetro, como os neurônios motores alfa, têm os mais baixos limiares de estimulação (MCNEAL, 1976; MORTIMER, 1981). Os neurônios de pequeno diâmetro, como as fibras de dor C, têm os mais altos limiares de estimulação. Como resultado, a estimulação aplicada próximo de um nervo estimulará preferencialmente as fibras de maior diâmetro com níveis mais baixos de estimulação. À medida que o nível do estímulo for aumentado, serão estimuladas fibras de menor diâmetro. Essa propriedade da estimulação elétrica é chamada ordem inversa de recrutamento. Observa-se que isso é o contrário do princípio do tamanho fisiológico (HENNEMAN, 1957), que afirma serem as menores fibras dos músculos recrutadas inicialmente, seguidas pelas fibras maiores.

A corrente estímulo diminui em função da distância da fonte de estimulação (eletrodo) (MORTIMER, 1981; BURKE, 1981). Portanto, os neurônios que estão mais longe de um eletrodo tendem a receber menos estimulação a um nível acima do limiar. Por exemplo, estimulação aplicada por eletrodos de superfície colocados sobre a pele tendem a estimular mais as fibras sensitivas e de dor na pele do que os neurônios motores mais profundos, em virtude da sua proximidade ao eletrodo, ainda que os neurônios motores sejam muito maiores.

O limiar para excitação direta das fibras musculares é cerca de cem a mil vezes mais alto que o limiar para estimulação do nervo (MORTIMER, 1981). Portanto, é improvável que a estimulação muscular direta ocorra como resultado de qualquer um dos paradigmas de estimulação elétrica. Embora os sistemas de ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL sejam muitas vezes descritos como envolvendo a estimulação de um músculo, tecnicamente eles estão se referindo à estimulação dos nervos que inervam o músculo, resultando em contração muscular.

3.2 - Resposta Muscular à Estimulação Nervosa

3.2.1 - Alterações Musculares Induzidas pela Ativação Elétrica

As fibras musculares são divididas em três ou quatro grupos em relação às suas propriedades contráteis. Em um extremo do espectro, estão as fibras musculares que têm respostas de contração rápida, geram altos níveis de força e fadigam bem rapidamente. Essas fibras são chamadas fibras glicolíticas de contração rápida, ou tipo II (BURKE, 1981; SWEENEY, 1992) porque elas têm uma alta capacidade de metabolismo glicolítico. Essas fibras musculares são geralmente maiores e são inervadas por neurônios maiores. Em outro extremo do espectro, estão as fibras oxidativas de contração lenta, ou tipo I (BURKE, 1981), as quais têm uma alta capacidade de metabolismo oxidativo. Embora tenham resposta de contração lenta e níveis mais baixos de força, elas são resistentes à fadiga. Essas fibras tendem a ser inervadas por neurônios de menor diâmetro. Tipos de fibras musculares entre estes dois extremos também foram identificados, e elas exibem algumas das propriedades de ambos os tipos (BURKE, 1981; SWEENEY, 1992).

Resistência à fadiga é provavelmente a qualidade muscular mais desejável para a maioria das aplicações de estimulação elétrica envolvendo estimulação de músculo esquelético. Atividades tais como ficar em pé, andar, pegar e alcançar não têm necessariamente que ser realizadas rapidamente, apenas constantemente. Por essa razão, o recrutamento de fibras musculares de contração lenta, que se fadigam lentamente, é o mais desejável para Estimulação Elétrica Funcional. Entretanto, há duas condições que impedem

esse objetivo. Primeiro, como foi descrito previamente, as fibras grandes têm limiares mais baixos para estimulação. Portanto, as fibras grandes que fadigam rapidamente são recrutadas preferencialmente. Em segundo lugar, no caso de músculo paralisado, a atrofia de desuso tende a converter as fibras musculares para o tipo de contração rápida, fadiga rápida (RILEY et al., 1973). Além disso, esses músculos atrofiados também geram baixos níveis de força.

Felizmente, essa atrofia muscular pode ser revertida usando-se estimulação elétrica crônica. PECKHAM et al. (1976) demonstraram que a estimulação crônica de oito a 24 horas por dia resultou em alterações na constituição do metabolismo das fibras musculares em gatos. Foi demonstrado que a estimulação na forma crônica em humanos paralisados podia alcançar os mesmos resultados. MARSOLAIS e KOBETIC, (1986) e KLJAJIC et al. (1992) estudaram a estimulação percutânea do músculo quadríceps paralisado. A estimulação foi aplicada durante até três horas por dia, e em pelo menos um caso houve um aumento de dez vezes no torque no joelho após dez semanas. No estudo de KAGAYA et al. (1996) usou-se estimulação percutânea em cinco pacientes com lesão medular durante seis meses. Encontraram aumentos no torque no joelho de 1,7 a 5,8 vezes com um aumento correspondente na massa muscular. Esses estudos demonstraram a exequibilidade do uso funcional do músculo eletricamente estimulado. Todas as aplicações atuais da Estimulação Elétrica Funcional usam alguma forma de condicionamento muscular modelado segundo esses estudos.

3.3 - Lesão de Neurônio Motor Superior e Inferior

A estimulação bem sucedida do músculo para finalidades funcionais exige que o neurônio motor (alfa) inferior esteja intacto. Em casos de lesão da medula espinhal, há frequentemente algum dano ao conjunto de neurônio motor inferior no nível da lesão. Se a maioria ou todos os neurônios motores inferiores para um músculo particular forem danificados, então não será possível obter níveis funcionais de força do músculo com estimulação elétrica. Exercício elétrico não reverterá a atrofia nas fibras, se o neurônio motor inferior tiver sido danificado. Lesão extensa de neurônio motor inferior constitui

portanto uma contra-indicação à estimulação elétrica funcional, e as doenças ou traumatismos que envolvem lesão de nervo periférico (tais como esclerose lateral amiotrófica ou lesão de plexo braquial) não tendem a beneficiar-se com estimulação elétrica funcional.

3.4 - Modulação da Força Muscular

A força muscular gerada pela estimulação elétrica pode ser modulada alterando-se os parâmetros de estimulação. Há três parâmetros de estímulo que são controlados nos sistemas de estimulação neuromuscular: duração do estímulo de pulso, amplitude da corrente (ou amplitude da voltagem) e frequência. Pelo menos um desses três parâmetros pode ser alterado pulso a pulso por qualquer sistema de estimulação neuromuscular. Além desses três parâmetros, a forma da onda do estímulo (bifásica retangular, decaindo exponencialmente, monofásica triangular), também pode afetar a resposta estimulada, embora a forma seja tipicamente constante em qualquer sistema isolado.

Quando um único pulso de estímulo é aplicado a um neurônio resultando na geração de um potencial de ação, a unidade motora responderá com uma contração em abalo do músculo. Para uma única unidade motora, a magnitude do abalo dependerá do tamanho do pulso de estímulo e do tamanho da unidade motora. A velocidade de aumento e diminuição do abalo depende do tipo de fibra muscular. Um único abalo muscular atinge força máxima (pico) em dez a 50 milissegundos e retorna à força básica dentro de 40 a 100 milissegundos. Quando repetidos pulsos de estímulo são aplicados em um nervo, a resposta de abalo muscular começará antes que o abalo prévio esteja completo. Como resultado, a força muscular começa a somar-se de tal modo que a força máxima, a cada abalo, é progressivamente cada vez mais alta. A baixas frequências de pulso (menos de dez Hz), os pulsos individuais podem ser vistos na saída de força sob a forma de uma ondulação senoidal. Essa ondulação eventualmente desaparecerá a frequências mais altas, e a contração será fundida (tetania). Entretanto, as fibras musculares fadigam mais rapidamente, as frequências mais altas de estimulação. Nos sistemas práticos de

estimulação elétrica funcional, ocorre um compromisso entre a obtenção de uma contração suave do músculo e a manutenção da taxa de fadiga. As frequências ideais variam dependendo do tipo de função e do tipo de músculo. Para a extremidade superior, esta frequência é tipicamente 12 a 16 Hz. Para sistemas de extremidade inferior, as frequências são tipicamente de 25 Hz.

À medida que a duração ou a amplitude de um pulso de estímulo é aumentada, o limiar de estímulo será alcançado para os neurônios mais distantes do eletrodo. Portanto, mais neurônios gerarão potenciais de ação, resultando em contração muscular mais forte. Isso é conhecido como somação espacial. Ela é o principal método usado para modulação da força muscular nos sistemas de Estimulação Elétrica Funcional. Os mecanismos de modulação de forças são os mesmos independentemente de se usar a duração ou a amplitude de pulso como parâmetro controlado do estímulo. CRAGO et al. (1980) demonstraram que a modulação da duração de pulso exigia menos transferência de carga por pulso de estímulo, em qualquer nível dado de força. Entretanto, a decisão de modular a duração ou a amplitude é usualmente determinada por considerações do projeto do circuito estimulador em vez da resposta fisiológica.

Embora a força possa ser modulada ajustando-se os parâmetros de estimulação, a saída de força também é dependente de diversas propriedades dependentes da geometria do eletrodo e do nervo. Por exemplo, as propriedades dependentes do comprimento do músculo têm efeito importante sobre os momentos gerados em uma dada articulação, por várias razões. Primeira, e a mais importante para estimulação elétrica, a contração ou estiramento passivo de um músculo pode resultar em uma alteração na posição dos eletrodos em relação aos neurônios que estão sendo recrutados. Esse movimento pode modificar substancialmente as características da curva de recrutamento (GRANDJEAN et al., 1990; KILGORE et al., 1990). A curva do recrutamento descreve a relação entre o nível do estímulo e a força gerada, e quase sempre é não linear (GRACO et al., 1980), porque o limiar de qualquer neurônio é dependente do tamanho do neurônio e da distância entre o neurônio e o eletrodo estimulador. Em segundo lugar, os músculos possuem uma propriedade inerente de comprimento-tensão, de modo que mesmo em um nível constante de recrutamento, haverá alterações na força gerada pelos elementos

contráteis do músculo. Finalmente, alterações no braço de momento de força do tendão, em função do ângulo articular, afetam o momento gerado em torno da articulação, mesmo que a tensão no tendão seja constante. Outro fenômeno dependente da geometria do eletrodo e do nervo é que o campo de estímulo, que emana de um único eletrodo, não é afetado por fronteiras musculares anatomicamente definidas. Por essa razão, é provável que um único eletrodo recrute unidades motoras de mais de um músculo. O grau em que isso acontece dependerá da localização relativa da inervação do músculo ao eletrodo e da excitabilidade dos nervos dos diferentes músculos. Na maioria das aplicações funcionais, geralmente é desejável isolar o recrutamento para músculos isolados ou grupos musculares.

3.5 - Fadiga Muscular

É uma outra situação a considerar por tratar-se de estimulação elétrica que provém de meios não naturais das unidades motoras.

Para falarmos da fadiga muscular propriamente dita, temos que falar de duas propriedades muito importantes. São elas: O perfil metabólico do músculo o qual esta sendo estimulado, e a frequência de estímulo que está sendo enviado para o nervo.

- Sobre o perfil metabólico, sabe-se que, na maioria dos músculos, são compostos por unidades motoras de diferentes propriedades contráteis, as quais permitem agir sobre a velocidade de contração. Já nos músculos paralisados, ocorre a perda de muitas dessas características, sendo compostos de fibras com propriedades contráteis similares à de contração rápida e fadiga rápida com pequena área transversal (PECKHAM et al., 1976; BOOM et al., 1993). Por isso, os músculos estimulados eletricamente fadigam rapidamente e geram pouca força.

Sobre a frequência do estímulo, também é conhecido que os músculos geram força maior, quanto mais alto forem as frequências do estímulo, e que frequências de estímulos mínimos de dez – 15 Hz produzem uma contração de músculos com características de contração lenta, obtendo assim uma maior resistência e permitindo a

fusão em baixas taxas e estimulação das unidades motoras, sendo que elas mesmas apresentam uma propriedade para a redução da fadiga muscular (MARSOLAIS et al., 1983; KRALJ et al., 1973).

4 - Estimulação Elétrica de Extremidade Inferior na Hemiplegia

A EEF pode ser usada para corrigir diversos déficits da marcha após acidente vascular cerebral (AVC). Durante a fase de balanço da marcha, a diminuição da dorsiflexão do tornozelo, flexão do joelho e/ou flexão do quadril pode resultar em incapacidade de fazer o membro afetado passar a uma certa distância do solo ao realizar a marcha. Nesse caso, uma ou mais estratégias compensadoras podem ser adotadas, incluindo circundar o membro afetado, arrastar o membro afetado e saltar sobre o membro afetado. A EEF pode ser usada para estimular a musculatura flexora do membro que se encontra insuficiente ou inapropriadamente ativa de modo a resultar uma fase de balanço de aparência mais normal. Do mesmo modo, o controle diminuído dos músculos de sustentação de peso pode resultar em déficits da marcha durante a fase de apoio. Os déficits da marcha podem incluir hiper-extensão do joelho na fase de apoio e mudança deficiente de peso para o membro afetado. A EEF também pode ser usada para treinar novamente os músculos que sustentam peso e melhorar o controle do membro na fase de apoio (STANIC et al.,1977).

Uma das aplicações mais antigas e mais bem-sucedidas da EEF nos indivíduos com hemiparesia resultante de acidente vascular cerebral (AVC) foi sob a forma de um neuroprótese motora em vez de uma ferramenta de exercício ou treinamento. STANIC et al. (1977) estudaram o uso de múltiplos canais de estimulação de superfície sincronizados com o ciclo da marcha de acordo com a atividade eletromiográfica observada durante marcha normal. Esses sistemas ajustavam automaticamente as seqüências de estimulação à cadência preferida de cada indivíduo baseando-se na cronologia dos padrões de contato pé-solo medidos por interruptores montados dentro da palmilha do calçado. Aperfeiçoamentos importantes na cinemática da marcha foram observados durante experiências de marcha no laboratório. Aplicações mais simples de estimulação neuromuscular funcional nesta população focalizaram-se na perda da dorsiflexão do pé (DOYLE et al., 1992). Eletrodos de superfície apropriadamente situados foram usados para

gerar contrações do tibial anterior, fibulares e outros músculos que, quando apropriadamente sincronizadas com o ciclo da marcha, dorsiflexionam ativamente o tornozelo e permitem ao pé livrar o solo durante a fase de balanço. A cronologia nessa aplicação pode ser controlada por interruptores simples no salto ou temporizadores automáticos que são capazes de iniciar a estimulação para manter a dorsiflexão até o contato do calcanhar ao término do balanço, ou logo depois para resistir à aceleração rápida do pé para flexão plantar.

Nos anos 1970 e começo da década de 1980, um sistema implantável monocanal para corrigir queda do pé foi testado e comercializado (WATERS et al., 1985). O sistema usava um receptor-estimulador passivo localizado na região abdominal ligado por um único cabo diretamente a um eletrodo de manguito na região poplíteia. O movimento de inversão e eversão eram balanceados intra-operatoriamente no momento da implantação, adicionando-se ou removendo-se ramos motores do nervo fibular comum para a área de contato do manguito. Os componentes externos consistiam em um interruptor no calcanhar e pequena unidade de telemetria que comunicava informação do contato pé-solo a um controlador usado como cinto. A unidade então produzia os sinais requeridos para controlar o aparelho implantado por intermédio de uma bobina de acoplamento colocada sobre a pele acima do receptor-estimulador implantado.

O sistema proporcionava aos usuários a dorsiflexão ativa, e os resultados a longo prazo foram geralmente bons. Entretanto, a confiabilidade das versões iniciais da tecnologia, particularmente o interruptor externo no salto e o transmissor de contato pé-solo revelou-se uma barreira ao uso. Outros inconvenientes eram resultado de escolhas feitas no projeto do sistema. Como ele dependia de um único canal de estimulação, era impossível balancear ativamente a inversão e eversão do tornozelo, à medida que as respostas estimuladas mudavam, com o tempo, depois que o sistema fora implantado. A falta de um conector in-line exigia a remoção e substituição do sistema implantado inteiro no caso de um problema de eletrodo, cabo ou receptor. Em muitos casos, resultados clínicos semelhantes podiam ser obtidos com um órtese de tornozelo-pé, simples e barata.

Abordagens mais recentes para reabilitação de extremidade inferior no acidente vascular cerebral usaram estimulação neuromuscular como uma ferramenta de treinamento para facilitar o reaprendizado motor após acidente a doença. Durante o período agudo do

acidente vascular cerebral vascular, (CHAE et al., 1998; BOGATAJ et al., 1989 e 1995; DALY et al., 1997), relataram que o tratamento com a EEF com eletrodos de superfície resultava em ganhos mais rápidos em coordenação do membro e velocidade da marcha do que outros métodos de reabilitação. Sistemas temporários de EEF usando eletrodos intramusculares com fios percutâneos estão atualmente sendo usados para eliminar a sensação adversa experimentada durante estimulação de superfície. Para sobreviventes crônicos de acidente vascular cerebral, os pesquisadores descreveram que o uso de eletrodos intramusculares resultou em ganhos significativamente maiores em comparação com o uso de eletrodos de superfície e outras técnicas de reabilitação. Essa forma de tratamento resultou em flexão mais aperfeiçoada do membro na fase de balanço e melhorou o controle do membro na fase de apoio. Resta por ser determinado conclusivamente se a estimulação elétrica cerebral acelera ou não o reaprendizado de seqüências de coordenação e melhora significativamente os padrões de marcha, quando comparada com fisioterapia convencional.

5 - Aplicações Básicas

Para que ocorressem aplicações seguras, escolheram-se alguns princípios da ativação elétrica, e levara-se em conta as propriedades dos estímulos, e dos eletrodos na ativação do músculo fadigado e o controle dos estímulos. A partir desses dados, foram selecionados parâmetros de estímulos para ativação elétrica com o objetivo principal voltado para a despolarização das fibras específicas do nervo periférico, para que não provocassem uma sensação indesejável no paciente. Duas variáveis foram consideradas dentro dos parâmetros de estimulação: a somatização temporária e o recrutamento de fibras, para que fosse possível enviar impulsos ao longo da fibra do nervo.

È impossível falar sobre as aplicações sem destacar-se a importância dos vários tipos de eletrodos, como são usados e classificados. Dentre os tipos, destacam-se: os não-invasivos de superfície, os percutâneos e os implantados.

Modo de Usar:

- Eletrodos de superfície - são colocados sobre a área alvo; ponto motor periférico ou nervo sensorial.

O critério para seleção desses eletrodos é que eles sejam de baixa impedância com corrente contínua, flexibilidade, facilidade de aplicação e remoção, sem causar irritação na pele do paciente.

Nesse tipo de aplicação, as complicações são raras e se incluem: queimaduras, irritação na pele, eritema e dor.

- Eletrodos percutâneos: podem ser colocados especificamente nos músculos ou nervos, provocando uma ativação múltipla por um período mais longo. Nesse tipo de aplicação, destacam-se alguns problemas: o fio condutor do eletrodo pode ser quebrado e infecções. Quanto à durabilidade desses eletrodos, segundo pesquisa, se utilizado durante seis meses, sua sobrevivência é de 90% e, quando utilizado durante um ano, é de 82% (MEMBERG et al., 1993; AKERS et al., 1997).
- Eletrodos totalmente implantados: esse tipo de eletrodos quando escolhidos, são destinados a conduzir fios por uma rota, com menores chances de apresentar algum tipo de problema, como a quebra dos fios. Um exemplo, desse tipo de eletrodo é a ativação do sistema nervoso periférico que só é conseguida através dos eletrodos implantados do tipo epimiseal e intramuscular, sua colocação é feita sobre ou dentro do músculo específico, que leva a uma ativação restrita ao local desejado. Esse sistema implantável permite: segurança, estímulo efetivo, uma boa seletividade e gradação de força muscular, capacitando-os para serem usados a fim de alcançar funções clínicas desejadas com melhor controle, mas também apresentam problemas de deslocamento do eletrodo, exigindo nova cirurgia para reposicioná-lo.

6 - Aplicações Terapêuticas

A maioria dos aparelhos de estimulação elétrica disponíveis no mercado tem como objetivo o uso terapêutico para indivíduos paralisados decorrentes de lesões na medula espinhal.

Podemos destacar alguns dos efeitos resultantes da estimulação: Redução de espasticidade, redução de escaras, trombozes venosas, condicionamento dos músculos, para controle da escoliose, sub-luxação do ombro, para minimizar os efeitos da imobilização, prevenção de desordens circulatórias em virtude da imobilidade, aumento na capacidade cardio-pulmonar em lesões na espinha dorsal, aumento da resistência do músculo paralisado, restauração da função do ombro, restauração da função das extremidades em lesões C3 - C4, controle de bexiga-intestino, ativação elétrica do diafragma para assistência ventilatória (FAGHRI et al., 1994; CARMICK, 1997; KITCHEN, 2000).

7 - Estudos de relevância recentes

De acordo com CHAE et al. (1995), os pacientes com o diagnóstico de lesão medular submetidos ao estudo toleraram bem a estimulação elétrica, desenhando assim paradigmas que diminuam o desconforto associado ao estímulo elétrico da perna com a sensação preservada. Os pacientes puderam exercitar em casa utilizando estimulação elétrica funcional para os seguintes movimentos: flexão involuntária do joelho ($p < 0.001$), na fase de pico do balanceio da flexão do joelho ($p < .0001$) e na fase tardia da extensão do joelho ($p < .001$) apresentando melhora em todos os pacientes. Os eletrodos foram removidos, após o término do treinamento ambulatorial, sendo que os pacientes foram examinados pelo menos seis meses antes da retirada dos eletrodos e, após a retirada, os ganhos funcionais persistiram, como: sair do uso da cadeira de rodas até o andar, mover-se do carro até restaurantes e *shopping*.

Destaca-se também outro trabalho de CHAE et al. (1998), no qual propuseram em seu estudo acessar a eficácia da estimulação neuromuscular em desenvolvimento, para extremidades motoras e recuperação funcional de lesões agudas. Para esse estudo, foram admitidos 46 pacientes com quadro de hemiplegia aguda, para fazerem uso da estimulação ou placebo. Somente 28 indivíduos completaram o estudo em que receberam estimulação superficial para produzir o movimento de extensão do punho e dedo. Esse grupo controle recebeu estimulação placebo acima do membro parético, por um período de uma hora por dia num total de 15 sessões. Os resultados foram obtidos de acordo com a escala de

Fugl-Meyer, Motor Assessment e os dados de cuidado pela Functional Independence Measure (F.I.M.). Essas escalas foram usadas em pré-tratamento, e em quatro e 12 semanas após tratamento.

Os resultados mostraram que os indivíduos que usam estimulação elétrica funcional e os indivíduos em controle apresentaram características comparáveis de base. As análises após tratamento revelaram ganhos maiores e significativos nas pontuações da escala Fugl-Meyer, para o grupo que usou estimulação elétrica funcional (13: 1 versus 6.5; $P= 0.05$), em quatro semanas depois do tratamento (17.9 versus 9.7; $P= 0.05$) e em 12 semanas após o tratamento (20.6 versus 11.2; $P=0.06$). As pontuações da escala F.I.M. não foram diferentes entre os grupos de qualquer dos períodos ($p> 0.10$).

Os estudos citados sugerem a eficácia do neuroestimulação para o ganho funcional em pacientes com as lesões em membros superiores e inferiores.

Este trabalho pretende avaliar se a Estimulação Elétrica Funcional trará ganho aos movimentos de dorsiflexão e eversão do pé em pacientes com acidente vascular cerebral em áreas semelhantes, o que especifica melhor os dados obtidos, tendo em vista o maior controle das diversas variáveis.

TOXINA BOTULÍNICA

Histórico

O botulismo é uma doença que há muito tempo é conhecida. É provocada pelas toxinas do bacilo gram-positivo anaeróbico *Clostridium botulinum*, que por sua vez afeta principalmente o sistema nervoso periférico, provocando também um comprometimento autonômico e uma paralisia flácida e simétrica.

Os primeiros estudos de significância datam de 1946 e 1949, quando conseguiram isolar na forma cristalina a toxina botulínica e demonstrar que a toxina botulínica provocava bloqueio dos impulsos na junção neuromuscular, cogitando assim o uso da toxina botulínica para fins terapêuticos. Somente depois de 24 anos,

especificadamente em 1973, é que foram realizadas as primeiras aplicações da toxina botulínica com o propósito terapêutico, em 1978 utilizou-se no tratamento de estrabismo em humanos (BOTELHO et al., 1999; QUAGLIATO, 2001).

Indicações

Desde 1989, a eficácia da toxina botulínica do tipo A no tratamento para redução das hipertônias musculares, tanto no membro superior como no inferior, tem sido sugerido como padrão para tratamento de espasticidade em músculos selecionados, em várias doenças, como: paralisia cerebral, acidente vascular cerebral, traumatismo crânioencefálico, lesões medulares, esclerose múltipla e distonias. (QUAGLIATO, 2001; BOTELHO et al, 1999).

Tratamento Farmacológico da Espasticidade

A toxina botulínica age na junção neuromuscular pela inibição da liberação da acetilcolina, causando paralisia flácida.

Os agentes farmacológicos podem reduzir a espasticidade, porém não podem restaurar a força de contração muscular voluntária.

A TBA deve ser diluída em soro fisiológico a 0,9% para ser injetada no ponto motor do músculo desejado.

Seu mecanismo de ação se dá pelo bloqueio da transmissão periférica colinérgica na junção neuromuscular. Uma parte da molécula da toxina adere à membrana do nervo pré-sináptico, em seguida ocorre à integração de outra porção da molécula da TBA e finalmente a liberação de acetilcolina intermediada pelo CA^{++} , causando paralisia muscular (QUAGLIATO, 2001).

Duração do Efeito

A duração do efeito da TBA em média é de três a quatro meses e depende de alguns fatores como:

- *Tamanho do músculo
- *Atividade do músculo
- *Atuação fisioterapêutica
- *Uso de órteses (imobilização temporária após a aplicação tem surtido melhores resultados).

A utilização da toxina botulínica destina-se somente ao tratamento de espasticidade dos segmentos corporais afetados. Geralmente é usada quando outras formas de tratamento mostram-se ineficazes para se obter uma maior funcionalidade dos pacientes (BOTELHO et al., 1999).

Atualmente são conhecidos oito tipos de toxina botulínica:

A, B, C1, C2, D, E, F, G, sendo a do tipo A mais utilizada comercialmente.

Há duas marcas de TBA disponíveis no mercado nacional: o BOTOX® e o DYSPORT®.

Esses porém, não são equivalentes e estudos sugerem que o BOTOX® é três vezes mais potente que o DYSPORT® (BOTELHO et al., 1999).

Contra Indicações do Bloqueio Neuromuscular

- *Retrações miotendinosas
 - *Gravidez e lactação
 - *Doenças do motoneurônio
 - *Lesão dérmica no local da injeção
 - *Pacientes não cooperativos, com alterações comportamentais.
- (BOTELHO et al., 1999).

2 - OBJETIVOS

- 1) Verificar a eficácia da estimulação elétrica funcional para os movimentos de dorsiflexão e eversão do pé de pacientes que apresentam seqüela de acidente vascular cerebral (AVC) isquêmico ou hemorrágico entre nove meses a 120 meses de doença vascular encefálica.
- 2) Determinar quanto a toxina botulínica pode atuar como um facilitador para o tratamento proposto.

3 - MÉTODO

3.1 - SUJEITOS

Foi realizado um estudo experimental em 16 pacientes de ambos os sexos, hemiparéticos espásticos decorrente da doença vascular encefálica. A amostra foi composta por: Grupo I – dois pacientes do sexo masculino e seis do sexo feminino, Grupo II – cinco pacientes do sexo masculino e três do feminino. A idade média foi de 57. 75.

Todos os pacientes foram encaminhados por profissionais da área da saúde (fisioterapeutas e médicos) e tratados em clínica de fisioterapia particular.

O estudo foi realizado no período de abril de 2001 a dezembro de 2003 sendo previamente aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).

3.2 - PROCEDIMENTOS

3.2.1 - Critérios de inclusão

Os critérios para inclusão foram:

- A) O período da doença vascular encefálica superior a nove meses até 120 meses. (com a intenção de descartarmos a melhora espontânea).
- B) Capacidade de compreensão das atividades a serem realizadas.
- C) Condição satisfatória de tronco ortostatismo.
- D) A concordância e o consentimento dos mesmos ou responsáveis. (Anexo I)
- E) Espasticidade com padrão de inversão do pé e equino, até grau três da escala Ashworth modificada.

3.2.2 - Critérios de exclusão

Os critérios de exclusão foram:

- A) Afasia sensitiva;
- B) Que já tenham realizado aplicação de toxina botulínica não só no membro a ser avaliado (inferior, mas também o superior);
- C) Deformidades presentes no membro a ser avaliado;
- D) Uso de marcapasso cardíaco;
- E) Gestantes;
- F) Diagnóstico de epilepsia.

3.2.3 - Agrupamento dos pacientes

Todos os pacientes portadores de AVC com o quadro clínico de hemiparesia foram triados primeiramente na clínica de fisioterapia – Interfísio Reabilitação Física, na cidade de Atibaia – S.P. e Piracaia- S.P. e, posteriormente, no departamento de Neurologia na Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP. Os grupos foram selecionados à medida que se enquadravam nos critérios, ou seja, os oito primeiros triados receberam aplicação da TBA, Fisioterapia e EEF após 15 dias da aplicação da TBA. Os outros oito pacientes receberam a Fisioterapia e EEF e após 15 dias do término, receberam aplicação da TBA.

Sendo assim, os pacientes selecionados foram cadastrados em dois grupos:

- # Grupo I – Pacientes que receberam a aplicação de TBA, Fisioterapia e EEF.
- # Grupo II – Pacientes que receberam a Fisioterapia e EEF, aplicação da TBA.

3.2.4 - Protocolo de investigação

3.2.4.1 - Avaliação pré e pós

A avaliação foi realizada nos dois grupos de forma ordenada.

No caso do Grupo I – A primeira avaliação foi realizada antes da aplicação da TBA, a segunda avaliação, após 15 dias da aplicação da TBA, a terceira, 15 dias após o término do tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

No caso do Grupo II – A primeira avaliação foi realizada antes do tratamento fisioterápico e utilização da EEF, a segunda avaliação, após 15 dias do término do tratamento fisioterápico e utilização da EEF, e a terceira avaliação, após 15 dias da aplicação da TBA.

Em ambos os grupos foram realizados 30 sessões de fisioterapia e a EEF com a frequência de três vezes semanais, por um período de dois meses e meio.

Avaliação

A anamnese foi realizada através da identificação do paciente com a anotação dos dados pessoais: nome, idade, sexo, endereço, telefone para contato, diagnóstico clínico e tempo de doença vascular encefálica. (Anexo III-1 e 2)

Avaliação De Goniometria

Descrição Da Avaliação

Movimento de dorsiflexão: 0-20 graus. Paciente deitado em decúbito dorsal com os joelhos fletidos e o pé em posição anatômica. O joelho deve ser fletido a mais ou menos 25° para diminuir a ação dos músculos posterior da coxa. Foi solicitado que realizasse o movimento de forma constante do início até o fim do movimento (MARQUES, 1997).

Braço fixo do goniômetro: deve ser colocado paralelo a face lateral da fíbula.

Braço móvel do goniômetro: Colocá-lo paralelo à superfície lateral do 5° metatarso.

Eixo: Na articulação do tornozelo, junto ao maléolo lateral.

Movimento de eversão: 0-20 graus. Paciente sentado, porém o joelho a 90° e o pé em flexão plantar.

Braço fixo do goniômetro: Sobre a margem anterior da tíbia.

Braço móvel do goniômetro: Sobre a superfície dorsal do terceiro metatarso.

Para mensurar o grau de movimento de eversão do pé, foi solicitado ao paciente que adotasse a postura sentado, com os membros inferiores fora do divã, com os joelhos fletidos a 90° e também foi solicitado que realizasse o movimento constante do início ao fim (MARQUES, 1997).

A avaliação da atividade do músculo tibial anterior (HOPPENFELD, 1987) foi realizada com o paciente sentado, com os membros inferiores pendentes para fora do divã, com os joelhos fletidos a 90°, sendo solicitado ao paciente que levantasse o antepé. Para que não houvesse movimentos compensatórios, o examinador impediu a extensão do joelho.

A avaliação do tônus foi realizada com o paciente em decúbito dorsal, em local tranqüilo e área a ser avaliada desnuda. Foi utilizada a escala de Ashworth Modificada nos músculos gastrocnêmicos e solear (BRITON, 2000).

Escala de Ashworth Modificada (BOTELHO et al., 1999; BRITON, 2000).

0 Tônus muscular normal.

1 Leve aumento do tônus muscular, manifestado por tensão momentânea ou por mínima resistência no final da amplitude do movimento (ADM), quando a região afetada é movida em extensão ou flexão.

1+ Leve aumento do tônus muscular, manifestado por tensão abrupta, seguida de resistência mínima em menos da metade da ADM restante.

2 Aumento mais marcante do tônus muscular a maior parte da ADM, mas a região afetada é movida facilmente.

3 Considerável aumento do tônus muscular. O movimento passivo é difícil.

4 Parte afetada rígida em flexão ou extensão.

A filmagem da marcha foi realizada nos dois grupos.

No grupo 1- Antes da aplicação da TBA, após 15 dias de aplicação da TBA e 15 dias após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

No grupo 2- Antes do tratamento fisioterápico e utilização da EEF e após 15 dias do término do tratamento fisioterápico e utilização da EEF e 15 dias após a aplicação da TBA.

Uma quadra poliesportiva coberta foi utilizada para realização das filmagens. A pista foi delimitada em dez metros de extensão com o uso de uma trena. Os pacientes se apresentaram trajando roupas de banho, descalços e, antes do início da filmagem, eram colocados em sua pele marcadores corporais para facilitar a visualização de todas as fases da marcha. Utilizou-se esparadrapo hipoalergênico nas seguintes referências anatômicas do membro a ser analisado: Região lateral da cabeça do 5° metatarso, região entre o hálux e o 2° artelho, maléolo lateral do tornozelo, tuberosidade da tibia, côndilo lateral do joelho, trocânter maior e espinha ilíaca ântero superior.

A filmagem foi realizada de acordo com os posicionamentos; frente e perfil numa distância de aproximadamente quatro metros e com o uso de zoom, quando necessário. Em ambas as posturas, foram filmadas três voltas completas com tomadas de imagem do corpo inteiro, do pescoço para baixo e três voltas completas com tomadas da cintura para baixo (FARIA, 2001). Para realização da filmagem foi utilizada um tripé Vanguard, uma câmera de vídeo da marca Sony DCR TRY 130, 8 mm Digitak e fita de 60 minutos de duração com transcrição para VHS.

A interpretação das filmagens foi realizada por três examinadores independentes, sem conhecimento prévio dos grupos. Após assistirem ao filme, responderam seis questões sobre qualidade de marcha, sendo que cada questão tinha como resposta duas alternativas “sim ou não”. A partir dessas respostas foi dado um escore de 1 para “sim” e 0 para “não”. Assim o escore total de cada examinador poderia variar de 0 a 6 e o escore para cada questão, considerando os três examinadores, poderia variar de 0 a 3. Já o escore total às questões, considerando os três examinadores, seria 0 a 18.

Questões formuladas aos examinadores (FARIA, 2001):

- 1 Houve melhora do padrão de colocação do pé na fase de contato inicial?
- 2 Houve melhora do padrão de apoio na fase de médio apoio?
- 3 Houve melhora da extensão exagerada do joelho na fase de médio apoio?
- 4 Houve melhora do posicionamento do pé na fase de apoio terminal?
- 5 Houve melhora do “clearance” (liberação) do membro durante o balanço médio?
- 6 Houve melhora do desempenho global da marcha?

3.2.5 - Protocolo de tratamento

3.2.5.1 - Aplicação da Toxina Botulínica

As aplicações da TBA foram realizadas pelas Dra(s) Elizabeth Maria A. Barasnevicius Quagliato e Maura Viana, médicas neurologistas do ambulatório de potencial evocado do departamento de Neurologia da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).

Os pacientes receberam assepsia de pele com o uso de álcool nas regiões: panturrilhas, região plantar e região anterior da coxa. Antes das aplicações, também era aplicada uma camada de anestésico local à base de lidocaína.

Após esse processo, os pacientes eram posicionados em decúbito ventral sobre o divã. Em seguida era realizada a palpação do ventre muscular dos gastrocnêmicos e solear, subseqüentemente a TBA era injetada nos pontos motores respectivamente.

As doses aplicadas foram de mais ou menos 25 unidades por pontos nos gastrocnêmicos e solear, sendo que a dose total não ultrapassou 200 unidades por procedimentos.

Todos os pacientes foram orientados a fazer compressa de água quente, caso sentissem dor nos locais onde foi aplicada a TBA.

A TBA utilizada foi a DYSPO[®] diluída em 2,5 ml de soro fisiológico a 0,9%, obtendo-se solução contendo 200U/ml. Os frascos de TBA eram conservados à temperatura de (2° a 8°C).

Foi solicitado aos pacientes do sexo feminino que apresentavam idade possível de gestação que realizasse exame laboratorial de gravidez, para evitar complicações decorrentes da aplicação da TBA.

3.2.5.2 - Tratamento Fisioterapêutico

O programa de tratamento sugerido foi realizado nas clínicas de fisioterapia – Interfísio – Reabilitação Física S/C LTDA. Situadas nas cidades de Atibaia – S.P. e Piracaia S.P.

Os grupos foram atendidos de forma padronizada e separados um do outro, como medida de precaução para evitar descontentamento e falsas expectativas de um grupo em relação ao outro, por estarem realizando protocolos diferentes.

Todos os pacientes foram atendidos pelo próprio fisioterapeuta com a frequência de três vezes semanal com 30 minutos de duração de cada terapia. Além das terapias realizadas em consultório, todos foram orientados a realizarem exercícios direcionados em casa.

Objetivos do tratamento:

- 1- Manter ou aumentar a Amplitude de Movimento (ADM);
- 2- Fortalecimento muscular;
- 3- Treinar as reações de equilíbrio e endireitamento;
- 4- Exercícios de propriocepção;
- 5- Treino de marcha;
- 6- Orientações quanto à realização dos exercícios em casa.

Descrição dos exercícios de acordo com os objetivos:

1- Manter ou aumentar a ADM.

1.1- Alongamento passivo

1.1.1- Para iniciarmos tal técnica, é necessário realizarmos alguns procedimentos;

a- Verificar sempre se a articulação tem uma mobilidade adequada. Antes de iniciar técnicas de alongamento de tecidos moles em qualquer terapia, use técnicas de mobilidade articular para estabelecer a mobilidade intra-articular;

b- Considerar qual o melhor tipo de alongamento;

c- Explicar as metas do alongamento para o paciente;

d- Posicionar o paciente em uma posição confortável e estável que permita o melhor plano de movimento para que seja feito o procedimento de alongamento;

e- A área a ser alongada deve estar livre de roupas;

f- Explicar ao paciente que é importante estar bem relaxado no período do alongamento e que os procedimentos serão de acordo com o seu nível de tolerância (DAVIES, 1996; SWENSON, 1987; COLBY e KISNER, 1998).

1.2.1 - Alongamento passivo do músculo tríceps sural.

Paciente posicionado em decúbito dorsal, com uma das mãos estabilizar ao redor dos maléolos. Com a outra mão, envolva o calcanhar do paciente e coloque o antebraço ao longo da sola do pé. Puxe o calcâneo distalmente com o polegar e os dedos enquanto empurra os pés com o antebraço. O exercício era realizado por três vezes com a duração de um minuto cada vez.

2- Fortalecimento muscular:

Grupo muscular responsável pelo movimento de dorsiflexão.

Posição do paciente: decúbito dorsal com resistência manual colocada sobre o dorso do pé do paciente, então era necessitado que realizasse o movimento de dorsiflexão.

Obs: A resistência variava de acordo com as condições físicas de cada paciente.

Esse exemplo foi realizado dez vezes, a cada sessão.

1.2.2 - Auto alongamento do tríceps sural.

Posição do paciente: em pé numa prancha inclinada, com os pés apontando para cima e os calcanhares para baixo. Ocorrerá maior alongamento se o paciente inclinar para frente. O exercício era repetido por três vezes com a duração de um minuto cada vez.

1.2.3 - Auto alongamento do tríceps sural

Posição do paciente: em pé com o segmento anterior do pé na beira de um degrau e o calcanhar para fora. O paciente abaixa lentamente seu calcanhar. O exemplo era repetido por três vezes com a duração de um minuto cada vez.

Obs: Ambos os exercícios de auto alongamento foram orientados para serem realizados também em casa com a mesma repetição e duração.

1.4 - Alongamento passivo de quadríceps

Posição do paciente: decúbito ventral com um travesseiro na região abdominal para retificação lombar, apoio sob a coxa anterior com uma das mãos o estabiliza-se o quadril e com a outra realiza o movimento de flexão do joelho. A repetição do exercício era de três vezes com a duração de um minuto cada vez.

3- Treino de reações de equilíbrio e endireitamento.

3.1- Uso da cama elástica.

Apoio bi-podal:

Paciente realizou deslocamentos laterais, anterior e posterior, dissociação das cinturas pélvicas e escapulares, ativo livre e ativo resistido manualmente.

Apoio uni – podal:

Paciente realizou deslocamentos anterior, posterior e lateral.

Obs: Todos os exemplos foram realizados com a cama elástica e balancim dentro das barras paralelas para maior segurança do paciente.

4- Treino de marcha

O treino de marcha foi dividido em duas fases:

1º fase: explicativa em que o paciente foi informado sobre o funcionamento da órtese de estimulação elétrica funcional e de treinamento das fases da marcha normal, que foi realizado dentro das paralelas.

2º fase: utilização da órtese de estimulação elétrica funcional, por um período de 20 minutos três vezes por semana.

O acoplamento dos eletrodos de superfície foi realizado com fitas de velcro no grupo muscular desejado, untados com gel inodoro.

5- Orientações aos pacientes

Todos foram orientados a realizar os exemplos de alongamentos correspondentes aos números 1.2 e 1.3. A frequência pedida foi de pelo menos três vezes ao dia.

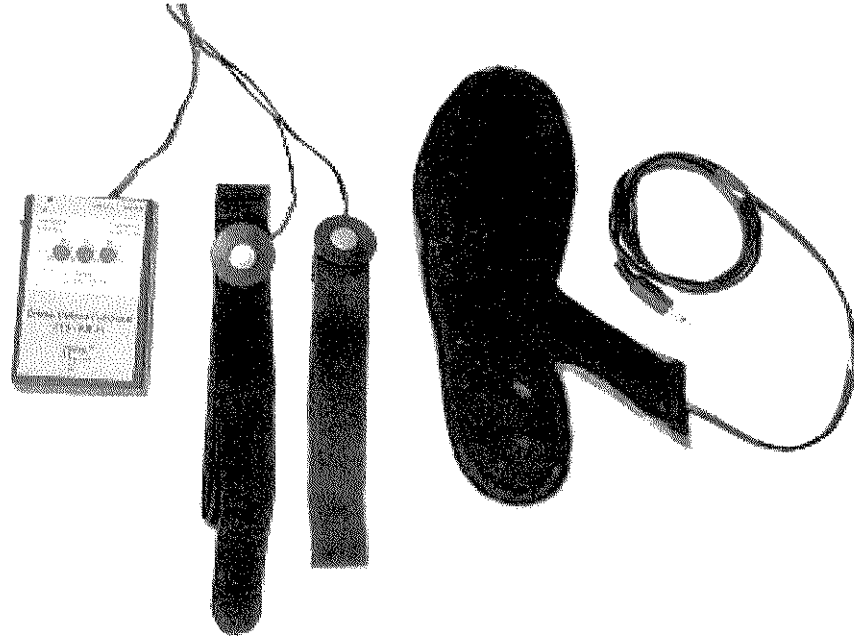
As técnicas de alongamento muscular foram baseadas em conceitos de cinesioterapia (COLBY e KISNER, 1998).

Os exemplos das fases da marcha normal foram baseados na descrição literária (ROSE et al., 1998; SAAD, 1999).

3.2.6 - Aplicação da Estimulação Elétrica Funcional

Para este estudo utilizamos a órtese elétrica funcional (OEF) Km 25, que é um estimulador elétrico portátil de baixa frequência, que libera em sua saída um trem de pulsos elétricos ajustáveis, que através de um par de eletrodos de superfície é transferido ao ponto motor ou nervoso do membro acometido. Os disparos dos pulsos elétricos são controlados por uma palmilha sensora que permite o controle dinâmico da contração muscular durante a fase de balanceio da marcha. O tipo de onda é bifásico e intermitente. Os parâmetros para utilização da corrente foram definidos de acordo com a resposta de contração muscular de cada paciente (KITCHEN, 1998).

Apresentação Fotográfica da Órtese Elétrica Funcional (OEF) Km 25



**Sem Estimulação
Elétrica**



**Com Estimulação
Elétrica**

ESPECIFICAÇÕES:

- Alimentação = bateria 9 U
- Tensão de saída = 20UPP a 90 UPP – ajustável
- Frequência = 10HZ a 70HZ ajustável
- Largura dos pulsos = 0,2ms a 0,6ms ajustável

ACESSÓRIOS:

- Um par de eletrodos
- Uma palmilha censora
- Um par de presilhas com velcro
- Um tubo de gel

Protocolo de utilização da órtese elétrica funcional (OEF) Km 25.

1- Posicionamento dos eletrodos: um eletrodo externo sobre o nervo fibular (atrás da cabeça da fíbula) e o outro mais ou menos quatro dedos abaixo da massa muscular, dos dorsiflexores do pé. Ambos os eletrodos foram untados de gel para contato com pele e condução elétrica mais eficiente.

2- Parâmetros do aparelho:

Frequência: variou entre 60Hz a 70Hz, largura do pulso - 0,2ms, intensidade: variou entre 60UPP a 90UPP.

A variação tanto da frequência quanto da intensidade foi devido ao limiar de contração de cada paciente (KITCHEN, 1998).

3- Tempo de estimulação elétrica: 20 minutos com frequência de três vezes semanais durante dois meses e meio.

4- Treino da marcha: consistiu em caminhadas, em alguns tipos de pisos como; liso, irregular, acidentado, plano e escadas.

O intuito deste tipo de treino foi dar confiabilidade ao trabalho, segurança ao paciente, simulando sua rotina habitual fora do consultório.

4 - RESULTADOS

Os pacientes portadores de hemiparesia por acidente vascular cerebral foram distribuídos segundo sexo (masculino (M) feminino (F)) idade (em anos), dimídio acometido (esquerdo (E) ou direito (D) e tempo de doença vascular encefálica (em meses). Os pacientes do grupo I (GI) receberam numeração de um a oito, representam o grupo do estado o qual recebeu a TBA, fisioterapia e a EEF. Os pacientes do grupo II (GII) receberam numeração de nove a 16 e representam o grupo que receberam o tratamento fisioterápico, EEF e TBA. Verificou-se que os grupos eram iguais na fase inicial do tratamento.

Tabela 1 - Distribuição dos pacientes dos Grupos I (GI) e II (GII) de acordo com: número de ordem, sexo idade, lado acometido e tempo de DVE.

GRUPO	PACIENTE	SEXO	IDADE	LADO ACOMETIDO	DIAGNÓSTICO CLÍNICO	TEMPO DE DOENÇA VASCULAR ENCEFÁLICA (DVE)
GI	1	F	45	D	AVCi	12 MESES
GI	2	M	55	D	AVCi	14 MESES
GI	3	F	72	D	AVCi	24 MESES
GI	4	F	53	D	AVCi	9 MESES
GI	5	F	75	E	AVCi	36 MESES
GI	6	M	50	E	AVCi	24 MESES
GI	7	F	71	D	AVCi	10 MESES
GI	8	F	41	D	AVCi	9 MESES
GII	9	M	64	E	AVCi	48 MESES
GII	10	M	62	E	AVCi	36 MESES
GII	11	M	49	E	AVCi	24 MESES
GII	12	M	30	D	AVCi	48 MESES
GII	13	F	41	E	AVCi	36 MESES
GII	14	F	53	E	AVCi	36 MESES
GII	15	F	52	E	AVCi	98 MESES
GII	16	M	72	D	AVCi	36 MESES

O sexo apresentou uma distribuição heterogênicas nos dois grupos, sendo que no GI seis pacientes eram do sexo feminino, representando em um percentual de 75% para o sexo feminino e de 25% para o masculino. No G (II) cinco pacientes eram do sexo masculino e três do sexo feminino o que representou um percentual de 62,5% para o sexo masculino e 37,5% para o sexo feminino.

A idade do GI variou entre 41 e 75 anos, sendo que a média foi de 57,75 e o desvio padrão foi de 13,14 anos, no G(II) a idade variou entre 30 e 72 anos, sendo que a média foi de 52,88 e o desvio padrão foi de 13,38 anos (CONOVER,1971; MONTGOMERY,1991).

Em relação ao hemicorpo acometido, houve também uma distribuição heterogênea, sendo que no GI seis pacientes eram hemiparéticos à direita (75%) e dois à esquerda (25%).

Em relação ao GII seis pacientes eram hemiparéticos à esquerda, o que representou um percentual de 75% e dois pacientes à direita, o que um percentual de 25%

Com relação ao tempo de lesão entre os grupos, o teste de Mann-Whitney demonstrou que no GI apresentou uma média de 17,25 com desvio padrão de 0,78 e no GII a média foi de 45,25 com desvio padrão de 22,65 determinando o valor de $p=0.0032$. Considerando o nível sendo de 5% de significância o tempo de doença dos grupos foi significativa (CONOVER,1971; MONTGOMERY,1991).

Tabela 2 - Estatísticas descritivas de variável Idade por grupo.

Grupo	N	Média	D.P.	Mínimo	Mediana	Máximo
I	8	57.75	13.14	41.00	54.00	75.00
II	8	52.88	13.38	30.00	52.50	72.00

Teste de Mann-Whitney p-valor = 0.5277

Tabela 3 - Estatísticas descritivas da variável Tempo de Doença por Grupo.

Grupo	N	Média	D.P.	Mínimo	Mediana	Máximo
I	8	17.25	9.78	9.00	13.00	36.00
II	8	45.25	22.65	24.00	36.00	98.00

Teste de Mann-Whitney p-valor = 0,0032

Tabela 4 - Tabela de dupla entrada entre grupos vs Sexo e Lado Acometido.

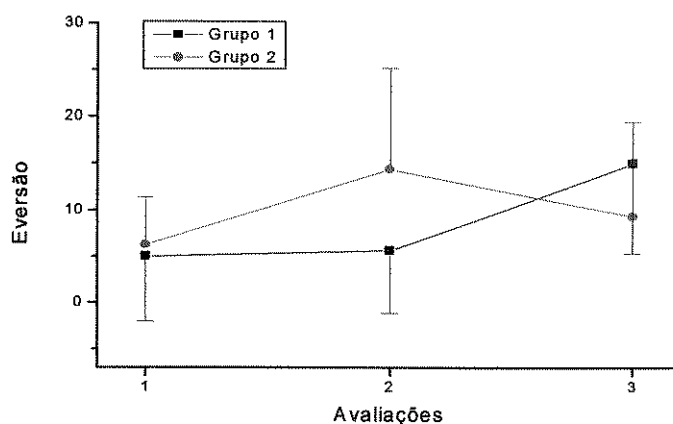
GRUPO		SEXO		GRUPO		LADO	
Frequency				Frequency			
Row Pet	F	M	TOTAL	Row Pet	D	E	TOTAL
GII	3	5	8	GII	2	6	8
	37.50	62.50					
GI	6	2	8	GI	6	2	8
	75.00	25.00			75.00	25.00	
Total	9	7	16	Total	8	8	16
Statistic			Prob	Statistic			Prob
Fischer's Exact Teste		0.3147		Fischer's Exact Teste		0.1319	

A avaliação de goniometria (em graus) para os movimento de eversão e dorsiflexão do pé. G(I) pré-aplicação de toxina botulínica, 15 dias após aplicação da toxina e 15 dias após o término do tratamento fisioterápico e utilização da EEF. G (II) antes de iniciar o tratamento fisioterápico e utilização da EEF, 15 dias após o término do tratamento fisioterápico e utilização da EEF e 15 após a aplicação de TB.

Análise descritiva das três avaliações para as variáveis da goniometria.

Tabela 13 - Estatísticas descritivas da variável Eversão (Goniometria), por grupo.

GRUPO	Variável	N	Média	D.P.	Mínimo	Mediana	Máximo
G1	EVERSAO1	8	5.00	7.07	0.00	2.50	20.00
	EVERSAO2	8	5.63	6.78	0.00	5.00	20.00
	EVERSAO3	8	15.00	9.64	0.00	15.00	25.00
G2	EVERSAO1	8	6.25	5.18	0.00	10.00	10.00
	EVERSAO2	8	14.38	10.84	0.00	15.00	30.00
	EVERSAO3	8	9.38	10.16	0.00	10.00	30.00



G(I) 1-Fase inicial sem nenhum procedimento; 2- Após aplicação da TBA; 3- Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

G(II) 1-Fase inicial sem nenhum procedimento; 2- Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF. ; 3- Após aplicação da TBA.

Fig 1 - Eversão média dos grupos

Comparação dos grupos na medida inicial

	p-valor
GI vs GII	0.1563

Comparação dos tratamentos

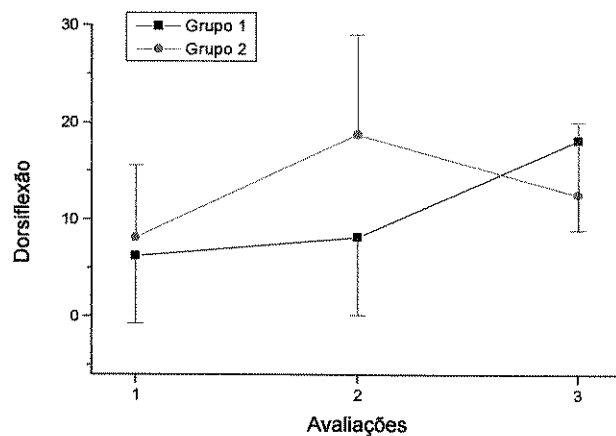
Anova	p-valor	p-valor (corrigido para Tempo de Doença)
T vs F	0.0464	0.3151
T+F vs F+T	0.0785	0.1195

Comparação das avaliações

Anova	Grupo I	Grupo II
1° vs 2°	0.7220	0.0145
1° vs 3°	0.0013	0.1199
2° vs 3°	0.0385	0.0317

Tabela 14 - Estatísticas descritivas da variável Dorsiflexão (Goniometria), por grupo.

GRUPO	Variável	N	Média	D.P.	Mínimo	Mediana	Máximo
G1	DORSIV1	8	6.25	6.94	0.00	5.00	20.00
	DORSIV2	8	8.13	7.99	0.00	7.50	20.00
	DORSIV3	8	18.13	9.23	0.00	20.00	30.00
G2	DORSIV1	8	8.13	7.53	0.00	10.00	20.00
	DORSIV2	8	18.75	10.26	0.00	20.00	30.00
	DORSIV3	8	12.50	7.56	0.00	10.00	25.00



G(I) 1-Fase inicial sem nenhum procedimento; 2- Após aplicação da TBA; 3- Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

G(II) 1-Fase inicial sem nenhum procedimento; 2- Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF. ; 3- Após aplicação da TBA.

Fig 2 - Dorsiflexão média dos grupos

Comparação dos grupos na medida inicial

	p-valor
GI vs GII	0.6215

Comparação dos tratamentos

Anova	p-valor	p-valor (corrigido para Tempo de Doença)
T vs F	0.0017	0.0073
T+F vs F+T	0.5299	0.4269

Comparação das avaliações

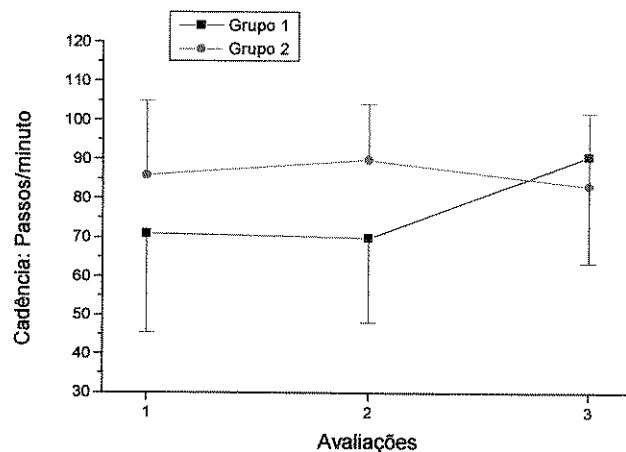
Anova	Grupo I	Grupo II
1° vs 2°	0.0807	0.0057
1° vs 3°	0.0118	0.1429
2° vs 3°	0.0221	0.0538

A comparação das medidas entre os dois grupos pelo teste ANOVA nos RANKS apontou significativa melhora das medidas para o movimento de eversão e dorsiflexão do G(I) e G(II), após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF como demonstram o gráfico e a tabela acima.

A velocidade (cm/s) e a cadência (número de passos por minuto) da marcha do G(I) e G(II), no período antes da aplicação da toxina botulínica, após 15 dias da aplicação da toxina botulínica e após 15 dias do término do tratamento fisioterápico e utilização da EEF. Análise descritiva das três avaliações para as variáveis da Marcha.

Tabela 15 - Estatísticas descritivas da variável Cadência (Marcha), por grupo.

GRUPO	Variável	N	Média	D.P.	Mínimo	Mediana	Máximo
G1	CADEN1	8	70.87	25.38	28.00	74.00	101.33
	CADEN2	8	69.88	21.78	31.67	72.17	102.67
	CADEN3	8	90.71	27.25	49.33	98.67	129.00
G2	CADEN1	8	85.96	19.01	58.00	89.67	109.00
	CADEN2	8	89.96	14.36	64.33	91.50	107.33
	CADEN3	8	83.29	18.67	57.67	85.00	110.67



G(I) 1-Fase inicial sem nenhum procedimento; 2-Após aplicação da TBA; 3- Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

G(II) 1-Fase inicial sem nenhum procedimento; 2-Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF. ; 3- Após aplicação da TBA.

Fig 3 - Cadência média dos grupos

Comparação dos grupos na medida inicial

	p-valor
GI vs GII	0.2701

Comparação dos tratamentos

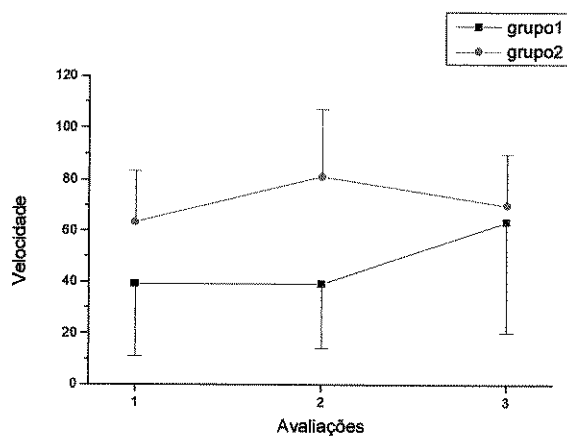
Anova	p-valor	p-valor (corrigido para Tempo de Doença)
T vs F	0.0001	0.0022
T+F vs F+T	0.5577	0.1488

Comparação das avaliações

Anova	Grupo I	Grupo II
1° vs 2°	0.8565	0.3833
1° vs 3°	0.0033	0.4631
2° vs 3°	0.0065	0.0425

Tabela 16 - Estatísticas descritivas da variável Velocidade (Marcha), por grupo.

GRUPO	Variável	N	Média	D.P.	Mínimo	Mediana	Máximo
G1	VELO1	8	47.74	48.73	11.75	34.82	161.00
	VELO2	8	42.36	38.11	12.79	32.56	129.00
	VELO3	8	28.39	23.64	8.01	16.54	68.79
G2	VELO1	8	18.54	10.64	11.85	15.33	44.05
	VELO2	8	13.85	6.05	8.26	11.34	27.40
	VELO3	8	15.79	6.35	10.81	13.73	29.41



G(I) 1-Fase inicial sem nenhum procedimento; 2-Após aplicação da TBA; 3- Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

G(II) 1-Fase inicial sem nenhum procedimento; 2-Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF. ; 3- Após aplicação da TBA.

Fig 4 - Velocidade média dos grupos

Comparação dos grupos na medida inicial

	p-valor
GI vs GII	0.1563

Comparação dos tratamentos

Anova	p-valor	p-valor (corrigido para Tempo de Doença)
T vs F	0.0464	0.3151
T+F vs F+T	0.0785	0.1195

Comparação das avaliações

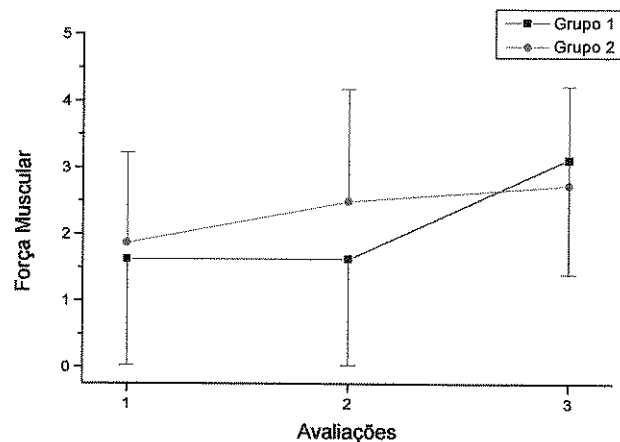
Anova	Grupo I	Grupo II
1° vs 2°	0.7220	0.0145
1° vs 3°	0.0013	0.1199
2° vs 3°	0.0385	0.0317

Nesta avaliação, o teste ANOVA nos RANKS foi significativo para a melhora da velocidade da marcha e também para a cadência na marcha.

Em relação à avaliação de força muscular, o teste ANOVA nos RANKS mostrou, que houve um aumento da força muscular do G(I) e G(II) após o tratamento fisioterápico e a utilização da EEF e como demonstra a tabela 17 e figura 5.

Tabela 17 - Estatísticas descritivas da variável Força Muscular, por grupo.

GRUPO	Variável	N	Média	D.P.	Mínimo	Mediana	Máximo
G1	FM1	8	1.63	1.60	0.00	1.50	4.00
	FM2	8	1.63	1.60	0.00	1.50	4.00
	FM3	8	3.13	1.73	0.00	3.50	5.00
G2	FM1	8	1.88	1.36	0.00	2.00	4.00
	FM2	8	2.50	1.69	0.00	3.00	4.00
	FM3	8	2.75	1.49	0.00	3.00	4.00



G(I) 1-Fase inicial sem nenhum procedimento; 2-Após aplicação da TBA; 3- Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

G(II) 1-Fase inicial sem nenhum procedimento; 2-Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF. ; 3- Após aplicação da TBA.

Fig 5 - Força Muscular média dos grupos

Comparação dos grupos na medida inicial

	p-valor
GI vs GII	0.8279

Comparação dos tratamentos

Anova	p-valor	p-valor (corrigido para Tempo de Doença)
T vs F	0.0233	0.1175
T+F vs F+T	0.7522	0.2272

Comparação das avaliações

Anova	Grupo I	Grupo II
1° vs 2°	=	0.0502
1° vs 3°	0.0069	0.0080
2° vs 3°	0.0069	0.5185

As médias e medianas correspondentes às questões da análise da marcha clínica filmada, respondidas pelos examinadores 1,2,3, do G(I) e G (II).

Resultados-G(I) de acordo com os examinadores segundo o questionário proposto.

Anexo II

Quadro 1. Análise por item

Questão 1- Houve melhora do padrão de colocação do pé na fase de contato inicial?

1.1- Após aplicação de TBA.

Freqüências

	Questão 1.1	
	não	sim
Examinador 1	1	7
Examinador 2	5	3
Examinador 3	7	1

Teste de Cochran p-valor = 0.009

1.2- Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

Freqüências

	Questão 1.2	
	não	sim
Examinador 1	1	7
Examinador 2	3	5
Examinador 3	2	6

Teste de Cochran p-valor = 0.815

Quadro 1.1 Análise por item

Questão 2- Houve melhora do padrão de apoio do pé na fase de médio apoio?

2.1- Após aplicação de TBA.

Freqüências

	Questão 2.1	
	não	sim
Examinador 1	7	1
Examinador 2	4	4
Examinador 3	6	2

Teste de Cochran p-valor = 0.395

2.2- Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

Freqüências

	Questão 2.2	
	não	sim
Examinador 1	2	6
Examinador 2	1	7
Examinador 3	2	6

Teste de Cochran p-valor = 1.000

Questão 3- Houve melhora da extensão exagerada do joelho na fase de médio apoio?

3.1- Após aplicação de TBA.

Freqüências

	Questão 3.1	
	não	sim
Examinador 1	5	3
Examinador 2	6	2
Examinador 3	8	0

Teste de Cochran p-valor = 0.174

3.2- Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

Frequências

	Questão 3.2	
	não	sim
Examinador 1	2	6
Examinador 2	4	4
Examinador 3	4	4

Teste de Cochran p-valor = 0.617

Quadro 1.2 Análise por item

Questão 4- Houve melhora do posicionamento do pé na fase de apoio terminal?

4.1- Após aplicação de TBA.

Frequências

	Questão 4.1	
	não	sim
Examinador 1	4	4
Examinador 2	8	0
Examinador 3	8	0

Teste de Cochran p-valor = 0.037

4.2- Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

Frequências

	Questão 4.2	
	não	sim
Examinador 1	1	7
Examinador 2	5	3
Examinador 3	3	5

Teste de Cochran p-valor = 0.123

Questão 5- Houve melhora do “clearance” (liberação) do membro durante o balanço médio?

5.1- Após aplicação de TBA.

Frequências

	Questão 5.1	
	não	sim
Examinador 1	6	2
Examinador 2	6	2
Examinador 3	7	1

Teste de Cochran p-valor = 1.000

5.2- Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

Frequências

	Questão 5.2	
	não	sim
Examinador 1	0	8
Examinador 2	4	4
Examinador 3	1	7

Teste de Cochran p-valor = 0.074

Quadro 1.3 Análise por item

Questão 6- Houve melhora do desempenho global da marcha?

6.1- Após aplicação de TBA.

Frequências

	Questão 6.1	
	não	sim
Examinador 1	6	2
Examinador 2	2	6
Examinador 3	4	4

Teste de Cochran p-valor = 0.123

6.2- Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

Frequências

	Questão 6.2	
	não	sim
Examinador 1	0	8
Examinador 2	0	8
Examinador 3	1	7

Teste de Cochran p-valor = 1.000

Quadro 2. Análise no geral (Pontuação 0-6).

1- Estatísticas descritivas da pontuação após a aplicação da TBA.

	N	Média	D.P.	Mínimo	Mediana	Máximo
Examinador 1	8	2.37	1.06	1.00	2.00	4.00
Examinador 2	8	2.12	1.64	0.00	2.00	5.00
Examinador 3	8	1.00	1.06	0.00	1.00	3.00

Teste de Friedman p-valor = 0.131

2- Estatísticas descritivas da pontuação após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

	N	Média	D.P.	Mínimo	Mediana	Máximo
Examinador 1	8	5.25	0.70	4.00	5.00	6.00
Examinador 2	8	3.87	1.35	2.00	4.50	5.00
Examinador 3	8	4.37	1.40	2.00	4.50	6.00

Teste de Friedman p-valor = 0.432

Resultados-G(II) de acordo com os examinadores segundo o questionário proposto.

Anexo II

Quadro 3. Análise por item

Questão 1- Houve melhora do padrão de colocação do pé na fase de contato inicial?

1.a- Após aplicação da TBA.

Freqüências

	Questão 1.a	
	não	sim
Examinador 1	6	2
Examinador 2	6	2
Examinador 3	4	4

Teste de Cochran p-valor = 0.264

1.b – Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

Freqüências

	Questão 1.b	
	não	sim
Examinador 1	0	8
Examinador 2	3	5
Examinador 3	2	6

Teste de Cochran p-valor = 0.097

Quadro 3.1 Análise por item

Questão 2- Houve melhora do padrão de apoio do pé na fase de médio apoio?

2.a - Após aplicação de TBA.

Freqüências

	Questão 2.a	
	não	sim
Examinador 1	3	5
Examinador 2	3	5
Examinador 3	4	4

Teste de Cochran p-valor = 0.819

2.b – Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

Frequências

	Questão 2.b	
	não	sim
Examinador 1	2	6
Examinador 2	4	4
Examinador 3	3	5

Teste de Cochran p-valor = 0.368

Questão 3- Houve melhora da extensão exagerada do joelho na fase de médio apoio?

3.a - Após aplicação de TBA.

Frequências

	Questão 3.a	
	não	sim
Examinador 1	8	0
Examinador 2	6	2
Examinador 3	6	2

Teste de Cochran p-valor = 0.264

3.b – Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

Frequências

	Questão 3.b	
	não	sim
Examinador 1	7	1
Examinador 2	6	2
Examinador 3	8	0

Teste de Cochran p-valor = 0.223

Quadro 3.2 Análise por item

Questão 4- Houve melhora do posicionamento do pé na fase de apoio terminal?

4.a - Após aplicação de TBA.

Frequências

	Questão 4.a	
	não	sim
Examinador 1	4	4
Examinador 2	5	3
Examinador 3	4	4

Teste de Cochran p -valor = 0.867

4.b – Após tratamento fisioterápico e utilização da EEf.

Frequências

	Questão 4.b	
	não	sim
Examinador 1	2	6
Examinador 2	4	4
Examinador 3	2	6

Teste de Cochran p -valor = 0.368

Questão 5- Houve melhora do “clearance” (liberação) do membro durante o balanço médio?

5.a - Após aplicação de TBA.

Frequências

	Questão 5.a	
	não	sim
Examinador 1	6	2
Examinador 2	2	6
Examinador 3	4	4

Teste de Cochran p -valor = 0.135

5.b – Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

Frequências

	Questão 5.b	
	não	sim
Examinador 1	1	7
Examinador 2	2	6
Examinador 3	4	4

Teste de Cochran p-valor = 0.174

Quadro 3.3 Análise por item

Questão 6- Houve melhora do desempenho global da marcha?

6.a - Após aplicação de TBA.

Frequências

	Questão 6.a	
	não	sim
Examinador 1	5	3
Examinador 2	1	7
Examinador 3	5	3

Teste de Cochran p-valor = 0.069

6.b – Após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

Frequências

	Questão 6.b	
	não	sim
Examinador 1	1	7
Examinador 2	3	5
Examinador 3	3	5

Teste de Cochran p-valor = 0.264

Quadro 4. Análise no geral (Pontuação 0-6)

1- Estatísticas descritivas da pontuação após a aplicação da TBA.

	N	Média	D.P.	Mínimo	Mediana	Máximo
Examinador 1	8	2.00	1.60	0.00	2.00	4.00
Examinador 2	8	3.12	1.35	0.00	3.50	4.00
Examinador 3	8	2.62	1.92	1.00	2.00	6.00

Teste de Friedman p-valor = 0.553

2- Estatísticas descritivas da pontuação após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

	N	Média	D.P.	Mínimo	Mediana	Máximo
Examinador 1	8	4.37	1.18	3.00	5.00	6.00
Examinador 2	8	3.25	1.98	1.00	4.00	5.00
Examinador 3	8	3.25	2.18	0.00	4.50	5.00

Teste de Friedman p-valor = 0.115

O teste de Friedman demonstrou que houve concordância e um consenso entre os três examinadores a respeito da melhora da marcha global após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF. Na quase totalidade das perguntas houve coerência nas respostas conforme os quadros de freqüência demonstram estatisticamente excetuando-se o item 1.1 e 4.1 do GI.

5 -DISCUSSÃO

Para a realização deste estudo, foram avaliados 16 pacientes hemiparéticos por acidente vascular cerebral que apresentavam disfunção dos movimentos de eversão e dorsiflexão do pé durante a marcha.

Neste trabalho, optou-se por esta doença devido ao grau de dependência proporcionado, levando-se em consideração a área, a extensão da lesão, conseqüentemente o membro de maior acometimento, o que torna a convivência social e profissional quase impossível.

Este estudo analisou os resultados obtidos nos períodos de: fase inicial sem nenhum tipo de procedimento; após aplicação da toxina botulínica e após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF.

A distribuição da amostra foi determinada de forma aleatória sendo que o grupo I foi composto por seis pacientes do sexo feminino e dois pacientes do sexo masculino e a idade variou entre 41 e 75 anos, sendo que a média foi de 57.75. O grupo II foi composto por três pacientes do sexo feminino e cinco pacientes do sexo masculino, e a idade variou entre 30 e 72 e a média foi de 52.88 (CONOVER, 1971; MONTGOMERY, 1991).

Não houve relatos de desconfortos decorrentes da aplicação da toxina botulínica e da utilização da órtese elétrica funcional km 25.

Todos os pacientes receberam aplicação de toxina botulínica da marca DYSPORE[®], BOTELHO et al.(1999) diz que o bloqueio neuromuscular deve ser realizado em músculos previamente selecionados. Em um estudo realizado com 67 pacientes espásticos por patologias do tipo: TCE, AVC, PC, ATAXIA e TRM, BOTELHO et al.(2002) concordou que as doses mais altas relaxam eficazmente os músculos espásticos o que favorece a abordagem fisioterápica. Em relação a EEF, LIANZA (2003) diz que a técnica é responsável pelo sincronismo do nervo motor através de sua despolarização e as respostas das unidades motoras do músculo, o que proporciona uma contração muscular eficiente, sempre após treinamentos específicos a fim de se evitar fadiga muscular. Desta forma a EEF consegue contrair músculos com inervação variada e assim sempre atinge a contração do mesmo independente da sua inervação do momento.

O objetivo principal deste estudo foi o de verificar a eficácia da utilização do EEF associada à fisioterapia e avaliar a contribuição da associação da toxina botulínica quanto à melhora global da marcha. No estudo de FARIA (2001), com 14 crianças portadoras de paralisia cerebral, com idade entre três a nove anos constataram que houve melhora da marcha após aplicação isolada do TBA.

Segundo CARMICK (1997), o uso da EEF em longo prazo, no músculo tibial anterior, durante a marcha de crianças diparéticas, apresentou melhora da amplitude de movimento articular consequentemente melhora da marcha, e o mais importante não aumentou o grau de espasticidade. Já o estudo de FONSECA et al.(1996), destacou que durante a utilização da ortese elétrica funcional, km 25 na marcha de pacientes hemiparéticos por: (TCE, AVC, PC), verificou que o movimento de dorsiflexão do pé ocorria de forma abrupta, comparada ao movimento fisiológico, o que levou a afirmar que ainda não existe uma forma ideal de estímulo. HESSE et al. (1995) e JOHNSON et al. (2002) pesquisaram os efeitos proporcionados pela TB isolada e com a associação da TB e EEF no membro inferior de pacientes hemiparéticos por AVC e concluíram que há melhora do membro decorrente da associação das terapias, porém com delineamento metodológico desfavorável.

Baseado nos resultados obtidos durante cada período dos protocolos de ambos os grupos, pode-se observar diferenças significativas entre ambos, principalmente após aplicação da TBA e após tratamento fisioterápico e utilização da EEF o que nos leva a considerar que não houve treinamento específico após a aplicação da TBA no grupo II na 3ª avaliação. Portanto no seu pico de ação máximo esta molécula retira os pacientes de seu estado neurológico fixado há muito tempo, subitamente. Nesta situação pode ficar evidente a fragilidade dos músculos eversores e dorsiflexores como dissemos acima que pode variar de paciente a paciente. Desta forma uma amostra maior poderia refletir melhor os pacientes capazes de fazer este movimento logo após a aplicação e os que melhorariam apenas com treino. Por outro lado o delineamento deste estudo não teve como objetivo avaliar a toxina como elemento isolado e sim como coadjuvante. Assim podemos explicar nossos resultados em relação aos de FARIA (2001) em que ela afirma haver melhora da marcha após aplicação isolada da TBA. Diante dos resultados obtidos, surgem questionamentos do

real efeito da TBA na melhora global da marcha, mas é importante ressaltar que a doença e os pacientes em questão são muito diferentes, porém em alguns pacientes do grupo II na 2ª avaliação percebe-se em alguns a marcha brusca (provavelmente pela ação da EEF para vencer a espasticidade do gastrocnêmio e solear pelos músculos estimulados, tibial anterior e fibular) como também verificou FONSECA et al.(1996). Comparativamente no grupo I todos os pacientes na 2ª avaliação para a 3ª nota-se que existe um movimento mais harmônico do pé destes pacientes o que pode ser justificado pela atenuação da espasticidade pela TBA.

Para a avaliação da amplitude de movimento para os movimentos de eversão e dorsiflexão do pé, utilizou-se a medida através do exame de goniometria. Em relação aos resultados observados no grupo I, constatou-se uma melhora estatisticamente significativa em todas as medidas em relação ao grupo II que é atribuída ao tipo de protocolo aplicado, ou seja, a melhora se deu após o tratamento fisioterápico e utilização da EEF e não somente após aplicação do TBA.

Com relação à força muscular, os resultados mostram que os pacientes do GI apresentaram aumento de força do músculo eversor e dorsiflexor, após o protocolo de treinamento com a EEF e principalmente com aplicação das técnicas de fisioterapia para tal objetivo, embora a corrente elétrica utilizada fosse de baixa frequência e que mesmo assim pode levar a um aumento de força muscular os resultados não podem ser atribuídos somente a EEF, e sim ao protocolo completo, porém a literatura não apresenta dados concretos que esse aumento da força muscular possa ter mantido após o término do tratamento.

No estudo de FONSECA et al. (2001) utilizando km 25, por um período de acompanhamento de um mês com a frequência de cinco vezes por semana com duração de 15 minutos, concluíram que é uma técnica eficaz no estabelecimento de um padrão de marcha favorável, o que proporcionou uma melhor estabilização articular consequentemente diminuição dos movimentos compensatórios durante a marcha. O mesmo artigo afirma que, em relação aos parâmetros da marcha (cadência e velocidade), o tempo de acompanhamento que foi de um mês é insuficiente para proporcionar resultados satisfatórios. Os relatos sugerem que os protocolos de utilização da órtese elétrica devam

ocorrer por tempo maior de acompanhamento e até mesmo intercalado em dias, o que proporcionaria resultados satisfatórios em todas medidas de avaliação.

Em relação às medidas da velocidade e da cadência, observou-se no GI uma melhora significativa em relação ao GII que pode ser visualizado nas tabelas 15 e 16 que é atribuído à diminuição do equino. Este é outro item interessante, pois na avaliação ao 1ª para o 2ª do grupo II onde apenas está em atuação a EEF não houve melhora do equino, porém o equino melhora nas avaliações do grupo I (2ª vs 3ª) neste período que é após a toxina. A cadência contém em seu conteúdo o aspecto harmônico da marcha. Desta forma o toque do calcanhar no chão pode ter sido facilitado pela TBA de uma forma mais fisiológica.

A avaliação observacional da marcha realizada pelos três examinadores através da análise da fita de vídeo cassete contendo todas as fases do protocolo proposto onde cada examinador respondeu um questionário contendo seis questões relacionadas a cada fase da marcha após cada procedimento ocorreu de forma individualizada sem nenhum contato prévio entre examinador-paciente e examinador-examinador expressando assim confiabilidade nos resultados obtidos e que foram comprovados pelo teste de Friedman, que são observados nos quadros: 2(2.1-2.2) e 4(4.1-2.2). Estas respostas comprovadamente homogêneas foram sistematicamente favoráveis à melhora da marcha após a utilização da EEF.

Mesmo diante de evidências tão favoráveis há concordância com o trabalho de SPÓSITO et al.(1998), em que se relata a importância de continuar as pesquisas e o intercâmbio de informações no que se refere às dosagens, às técnicas, às indicações e às contra-indicações. Parece-nos ser esse um caminho para o aprimoramento e aumento das possibilidades reais de tratamento desses pacientes. Neste estudo ficou claro que a EEF independe da TBA como terapia isolada, pois pode recrutar eficazmente o grupo muscular estimulado melhorando, a velocidade, a força muscular e propiciando dorsiflexão e eversão do pé de pacientes com AVCI, porém parece que a marcha após a TBA fica mais harmônica como ficou sugestivo na determinação da cadência da marcha neste estudo.

6 - CONCLUSÃO

O tratamento fisioterápico associado à utilização da estimulação elétrica funcional mostrou-se ser eficaz para melhorar o equino dinâmico de pacientes portadores de hemiparesia por acidente vascular cerebral.

Atua eficazmente na velocidade, cadência da marcha, força dos músculos tibial anterior e fibular corrigindo a dorsiflexão e eversão dos pés destes pacientes. A toxina botulínica parece participar no desempenho da marcha como elemento de harmonia, talvez proporcionando um aspecto mais fisiológico eliminando os movimentos bruscos, o que deve deixar o paciente mais confortável.

7 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AKERS, J.M.; PECKHAM, H.; KEITH, M.W.; MERRITT, K. Tissue response to chronically stimulated epimysial and intramuscular electrodes. **IEEE Trans Rehabil Eng**, 5 (2): 207-219,1997.
- BAKER, L.; BOWMAN, B.R.; MCNEAL, D.R. Effects of waveform on comfort during neuromuscular electrical stimulation. **Clin Orthop**, 233: 75-85, 1988.
- BOGATAJ, U.; GROS, N.; MALEZIC, M.; KELIJ, B.; KLJAJIC, M.; ACIMOVIC, R. Restoration of gait during two of three weeks of therapy with multichannel electrical stimulation. **Phys Ther**, 69: 319-326, 1989.
- BOGATAJ, U.; GROS, N.; MALEZIC, M.; KELIJ, B.; KLJAJIC, M.; ACIMOVIC, R. The rehabilitation of gait in patients with hemiplegia: a comparison between conventional therapy and multichannel functional electrical stimulation therapy. **Phys Ther**, 75: 38-52, 1995.
- BOOM, H.B.K.; MULDER, A. J.; VELTINK P..H. Fatigue during functional neuro-muscular stimulation. **Prog Brain Res**, 97: 409-418 ,1993.
- BOTELHO, L. A. A.; HELENA, L. G. C. M. ; MASIEROX D. A neurólise química simultânea com fenol e toxina botulínica de tipo A para tratamento da espasticidade em 67 pacientes. **Medicina de Reabilitação**, 59: 20 -24, 2002.
- BOTELHO, L. A. A; HELENA, L. G. C. M. Bloqueios Químicos. In: CHAMLIAM, T. R. **Medicina Física e Reabilitação**. Ed. Universidade Federal de São Paulo, 1999, p: 83-89.
- BURKE, R. E. Motor units: anatomy, physiology and functional organization. In: BROOKHART, J. M.; MOUNTECASTLE, V. B. eds. **Handbook of physiological- the nervous system II**. Bethesda, M. D.: Americam Physiological Society, 1981: p: 345-342.
- BHADRA, N.; PECKHAM, P. H. Peripheral nerve stimulation for restoration of motor function. **J Clin Neurophysiol**, 14 (5): 378-393, 1997.
- BRITON, T. C. Anormalidades do tônus muscular e do movimento. In: STOKES, M. **Cash Neurologia para Fisioterapeutas**. Ed. Premier, 2000, p: 65-70.
- BRUNO, A. A. Eletroterapia. In: CHAMLIAN, T. R. : **Medicina Física e Reabilitação**. Ed. Universidade Federal de São Paulo, 1999, p: 8-13.

- CARMICK, J. Use of neuromuscular stimulation and a dorsal wrist slint to improve the hand function of a child with spastic hemiparesis. **Phys Ther.** 77(6) 661-671,1997.
- COX, A.M. Effect of electrode placement and rest interval between contractions on isometric knee extension torques induced by electrical stimulation at 100 Hz. **Physiother Can**, v. 38, p. 20-27, 1986.
- CHAE, J.; BETHOUX, F.; BOHINC, T.; DOBOS, L.; DAVIS, T.; FRIEDL, A. Neuromuscular stimulation for upper extremity motor and functional recovery in acute hemiplegia. **Stroke**, 29: 975-979, 1998.
- CHAE, J.; HART, R. Comparison of discomfort associated with surface and percutaneous intra-muscular electrical stimulation for persons with chronic hemiplegia. **Am J Phys Med Rehabil**, 77 (6): 516-522, 1998.
- CHAE, J.; JOHNSTON, M.; KIM, H.; ZOROWITZ, R. Admission motor impairment as a predictor of physical disability after stroke rehabilitation. **Am J Phys Med Rehabil**, 74:218-223,1995.
- CHAE, J.; RONALD, J.T.; KILGORE, K.; CREASEY, G. H. Estimulação neuromuscular funcional. In: DE LISA, J. A.; GANS, B. M. **Tratado de Medicina de Reabilitação-Princípios e Prática**. 3 ed. Ed. Manole,1999, p: 643-668.
- CRAGO, P. E.; PECKHAM, P. H.; THROPE, G. B. Modulation of muscle force by recruitment during intramuscular stimulation. **IEEE Trans Biomed Eng** , 27: 679-684, 1980.
- COLBY, L. A.; KISNER, C. **Exercícios terapêuticos – Fundamentos e Técnicas**. 3 ed., Ed. Manole, 1998, p. 55 – 93, 141 – 165.
- CONOVER, W.J. **Practical nonparametric statistics**. New York: **John Wiley & Sons**. 1971.
- CURRIER, D. P. ; MANN, R. Muscular strength development by electrical stimulation in healthy individuals. **Phys Ther**, v. 63, p. 915-921, 1983.
- CUSHING, H.; BOVIE, W. T. Electrosurgery as an aid to the removal of intracranial tumors. **Surg Gynecol Obstet**, 47: 751-784, 1928.

DALY, J. J.; RUFF, R. L.; BIERI, C. L.; MARSOLAIS, E. B.; SCHEINER, A. Improved voluntary gait in chronic stroke patients after functional neuromuscular stimulation. *Neurology*, 48, 1997.

DAVIES, P. M. Passos a seguir – Um manual para o tratamento da hemiplegia no adulto. Ed. Manole, 1996, p: 155 – 174.

DELITTO, A. ; STRUBE, M.L. ; SHULMAN, A.D. ; MINOR, S.D. A study of discomfort with electrical stimulation. *Phys Ther*, 72: 410-424, 1992.

DOYLE, J. ; KOBETIC, R.; MARSOLAIS, B. Effect of functional neuromuscular stimulation on anterior tibial compartment pressure. *Clin Orthop* , 284 : 181 –188, 1992.

FARIA, T. C.C. Avaliação do uso da toxina botulínica A e da cinesioterapia na marcha do portador de paralisia cerebral do tipo hemiparético. *Acta Fisiátrica*, 8 (3): 101-106, 2001.

FAGHRI, P.D.; RODGERS, M. M.; GLASER, R. M.; BORS, J. G.; CHARLES, H. O.; AKUTHOTA, P. The effects of functional electrical stimulation on shoulder subluxation, arm function recovery and shoulder pain in hemiplegic stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 75: 73-79, 1994.

FONSECA, A.P.; CARVALHO, F.N..Avaliação da marcha de pacientes hemiparéticos em tratamento com órtese elétrica funcional. *Medicina de Reabilitação*, 56: 5 – 10, 2001.

FONSECA, A.P.C.; FONSECA, G.A ; ARAÚJO, D.P. A utilização da órtese elétrica funcional Km 25 em pacientes hemiparéticos-*Medicina de Reabilitação*, 43:5-11, 1996.

GEDDES, L.A. A short history of the electrical stimulation of excitable tissue including electrotherapeutic applications. *Physiologist*, Suppl. 27: 1-46, 1984.

GRACININ, F. Electrical stimulation as orthotic aid: experiences and prospects. In: MURDOCH, G. *Prosthetic and orthotic practice*. Ed. London: Edward Arnold, 1970, p: 503.

GRANDJEAN, P. A.; MORTIMER, J.T. Recruitment properties of monopolar and bipolar epimysial electrodes. *Ann Biomed Eng*, 14: 53-66, 1986.

GREEN, T. On death from chloroform: its prevention by galvanism. *Bri Med J*, 1: 551-553, 1872.

- HANDA, Y.; HOSHIMIYA, N. Functional electrical stimulation for the control of the upper extremities. **Med Prog Technol**, 12: 51-63, 1987.
- HENNEMAN, E. Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. **Science**, 126: 1345-1347, 1957.
- HESSE, S. ; JAHNKE, M. ; LUECKE, D. ; MAURITZ, K. H. Short-term electrical stimulation enhances the effectiveness of Botulinum toxin in the treatment of lower spasticity in hemiparetic patients. **Neurosci Lett**, 201: 37-40, 1995.
- HOWALD, H. Morphologische und funktionelle veränderungen der Muskelfasern durch Training. **Manuelle medizin**, 22: 86-95, 1984.
- HOORWEG, J. L. Ueber die elektrische Nerverregung. **Arch Physiol**, 52 : 87-109, 1892.
- HOPPENFELD, S. **Porpedêutica Ortopédica – Coluna e extremidades**. Ed. Atheneu, 1987, p. 207 – 245.
- JANDA, V. Muskelfunktionsdiagnostik, Muskeltest Untersuchung verkürzter Muskeln, Untersuchung Hipermobilität, Verlag Acco, Leuven, Belgien, 1979.
- JOHNSON, M. A. Data on distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. **J Neurol Sci**, 18: 111-129, 1973.
- JOHNSON, C. A.; WOOD, D. E.; SWAIN, I. D.; TROMAS, A. M.; STRIKE, P.; BURRIGE, J. H. A pilot study to investigate the combined use of botulinum neurotoxin type A and functional electrical stimulation, with physiotherapy; in the treatment of spastic dropped foot in subacute stroke. **Artif Organs**, 26 (3): 263-266, 2002.
- KAGAYA, H.; SHIMADA, Y.; SATO, K.; SATO, M. Changes in muscle force following therapeutic electrical stimulation in patients with complete paraplegia. **Paraplegia**, 34: 24-29, 1996.
- KELLAWAY, P. The part played by electrical fish in the early history of bioelectricity and electrotherapy. **Bull Hist Med**, 20: 112-132, 1946.
- KILGORE, K. L.; PECKHAM, P. H.; KEITH, M. W.; THROPE, G. B. Electrode characterization for functional application to upper extremity FNS. **IEEE Trans Biomed Eng**, 37: 12-22, 1990.

- KITCHEN, S. Eletroestimulação elétrica neuromuscular e muscular. In: KITCHEN, S.; BAZIN, S. **Eletroterapia de Clayton**. 10 ed. Ed. Manole, 1998, p: 266-275.
- KUO, K. H. M. ; CLAMANN, H. P. Coactivation of synergistic muscles of different fiber types in fast and slow contractions. **Am J Phys Med**, v.60, p:219-238, 1981.
- KLJAJIC, M.; MALEJIC, M.; ACINOVIC R.; VAVKEN, E. Gait evaluation in hemiparetic patients using subcutaneous peroneal electrical stimulation. **Scand J Rehab Med**, 24 : 121 – 126, 1992.
- KRALJ, A.; GROBELNIK, S. Functional electrical stimulation – a new hope for paraplegic patients. **Bull Prosther Res**, 75: 10-20, 1973.
- LAI, H. S. ; DE DOMENICO, G. ; SRAUSS, G. R. The effect of different electro-motor stimulation training intensities on strength improvement. **Aust J Phys**, 34 (3): 151-164, 1988.
- LAINY, G. C. Effectiveness of exercise alone versus exercise plus electrical stimulation in strengthening the quadriceps muscle. **Phys Can**. v. 35, p: 5-11, 1983.
- LIANZA, S. **Estimulação Elétrica Funcional - Fes e Reabilitação**. 2 ed., Ed. Atheneu, 2003, p:1-12, 23-37.
- LIBERSON, W. T.; HOLMQUEST, H. J.; SCOTT, D.; DOW, A. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait in hemiplegic patients. **Arch Phys Med Rehabil**, 42: 101, 1961.
- LONG, C.; MASCIARELLI, V.D. An electrophysiologic splint for the hand. **Arch Phys Med Rehabil**, 44: 499, 1963.
- MARQUES, A. P. **Manual de Goniometria**. Ed. Manole, 1997, p: 35 – 38.
- MARSOLAIS, E.B.; KOBETIC, R. Implantation techniques and experience with percutaneous intramuscular electrodes in the lower extremities. **J Rehabil Res Dev**, 23: 1-8, 1986.
- MEMBERG, W.; PECKHAM, P.H.; THROPE, G.B.; KEITH, M.W.; KICHER, T.P. An analysis of the reliability of percutaneous intramuscular electrodes in upper extremity FNS applications. **IEEE Trans Rehabil Eng**, 1: 126-132, 1993.

- MONTGOMERY, D. C. Design and analysis of experiments. 3ed. Ed. New York: **John Wiley & Sons**, 1991.
- MORENO, A. J. ; SEIREG, A. Investigation of over the skin electrical stimulation parameters for different normal muscles and subjects. **J Biomech**, v. 14, p: 587-593, 1981.
- MORTIMER, J. T.; PECKHAN, P. H. Intramuscular electrical stimulation. In: FIELDS, W. S.; LEAVITT, L. A. **Neural organization and its relevance to prosthetics**.Ed. Intercontinental Medical Book Corp, 1973, p: 131-146.
- MORTIMER, J. T. Motor Prostheses. In: BROOKHART, J. M.; MOUNTCASTLE, V. B. eds. **Handbook of physiological- the nervous system II**. Bethesda, M. D.: American Physiological Society,1981,p: 155-187.
- MCMICHEN, D. F. Strengthening of human quadriceps muscles by cutaneous electrical stimulation. **Scand J Rehab Med** ,v. 15, p: 25-28, 1983.
- MCNEAL, R. Analysis of a model for excitation of myelinated nerve. **IEEE Trans Biomed Eng**, 23:329-337, 1976.
- PECKHAM, P. H.; MORTIMER, J. T.; MARSOLAIS, E. B. Upper and lower motor neuron lesions in the upper extremity muscles of tetraplegics. **Paraplegia**, 14: 115-121, 1976.
- QUAGLIATO, E. M A. B. Terapia com toxina botulínica. **Tópicos Seleccionados de Neurologia** – Cap.25: 203-212, 2001.
- RILEY, D. A.; ALLIN, E. F. The effects of inactivity, programmed stimulation and denervation of the histochemistry of skeletal muscle fiber types. **Exp Neurol**,40: 391-398, 1973.
- REBERSEK, S.; VODOVONIK, L. Proportionally controlled functional electrical stimulation of hand. **Arch Phys Med Rehabil**, 54: 378-382, 1973.
- ROSE,J.; GAMBLE,J.G. **Marcha Humana**. 2 ed. Ed. Premier,1998, 269 pgs.
- SAAD, M. Técnicas de análise de marcha. In: CHAMLIAM, T. R. **Medicina Física e Reabilitação**. Ed. Universidade Federal de São Paulo, 1999, p: 26-30.

SPÓSITO, M. M.; CONDRATCKI, S. Hemiplegia por acidente vascular cerebral – Tratamento da espasticidade de membros superiores através de bloqueio com toxina botulínica de tipo – A Botox ® . **Medicina de reabilitação**, 47:17 – 23, 1998.

STANIC, U.; ACIMOVIC, R.; GROS, N.; BAJD, T.; KLJAJIC, M. Multichannel electrical stimulation for correction of hemiplegic gait. **Scand J Rehabil Med**, 10: 175-192, 1977.

STEFANOVSKA, A. ; VODOVNIK, L. Change in muscle force following electrical stimulation. **Scand J Rehab Med**, v. 17, p: 141-146, 1985.

SWEENEY, J. D. Skeletal muscle response to electrical stimulation. In: REILLY, J. P. Ed. **Electrical stimulation and electropathology**. New York: Cambridge University Press, 1992, p: 283-310.

SWENSON, L. R. Exercício terapêutico na hemiplegia. In: BASMAJIAN, J. V. **Terapêutica por exercícios**. 3 ed. ed. Manole, 1987, p: 419 - 449.

SWINGHEDAUF, B. Developmental and functional adaptation of contractile proteins in cardiac and skeletal muscles. **Physiol Rev**, v. 66, ed. 3, p:710-771, 1986.

VODOVNIK, L.; DIMITRIJEVIC, M. R.; PREVEC, T.; LOGAR, M. Electronic walking aids for patients with peroneal palsy. **World Med Electr**, 4: 58, 1966.

WATERS, R. L. ; MCNEAL, D. R. ; FALOON, W. Functional electrical stimulation of the peroneal nerve for hemiplegia. **J Bone Joint Surg**, 67 (5), 792 – 793, 1985.

WEISS, G. Sur la possibilite de rendre comparables anter eux les appareils servant a l excitation. **Arch Ital Biol**, 35: 413-446, 1901.

WILLIAMS, R. A. The effect of stimulation on quadriceps strength and thigh circumference in enisectomy patientes. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 8, p:143-145, 1986.

8 - ANEXOS

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu/ou _____, responsável legal por _____, portador do R.G.: _____, CPF.: _____, residente na _____, cidade de _____, declaro que autorizo a _____, portadora do R.G.: _____, C.P.F.: _____, residente na _____, na cidade de _____ a participar do estudo Estimulação por F.E.S. da disfunção da eversão e dorsiflexão do pé durante a marcha em pacientes hemiparéticos por AVC, que será realizado no departamento de neurologia da universidade estadual de Campinas -UNICAMP pelo Fisioterapeuta Delson Luís Esteves Sanches, sob a orientação do Prof. Dr. Edmur Franco Carelli. No departamento fui informado do que acontecerá nesse estudo;

-Ter total liberdade para não querer mais participar do estudo em qualquer de suas fases e a garantia de que minha identidade jamais será divulgada de acordo com a resolução 196/96.

-Todo e qualquer custo fica por conta do pesquisador

-Caso haja algum dano e precise de atendimento médico, será de total responsabilidade do pesquisador de acordo com a resolução 196/96.

-A F.E.S. é um tipo de corrente elétrica que provocará a contração dos músculos do meu pé através de placas adesivas grudadas em minha perna e ligadas ao aparelho e que isso não provocará nenhum prejuízo, dor ou sofrimento.

-Fisioterapia tradicional -exercícios para esticar e ganhar força na musculatura principalmente do pé do lado paralisado.

Toxina Botulínica – Aplicação através de seringas descartáveis no pé somente para provocar relaxamento nos músculos e com isso facilitar o movimento normal do pé paralisado.

Não é tóxica na dosagem e forma aplicada e não produz doença mais tarde, após ser usada. Dessa forma, concordo em participar com total conhecimento do estudo a ser realizado.

Responsável: _____

RG: _____

Responsável: _____

RG: _____

Responsável: _____

RG: _____

Nome do paciente: _____ Data : _____

Questões formuladas aos examinadores:

1- Houve melhora do padrão de colocação do pé na fase de contato inicial ?

Sim Não

2- Houve melhora do padrão de apoio do pé na fase de médio apoio ?

Sim Não

3- Houve melhora da extensão exagerada do joelho na fase de médio apoio ?

Sim Não

4- Houve melhora do posicionamento do pé na fase de apoio terminal ?

Sim Não

5- Houve melhora do “clearance” (liberação) do membro durante o balanço médio ?

Sim Não

6- Houve melhora do desempenho global da marcha ?

Sim Não

FICHA DE AVALIAÇÃO FISIOTERÁPICA

1-Identificação do Paciente:

Nome: _____ Idade: _____ Sexo: _____ Cor: _____

Estado Civil: _____ Profissão: _____

Endereço: _____ Bairro: _____

Cidade: _____ Estado: _____ Telefone: _____

Médico Responsável: _____ Início de Tratamento: _____

2-Dados Clínicos:

Diagnóstico Clínico: _____

Dados Complementares: _____

3-Avaliação da Disfunção:

3.1 – Q.P.-

3.2-Exame Físico:

Inspeção: _____

Palpação: _____

4-Programa de tratamento: _____



EXAME NEUROLÓGICO

Impressão Geral Sobre as Condições Neuro – Psíquicas (Consciência, Estado Psíquico, Fáceis, Equilíbrio, Etc)

Motilidade Voluntária (Movimentos Ativos, Força Muscular, Coordenação Motora)

Tonicidade Muscular

Movimentos Involuntários Anormais (Tremores, Coréia, Atetose, Mioclonias, Etc.)

Motilidade Automática (Marcha, Fala, Mímica, Etc.)

Reflexos (+, Presente e Normal; ++, Vivo;+++ , Exaltado; -, Diminuído; 0, Ausente; N.E.; Não Examinado)

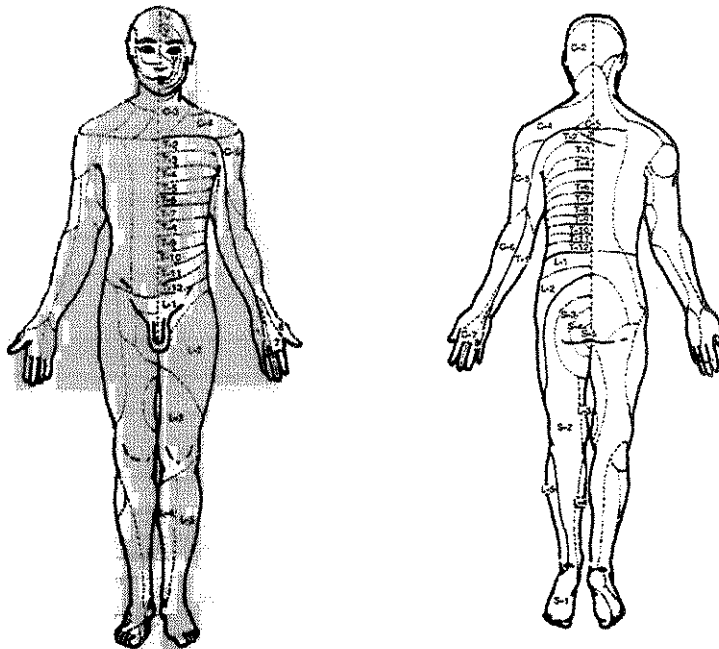
Profundos	D	E	Superficiais	D	E
Axiais da Face			Cutâneo – Plantar		
Bicipital			Cutâneo – Abdominais		
Tricipital			Outros _____		
Graquiorradial			_____		
Patelar			_____		
Aquileu					

Outros Manifestações Reflexas (Clono, Automatismo Medular, Sincinesiais)

Sinais da Série Meningorradicular (Rigidez de Nuca, Kernig, Brudzinski)

Sensibilidade

Superficial (Táctil, Dolorosa, Térmica) e Profunda (Postural, Vibratória, À Pressão, Dolorosa À Compressão Profunda), Estereognosia e Discriminação Táctil



Pertubações Tróficas e Neurovegetativas

Nervos Cranianos

Diagnóstico (Sindrômico, Topográfico, Etiológico)

Examinador
