



**UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO**

ALINE MARINA ALVES FRUHAUF

O EFEITO IMEDIATO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA (ETCC) ASSOCIADA AO USO DA FES NA ATIVIDADE DO MÚSCULO TIBIAL ANTERIOR E EQUILÍBRIO, DE INDIVÍDUOS COM HEMIPARESIA DECORRENTE DE AVE – ESTUDO RANDOMIZADO, CONTROLADO, DUPLO CEGO.

(THE IMMEDIATE EFFECT OF ELECTRICAL STIMULATION TRANSCRANIAL DIRECT CURRENT (tDCS) ASSOCIATED THE USE OF FES IN MUSCLE TIBIALIS PREVIOUS ACTIVITY AND BALANCE, OF INDIVIDUALS WITH HEMIPARESIS RESULTING OF STROKE - STUDY RANDOMIZED, CONTROLLED, DOUBLE-BLIND).

SÃO PAULO - SP

2016

ALINE MARINA ALVES FRUHAUF

O EFEITO IMEDIATO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA (ETCC) ASSOCIADA AO USO DA FES NA ATIVIDADE DO MÚSCULO TIBIAL ANTERIOR E EQUILÍBRIO, DE INDIVÍDUOS COM HEMIPARESIA DECORRENTE DE AVE – ESTUDO RANDOMIZADO, CONTROLADO, DUPLO CEGO.

(THE IMMEDIATE EFFECT OF ELECTRICAL STIMULATION TRANSCRANIAL DIRECT CURRENT (tDCS) ASSOCIATED THE USE OF FES IN MUSCLE TIBIALIS PREVIOUS ACTIVITY AND BALANCE, OF INDIVIDUALS WITH HEMIPARESIS RESULTING OF STROKE - STUDY RANDOMIZED, CONTROLLED, DOUBLE-BLIND).

Dissertação apresentada à
Universidade Nove de Julho para
obtenção do título de Mestre em
Ciências da Reabilitação.

Orientadora: Profa. Dra. Fernanda
Ishida Corrêa.

Co-orientador: Prof. Dr. Fabiano
Politti.

SÃO PAULO – SP

2016

FICHA CATALOGRÁFICA

Fruhauf, Aline Marina Alves.

O efeito imediato da estimulação elétrica transcraniana por corrente contínua (etcc) associada ao uso da fes na atividade do músculo tibial anterior e equilíbrio, de indivíduos com hemiparesia decorrente de ave – estudo randomizado, controlado, duplo cego. / Aline Marina Alves Fruhauf. 2016.

81 f.

Dissertação (mestrado) – Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São Paulo, 2016.

Orientador (a): Profa. Dra. Fernanda Ishida Corrêa.

1. ETCC. 2. FES. 3. Hemiparesia. 4. EMG e equilíbrio.

I. Corrêa, Fernanda Ishida.

II. Título

CDU 615.8


São Paulo, 17 de fevereiro de 2016.

TERMO DE APROVAÇÃO

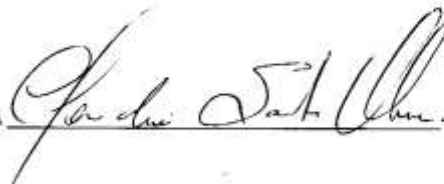
Aluno(a): Aline Marina Alves Fruhauf

Título da Dissertação: "O efeito imediato da estimulação elétrica transcraniana por corrente contínua (ETCC) associada ao uso da FES na atividade do músculo tibial anterior e equilíbrio, de indivíduos com hemiparesia decorrente de ave-estudo randomizado, controlado, duplo cego".

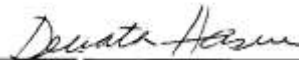
Presidente: PROFA. DRA. FERNANDA ISHIDA CORRÊA



Membro: PROFA. DRA. CLAUDIA SANTOS OLIVEIRA



Membro: PROFA. DRA. RENATA HYDEE HASUE



DEDICATÓRIA

*Dedico essa obra com toda responsabilidade, amor e carinho aos meus avós
Rosilda Medeiros da Silva (vó Rosa) e Otávio Alves da Silva.*

“Não eu, mas Cristo seja honrado, amado e exaltado.

Não eu, mas Cristo seja visto, conhecido e ouvido.

Não eu, mas Cristo em todo pensamento e palavra.

Não eu, mas Cristo para enxugar a lágrima caída.

Não eu, mas Cristo para levantar toda a carga exaustiva.

Não eu, mas Cristo para dissipar todo o medo...”.

(Ellen G. White)

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço ao meu Senhor Jesus Cristo por ofertar a maior prova de amor a um ser humano, padecendo na cruz do calvário para que fossemos salvos e revestidos de poder.

A minha força está em Deus. Pois em todos os momentos Ele esteve comigo, principalmente nos mais difíceis da minha vida. Segurou a minha mão e não me deixou cair, mostrou misericórdia, esperança e confiando em mim e na minha capacidade intelectual.

Sempre serei grata ao Senhor pelo seu cuidado e por sempre ter realizado todos os meus sonhos.

Agradecimentos memoráveis e eternos aos meus avós Rosilda Medeiros da Silva e Otávio Alves da Silva (em lágrimas escrevo), não houve amor maior. Obrigada vizinha, nossos corações sempre estiveram unidos na terra e no céu. Obrigada vô por me educar, por passar todo o seu conhecimento inigualável, sua sabedoria extrema, mimo e força.

Realmente faltam-me palavras para descrever. *Às vezes a maior parte do viver é ter que sobreviver, e o que dói não é a perda, mas ter que se despedir todos os dias. Sempre amarei vocês.*

Agradeço a professora Fernanda Ishida Corrêa por toda dedicação, conhecimento, confiança e oportunidade. Existem pessoas iluminadas e a minha orientadora é uma delas.

Sou extremamente grata ao meu co-orientador Fabiano Politte também por toda disponibilidade, acolhimento e compartilhamento de conhecimento.

Obrigada aos meus amigos Glaúcio e Amanda por toda amizade, apoio e companheirismo.

Aos pacientes que nos ensinaram com suas experiências pós AVE, a nunca desistir e deixar de sorrir.

Resumo

O aumento da atividade cortical, induzido pela estimulação cerebral, associado ou não com outras técnicas de reabilitação, pode potencializar os efeitos terapêuticos em indivíduos com déficits neurológicos. **Objetivos:** Avaliar os efeitos imediatos de duas técnicas associadas, estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) e estimulação elétrica funcional (FES), na atividade elétrica do músculo tibial anterior (TA) e equilíbrio estático de indivíduos com hemiparesia pós acidente vascular encefálico (AVE). **Métodos:** Ensaio clínico, controlado, randomizado, duplo cego, em 30 indivíduos hemiparéticos decorrente de AVE. Avaliações: frequência mediana e RMS do TA por eletromiografia (EMG) e avaliação do equilíbrio estático (área, velocidade e frequência de oscilação em olhos abertos (AO) e fechados (OF)) por estabilometria. Intervenções: 4 protocolos com intervalo de 48h: 1 (ETCC anódica + FES placebo), 2 (ETCC placebo + FES ativo), 3 (ETCC anódica + FES ativo) e 4 (ETCC placebo + FES placebo). A ETCC anódica foi aplicada sobre C3 e/ou C4 e catódica sobre região supraorbital contralateral e FES sobre TA hemiparético, durante 20 minutos. **Resultados:** Não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) da frequência mediana e RMS durante as aquisições de isotonia e contração isométrica voluntária máxima (CIVM) do TA e equilíbrio estático tanto na condição OA e OF entre os protocolos pelo teste de Friedman. **Conclusão:** Não houve diferença na atividade elétrica do músculo TA e equilíbrio estático, após aplicação das técnicas associadas ou isoladas. O tempo de aplicação pode não ter sido insuficiente para se verificar um aprendizado motor, além disso, sugere-se que a ETCC possa ter gerado uma resposta de hiperexcitabilidade cortical inibindo qualquer ação concorrente; e uma segunda hipótese seria que o estímulo tanto da FES ou da contração ativa tenha gerado suposta fadiga periférica, mesmo com preconização das contrações para que se evitasse esse fator. Acredita-se que as duas sugestivas, levaram a efeitos aditivos (uma técnica possivelmente inibindo a outra).

Palavras-chave: ETCC, FES, Hemiparesia, EMG e Equilíbrio

Abstract

Increased cortical activity induced by brain stimulation, associated or not with other rehabilitation techniques, may potentiate the therapeutic effects in patients with neurological deficits. To assess the immediate effects of two related techniques, transcranial direct-current stimulation (tDCS) and functional electrical stimulation (FES), the electrical activity of the tibialis anterior (TA) and static balance of individuals with post stroke hemiparesis. Methods: clinical trial, controlled, randomized, double-blind, 30 individuals hemiparesis due to stroke. Rating: median frequency and RMS TA by electromyography (EMG) and evaluation of static balance (area, speed and frequency of oscillation in open eyes (OE) and closed (CE)) by stabilometry. Interventions: 4 protocols with 48h interval: 1 (tDCS anodic + FES sham), 2 (tDCS sham + FES active), 3 (tDCS anodic + FES active) and 4 (tDCS sham + FES sham). The anode was applied on etcc C3 and / or C4 and cathode on the contralateral supraorbital region and FES on hemiparetic TA for 20 minutes. Results: There was no statistically significant difference ($p > 0.05$) of the median frequency and RMS for the acquisition of isotonic and maximal voluntary isometric contraction (MVIC) of TA and static balance both OE and CE condition of the protocols by the Friedman test . Conclusion: There was no difference in the electrical activity of the TA muscle and static balance after application of the associated technical or isolated. The application time may not be enough to verify a motor learning, moreover, it is suggested that the tDCS may have a cortical hyperexcitability generated response any competitor inhibiting action; and a second hypothesis is that the stimulation of both the FES or active contraction has generated supposed peripheral fatigue, even with preconization contractions to avoid that this factor. It is believed that the two suggestive lead to additive effects (a technique inhibiting possibly other).

Key words: tDCS, FES, Hemiparesis, EMG and Balance.

SUMÁRIO

1 - Contextualização.....	18
1.1 Acidente Vascular Encefálico (AVE).....	18
1.2 Importância do tornozelo para o equilíbrio.....	19
1.3 A Estimulação Elétrica Funcional (FES).....	23
1.4 Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC)	24
1.5 Justificativa.....	26
2 - Objetivos	28
2.1 Objetivo primário.....	28
2.2 Objetivos específicos.....	28
3 - Método	28
3.1 Delineamento do estudo.....	28
3.2 Casuística.....	29
3.3 Protocolo.....	30
3.4 Avaliações.....	30
3.4.1 O Mini Exame do estado mental (MEEM) (ANEXO III).....	31
3.4.2 Escala Fulg Meyer (EFM) (ANEXO IV).....	31
3.4.3 Escala de Ashworth (EA) (ANEXO V).....	31
3.4.4 Eletromiografia (EMG) de TA	32
3.4.5 Avaliação do equilíbrio estático	33
3.4.6 Metodologia de intervenção ETCC.....	34
3.4.7 Metodologia de intervenção FES	36
3.5 Análise Estatística.....	36
3.5.1 Cálculo da amostra.....	36
3.5.2 Análises dos dados.....	38
4 - Resultados.....	38
4.1 Discussão.....	55
5 -Conclusão.....	58
5.1 Considerações finais.....	58
6 -Referências.....	60
7 -Anexos.....	70

LISTA DE TABELAS E GRÁFICOS

Tabela 1. Características descritivas dos indivíduos.....	38
Tabela 2. Dados Frequência mediana em CIVM e isotonia pré (basais) e pós intervenções.	39
Tabela 3. Dados RMS em CIVM e isotonia pré (basais) e pós intervenções.	42
Tabela 4. Dados estabilométricos da Área de oscilação OA e OF pré (basais) e pós intervenções.	44
Tabela 5. Dados estabilométricos de velocidade de oscilação eixo x e y OA pré (basais) e pós intervenções.	46
Tabela 6. Dados estabilométricos de frequência de oscilação eixo x e y OA pré (basais) e pós intervenções.....	48
Tabela 7. Dados estabilométricos de velocidade de oscilação eixo x e y OF pré (basais) e pós intervenções.....	50
Tabela 8. Dados estabilométricos de frequência de oscilação eixo x e y OF pré (basais) e pós intervenções.....	52
Gráfico 1. Frequência mediana em CIVM.	40
Gráfico 2. Frequência mediana em isotonia.	41
Gráfico 3. RMS em CIVM.	43
Gráfico 4. RMS em isotonia.	43
Gráfico 5. Área de deslocamento.	45
Gráfico 6. Velocidade de oscilação x.	46
Gráfico 7. Velocidade de oscilação y.	47
Gráfico 8. Frequência de oscilação x.	48

Gráfico 9. Frequência de oscilação y	49
Gráfico 10. Área de deslocamento.	50
Gráfico 11. Velocidade de oscilação x	51
Gráfico 12. Velocidade de oscilação y	52
Gráfico 13. Frequência de oscilação x	53
Gráfico 14. Frequência de oscilação y	54

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Figura anatômica do complexo muscular e ligamentar do pé e tornozelo. Fonte: http://ebooks.statdx.com	20
Figura 2 - Estratégias posturais (A- estratégia de tornozelo, B- estratégia de quadril e C-estratégia do passo). Fonte: Nashner et al. (1985) ²¹	21
Figura 3 - Análise do equilíbrio estático frente a perturbações de postura Antero-posterior. Fonte: James et al., (2015) ²⁴	22
Figura 4 - Excitabilidade cortical pós ETCC anódica e catódica em M1. Fonte: Nitsche & Paulus (2000) ⁴⁰	25
Figura 5 - Fluxograma do estudo.	71
Figura 6 - Posicionamento para avaliação do equilíbrio estático. Fonte: Arquivo pessoal.	34
Figura 7 - Representação do sistema 10-20 do encefalograma para colocação de eletrodos ETCC. Fonte: https://www.transcranial.com/local/manuals/10_20_pos_man_v1_0_pdf.pdf	35
Figura 8- Análise comparativa da variável frequência mediana em CIVM, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep +Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo+ FES placebo)	40
Figura 9- Análise comparativa da variável frequência mediana em isotonia, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCCplacebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo +FES placebo).....	41
Figura 10- Análise comparativa da variável RMS em CIVM, antes e após os 4 protocolosde intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FESativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).	43
Figura 11- Figura 11- Análise comparativa da variável RMS em isotonia, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa	

(ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).....43

Figura 12- Figura 12- Análise comparativa da variável área de deslocamento aquisição OA, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).....45

Figura 13- Análise comparativa da variável velocidade de oscilação (x) aquisição OA, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).....46

Figura 14- Figura 14- Análise comparativa da variável velocidade (y) aquisição OA, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).....47

Figura 15- Análise comparativa da variável frequência (x) aquisição OA, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).....48

Figura 16- Figura 16- Análise comparativa da variável frequência (y) aquisição OA, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).....49

Figura 17-. Figura 17- Análise comparativa da variável área de deslocamento aquisição OF, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa(ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).
.....50

Figura 18- Análise comparativa da variável velocidade de oscilação (x) aquisição OF, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).
.....51

Figura 19- Figura 19- Análise comparativa da variável velocidade de oscilação (y) aquisição OF, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FESplacebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).....52

Figura 20- Análise comparativa da variável frequência de oscilação (x) aquisição OF, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa(ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).....53

Figura 21- Análise comparativa da variável frequência de oscilação (y) aquisição OFem Hz (eixo vertical), antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo+FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).
.....54

LISTA DE ABREVIATURAS

- AVE:** Acidente Vascular Encefálico;
- SNC:** Sistema Nervoso Central;
- TA:** Tibial anterior;
- CM:** Centro de Massa;
- BS:** Base de suporte;
- COP:** Centro de oscilação postural;
- TUG:** Time up and go;
- ETCC:** Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua;
- EMT:** Estimulação Magnética Transcraniana;
- M1:** Córtex motor primário;
- PC:** Paralisia Cerebral;
- C3:** Córtex motor esquerdo;
- C4:** Córtex motor direito;
- Fp1:** Frontal parietal esquerdo;
- Fp2:** Frontal parietal direito;
- FES:** Estimulação Elétrica Funcional;
- MEEM:** Mini exame do estado mental;
- EFM:** Escala Fulg Meyer;
- EA:** Escala de Ashworth;
- FM:** Força muscular;
- EMG:** Eletromiografia;
- CIVM:** Contração isométrica voluntária máxima;
- ECG:** Eletroencefalograma;
- PEM:** Potencial Evocado Motor;
- OA :** Olhos abertos;
- OF:** Olhos fechados;
- x:** ântero-posterior;

y: médio-lateral;

Hz: Hertz;

mm: milímetros;

mm/s: milímetros/ segundo;

EErN: Estimulação elétrica repetitiva nervosa.

1. Contextualização

1.1- Acidente Vascular Encefálico (AVE)

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é uma doença caracterizada pelo déficit agudo da função neurológica, persistente por pelo menos 24 horas, que resulta em lesões cerebrais decorrentes de uma interrupção no aporte sanguíneo em determinada área do encéfalo¹.

Pode ser causado por isquemia, em decorrência de uma oclusão parcial ou total de uma área vascular, que leva à interrupção do fornecimento de oxigênio e glicose ao tecido cerebral² (ocorrendo em média em 85% dos casos)³ ou por hemorragia (em média de 15% dos casos), com extravasamento de sangue localizado ou difuso, no parênquima cerebral, que repercute em processos metabólicos e hiperoxidativos provocando destruição desse tecido⁴.

Ao ser enquadrado dentro das doenças cerebrovasculares é considerado mundialmente como terceira causa de morte (dentro das 240 causas apontadas no ranking de 2013)⁵ e a terceira maior causa de incapacidade crônica ajustada aos anos de vida nos países desenvolvidos e em desenvolvimento⁶.

A preconização e padronização que compreendem os níveis de rebaixamento do Sistema Nervoso Central (SNC) no AVE, desde os mecanismos de injúria até sua readaptação ainda têm sido alvo de questionamento na literatura. Segundo Schwartz (2008)⁷ o AVE classifica-se por três etapas: fase aguda (menos de 24 horas), subaguda (de 24 horas a 5 dias) e crônica (semanas).

Os déficits neuro-motores consequentes de cada uma dessas fases dependem da etiologia, da gravidade, da localização e da extensão da lesão, podendo estar relacionados com alterações de movimento voluntário, tônus muscular, ajustes posturais e percepção sensorial⁸.

Uma das sequelas clássicas é a hemiparesia, que consiste em um comprometimento parcial ou total de um hemicorpo, devido à falta de habilidade em produzir e/ou regular o movimento voluntário; promovendo uma ativação inadequada dos músculos e uma diminuição da mobilidade articular, comumente apresentando um padrão flexor de membro superior e padrão extensor de membro inferior⁹.

Das alterações que percorrem o membro inferior destaca-se a dificuldade para realizar a flexão de quadril, joelho e dorsiflexão do pé¹⁰, em alguns casos o tornozelo permanece em posição de extensão, denominado pé equino ou em equinovaro¹¹.

O pé equinovaro decorre de uma hipertonia dos músculos gastrocnêmio e sóleo (tríceps sural) e uma diminuição ou ausência da força do músculo tibial anterior (TA). O pé equino pode apresentar-se de duas formas: estruturado ou dinâmico. Estruturado quando o paciente em fase de repouso não consegue deixar o pé em posição neutra, não realizando o contato do calcâneo com o solo. Dinâmico quando o pé assume o padrão de flexão plantar somente durante a marcha¹¹.

O pé equino faz com que o paciente tenha dificuldade para realizar o apoio plantígrado, a bipedestação e a transferência de peso para o membro afetado; isto interfere na capacidade de manter o controle postural e equilíbrio¹². Além disso, podem existir dor, contraturas e deformidades que prejudicam o posicionamento das articulações, promovendo um aumento do risco de quedas, insegurança, modificações nas atividades de vida diária, limitações funcionais e incapacidades¹³.

1.2 Importância do tornozelo para o equilíbrio

O pé e o tornozelo são estruturas anatômicas muito complexas que consistem de 26 ossos irregularmente moldados, 30 articulações sinoviais, mais de 100 ligamentos e 30 músculos agindo no segmento (Figura 1)¹⁴. Sendo 12 dessas articulações indispensáveis para os movimentos funcionais de pé e tornozelo durante as atividades¹⁵.

O grupo muscular responsável pela dorsiflexão e supinação do pé é composto por quatro músculos: extensor longo do hálux, extensor longo dos dedos, fibular longo e tibial anterior. Os primeiros dois músculos inserem-se nos dedos, provocando a extensão dos mesmos, o músculo fibular longo e TA se inserem nos ossos do tarso, respectivamente levantando lateralmente dorsifletindo e supinando o pé¹⁶.

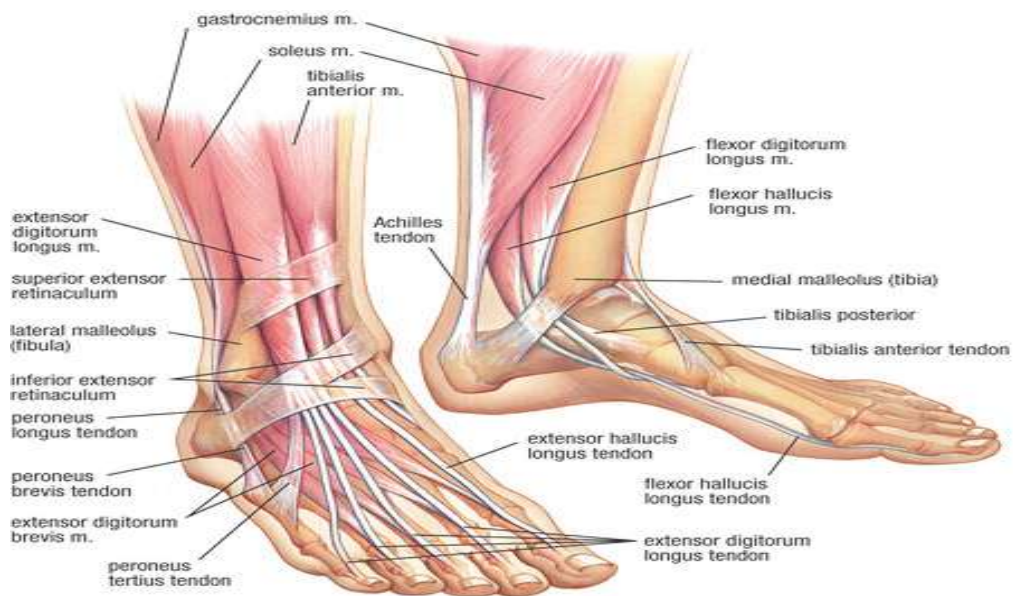


Figura 1 - Figura anatômica do complexo muscular e ligamentar do pé e tornozelo. Fonte: <http://ebooks.statdx.com>.

A articulação do tornozelo, na posição neutra, é responsável pela estabilidade¹⁷, mas segundo Vandervoort (1999)¹⁸ a mobilidade de tornozelo também é de grande importância para esta função, uma vez que, quanto maior for a movimentação dessa articulação, maior será a capacidade de se manter em equilíbrio.

Durante a postura ortostática normal ocorrem oscilações de pequena amplitude, principalmente no plano sagital. Entre os fatores que contribuem para o controle dessas oscilações está o alinhamento de todos os segmentos do corpo e o tônus muscular. Este último por meio de informações sensoriais se adapta na postura ortostática ativando músculos com ação antigravitacional¹⁹.

Entretanto, em pacientes hemiparéticos após AVE, diversos fatores podem levar a alterações de equilíbrio. Componentes incluem diminuição da força muscular, limitação da amplitude de movimento, modificações no tônus muscular, controle motor e desorganização sensorial²⁰.

A partir de então houve um interesse nas pesquisas em entender soluções sensório-motoras gerais para o controle da postura, denominada estratégias posturais²¹. Essas estratégias envolvem sinergias musculares, padrões de movimentos, torque articular e forças de contato²².

Foram descritas três estratégias de controle postural frente a perturbações de equilíbrio: a estratégia do tornozelo, quadril e do passo^{19, 21, 23} (Figura 2).

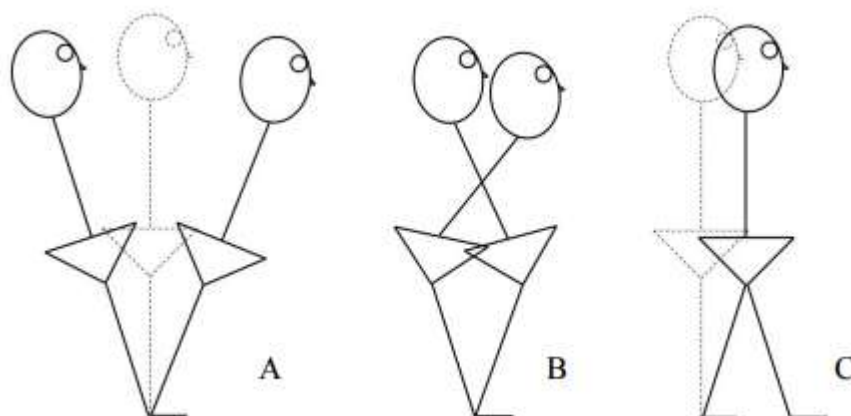


Figura 2- Estratégias posturais (A- estratégia de tornozelo, B- estratégia de quadril e C-estratégia do passo). Fonte: Nashner et al.(1985)²¹.

Na estratégia do tornozelo ocorre ativação muscular de distal para proximal, isto é, quando o centro de massa (CM) é alterado para frente e para trás sobre a base de suporte (BS) em resposta à uma perturbação, o indivíduo precisa do torque sobre a musculatura de TA para reverter a direção do movimento (em pêndulo invertido) e direcionar o CM à posição inicial, reduzindo dessa forma a oscilação²³.

A estratégia do quadril segue com a flexão na musculatura de illiopsoas, flexores de tronco e torque sobre a musculatura de TA, sendo que se não houver o torque de TA não há ocorrência da estratégia do quadril¹⁹.

Na estratégia do passo, a ativação muscular se inicia na musculatura de illiopsoas, glúteo mínimo, quadríceps e TA, até promover a descarga de peso no membro inferior (momento que a base de suporte restringe o centro de massa que sagitalmente se direcionava para movimento de queda)¹⁹.

Essas descrições foram confirmadas em recente estudo de James et al. (2015)²⁴ que avaliaram a eletromiografia (EMG) do músculo sóleo, TA, isquiotibiais, quadríceps, reto do abdômen, paravertebrais e quadrado lombar em resposta a perturbações ântero-posteriores de indivíduos saudáveis com olhos abertos e fechados (Figura 3) e encontraram prevalência da resposta

EMG da musculatura de TA, quadríceps e sóleo. Ferreira et al. (2009)²⁵ avaliaram a EMG dos músculos TA, tibial posterior, fibular longo e gastrocnêmio medial e lateral em 20 indivíduos saudáveis, em solo estável e três solos instáveis, encontrando maior ativação da musculatura de TA e fibular longo em todos os solos analisados e Cunha et al. (2007)²⁶ realizaram um trabalho semelhante com oito mulheres para investigar a atividade elétrica dos músculos TA e fibular longo durante a manutenção da postura sobre uma prancha proprioceptiva com aquisições de apoio monopodal e bipodal demonstrando como resultados que o músculo TA apresentou maior ativação nos exercícios com pranchas de equilíbrio em apoio bipodal e monopodal na direção ântero-posterior.

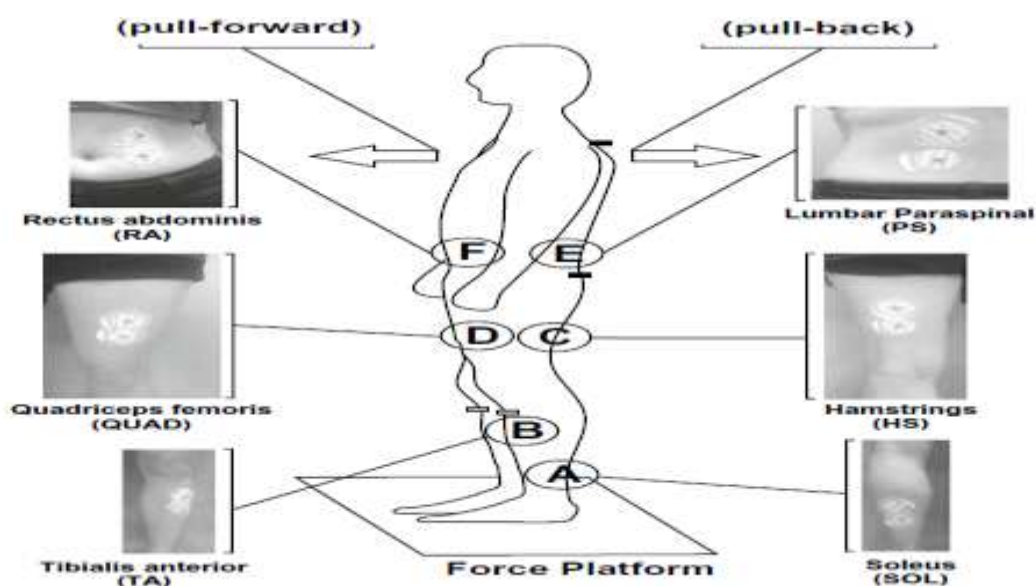


Figura 3 – Análise do equilíbrio estático frente a perturbações de postura Antero-posterior. Fonte: James et al. (2015)²⁴.

Portanto, conhecendo as possíveis ações musculares do tornozelo envolvidas diretamente no equilíbrio e controle postural frente a perturbações, há uma necessidade de buscar melhores formas de tratamentos e reabilitação para melhorar movimentos de dorsiflexão e posição sensoriomotora do tornozelo de indivíduos com hemiparesia decorrente de AVE.

Adicionalmente, pode-se citar o uso da Estimulação Elétrica Funcional (FES).

1.3 A Estimulação Elétrica Funcional (FES)

FES é uma técnica de reabilitação que consiste na utilização de uma corrente elétrica externa, controlada, de baixa frequência, cujo objetivo é promover a despolarização do neurônio motor inferior intacto para iniciar e facilitar a contração voluntária dos músculos paralisados, de modo a produzir o movimento funcional²⁷.

Proporciona a melhora da aptidão e força das unidades motoras ainda íntegras para que o paciente consiga ter melhor favorecimento do controle motor voluntário e, conseqüentemente, o efeito de treinamento sobre o mesmo²⁷. Pode ocorrer melhora da flexibilidade e amplitude de movimento do membro afetado pela redução da espasticidade no músculo antagonista ao estímulo, tornando os esforços voluntários mais eficazes²⁸.

Os efeitos positivos da FES em pacientes hemiparéticos têm sido identificados em vários estudos: combinada ao método Bobath aumentou a amplitude de movimento (ADM) de dorsiflexão de tornozelo, diminuição da espasticidade de flexores plantares e aumento da força muscular de TA²⁹; associada à contração ativa de dorsiflexores sobre uma plataforma plantar oscilante diminuiu a espasticidade dinâmica dos flexores plantares, melhorou a força muscular de dorsiflexores de tornozelo e melhorou a simetria da marcha³⁰; associada a um treino de fortalecimento e propriocepção de tornozelo melhorou significativamente o equilíbrio estático e a força muscular do tornozelo hemiparético de 22 pacientes portadores de AVE³¹; associada e comparada com a fisioterapia e terapia ocupacional, apresentou melhora em ambos os tratamentos sobre a mobilidade funcional, equilíbrio e espasticidade, entretanto no follow up de 3 semanas, somente o protocolo de FES manteve seus resultados³². Outros estudos com FES aplicada isoladamente sobre mm. TA melhorou: o equilíbrio e as atividades de vida diária³³; aumentou a ADM de dorsiflexão de tornozelo, promoveu diminuição da espasticidade de flexores plantares e aumentou a mobilidade funcional da extremidade inferior³⁴.

Inúmeros trabalhos têm demonstrado os efeitos da FES para melhora das sequelas de indivíduos com hemiparesia decorrentes de AVE, como descritos na metanálise de Robins et al. (2006)³⁵; na metanálise de Guimarães et al. (2013)³⁶ e na recente revisão e metanálise de Howlett et al. (2015)³⁷

sendo abordada como padrão ouro para a reabilitações musculares e neuromusculares.

Entretanto, uma nova estratégia terapêutica focada em induzir mudanças plásticas no SNC vem sendo empregada, como a Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC), destacando-se por sua capacidade de promover o aprendizado motor, meta primária do programa terapêutico³⁸.

1.4 Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC)

A ETCC, também conhecida como tDCS, do inglês *transcranial direct current stimulation*, foi introduzida cientificamente desde 1987. É uma forma segura e barata de estimulação cerebral que envolve a administração de uma corrente elétrica monofásica de baixa intensidade sobre o couro cabeludo, utilizando eletrodos de superfície do tipo silicone-esponja umedecidos em soro fisiológico³⁹.

Os efeitos dessa estimulação são obtidos pela movimentação dos elétrons devido às cargas elétricas existentes entre eles. Os pólos dos eletrodos da estimulação são o ânodo e o cátodo, sendo o ânodo pólo positivo e cátodo pólo negativo³⁹.

Em 2000, Nitsche & Paulus⁴⁰ iniciaram uma série de publicações a respeito da aplicação de estimulação cerebral não invasiva sobre o córtex motor. Os autores investigaram os efeitos da ETCC na modulação da excitabilidade cortical, sendo a mensuração desta, feita com a análise de potenciais evocados motores (PEM's) produzidos com o uso da estimulação magnética transcraniana (EMT) do córtex motor, e verificaram aumento na excitabilidade pós ETCC anódica e diminuição pós ETCC catódica (Figura 4).

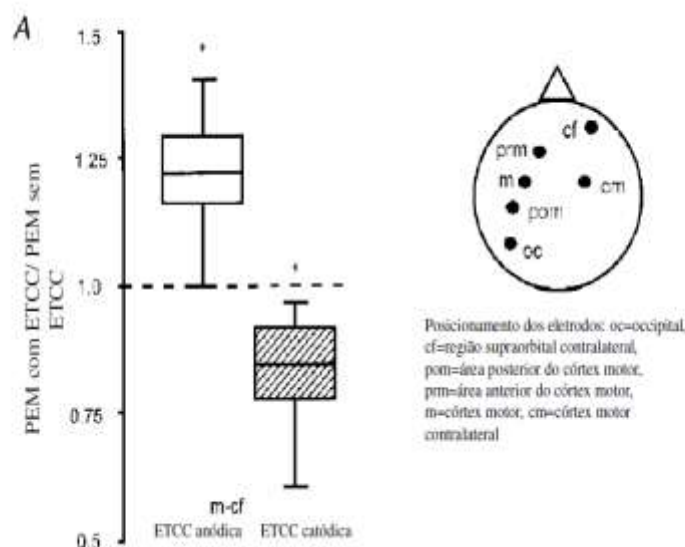


Figura 4 – Excitabilidade cortical pós ETCC anódica e catódica em M1. Fonte: Nitsche & Paulus (2000)⁴⁰.

Desde então a ETCC tem sido largamente estudada com objetivo terapêutico ou da análise das funções cerebrais de indivíduos saudáveis ou com algum tipo de patologia do sistema nervoso central (SNC).

A ETCC apresenta ainda vantagens sobre outras técnicas de estimulação, pois é considerada uma nova técnica de neuromodulação capaz de promover uma alteração do potencial de membrana da célula, facilitando ou dificultando a despolarização, sem de fato gerá-la⁴¹.

Essa alteração do potencial de membrana tem demonstrado abrir uma passagem para qualquer tipo de informação, seja motora ou cognitiva, para chegar ao SNC⁴², que a curto ou a longo prazo pode gerar um efeito modulatório da função cortical⁴³. Portanto, estudos sugerem que em acometimentos das funções neurológicas, esse tipo de estimulação promove alteração do padrão de excitabilidade disfuncional para que a terapia física ou farmacológica modele com ativação de redes neurais, específicas à tarefa, o padrão funcional de atividade cortical⁴¹, assim essas abordagens tem incentivado e encorajado o uso da ETCC sobre regiões motoras e pré-motoras a fim de melhorar a função motora em pacientes acometidos pelo AVE⁴⁴. Além disso, este tipo de intervenção promove uma condição melhor de estimulação placebo, demonstrando assim especificidade aos resultados de uma pesquisa⁴¹.

Dutta et al., (2014)⁴⁵ estudaram o efeito da ETCC sobre o córtex motor primário e em região de cerebelo em indivíduos saudáveis para a melhora do controle mioelétrico do mm. TA e demonstraram que estimulação anódica sobre córtex motor primário (M1) resultou em uma melhora em relação ao tempo de início e término da atividade elétrica do músculo TA. Outro estudo de Sohn et al., (2013)⁴⁶ avaliou o efeito da ETCC em M1 lesionado, em 11 indivíduos hemiplégicos, para avaliar força muscular de quadríceps e estabilidade postural estática e observaram uma melhora significativa para os itens avaliados. Madhavan et al., (2011)⁴⁷ observaram uma melhora do controle voluntário do tornozelo de 9 pacientes hemiparéticos, após ETCC sobre M1 lesionada combinada com treino motor de tornozelo.

Portanto, a estimulação aparece como uma forma de modular a atividade cortical, abrindo uma passagem para o aumento e prolongamento do ganho funcional promovido pela terapia física⁴⁸.

Demonstrando também seu significativo valor aditivo quando somada a outras técnicas terapêuticas, como por exemplo, quando vinculada a Serotonina ela somou-os valores ofertados por essa medicação e também substituiu a ação dessa quando ela não foi composta no tratamento¹²⁶.

1.5 Justificativa

A população acometida por AVE em âmbito mundial tem apresentado números elevados de morte⁵, de incapacidade ajustada aos anos de vida⁶ e limitações significativas na qualidade de vida e independência⁴⁹.

Projeções sugerem que, sem intervenção, o número de mortes por AVE aumentará para 6,3 milhões em 2015 e 7,8 milhões em 2030⁵⁰. Estes dados nos remetem a uma reflexão a respeito do grande impacto que esta enfermidade representa sobre a população.

Os grandes centros de reabilitação, em âmbito internacional, muitas vezes têm priorizado atendimentos somente nos meses iniciais do acometimento da lesão (fase aguda), não podendo suportar a demanda de indivíduos que apresentam sequelas crônicas⁵¹. Portanto, esse grupo característico de pacientes crônicos acaba, conseqüentemente, sendo negligenciado quanto à atenção ao tratamento^{52,53}. Mesmo os que ainda recebem alguma atenção, a reabilitação acaba sendo limitada.

Considerando que, após a lesão encefálica, funções como a capacidade de deambular pode ser substancialmente modificada⁵⁴ devido a diversas alterações, dentre elas a incapacidade de movimentar adequadamente o tornozelo⁵⁵ e sabendo que o tornozelo tem importância fundamental especialmente nos mecanismos do controle do equilíbrio, mobilidade e distribuição plantar adequada^{14,56,57}; comprovar a eficiência dos tratamentos atualmente disponíveis para este fim tornam-se importantes.

Sabe-se que a FES já tem apresentado resultados promissores³⁷. No entanto, entender a eficiência da ETCC, ainda pouco estudada para este fim, torna-se necessária. Adicionalmente, autores sugerem que a ETCC pode facilitar a modulação do SNC, favorecendo o aumento da eficácia sináptica local e da excitabilidade cortical em humanos^{58, 59, 60, 40, 43,61}; promovendo uma neuroplasticidade cerebral a curto ou longo prazo^{62,48,63,64,65, 66}.

A técnica de ETCC também tem demonstrado facilitar os efeitos da terapia física. Em crianças com paralisia cerebral (PC) a ETCC associada a um treino de realidade virtual apresentou melhora nos parâmetros cinéticos na marcha⁶⁷; associada ao treino em esteira melhorou a mobilidade funcional e cinemática da marcha⁶⁸, equilíbrio e desempenho funcional⁶⁹. No AVE melhorou da função motora dos membros inferiores quando associada à fisioterapia convencional⁷⁰ e controle voluntário do tornozelo associada a um treino motor visual de tornozelo (biofeedback)⁴⁷. Em indivíduos saudáveis melhorou o desempenho motor de tornozelo durante a prática de uma tarefa motora do mesmo⁷¹ e, por fim, ETCC sem associação de outras técnicas de reabilitação, aplicada isoladamente, também apresentou resultados promissores em relação à marcha^{72, 73}, controle postural e força muscular^{46, 74}.

Portanto, a hipótese desta pesquisa seria que, a ETCC associada ao FES em indivíduos com hemiparesia decorrente de AVE pode potencializar a atividade do músculo TA, promovidas e esperadas pelo estímulo com FES, especialmente, na fase crônica da doença (momento em que já se instalou os mecanismos de plasticidade mal adaptativa)^{75,76}.

2. Objetivos

2.1 Objetivo primário

Avaliar os efeitos imediatos de uma sessão de ETCC anódica (sobre C3 ou C4) associada ao uso da FES (no músculo TA), na atividade elétrica muscular (frequência mediana e amplitude do sinal eletromiográfico) do TA e equilíbrio estático (área, velocidade e frequência de oscilação por estabilometria) em pacientes com hemiparesia decorrente de AVE.

2.2 Objetivos específicos

1- Realizar uma análise comparativa entre os efeitos obtidos da ETCC associada ao uso da FES sobre a atividade muscular (frequência mediana e amplitude do sinal eletromiográfico) de TA com as técnicas aplicadas de forma isolada (FES ativa e placebo sobre TA) e (ETCC anódica ativa e placebo sobre C3 ou C4) em pacientes hemiparéticos decorrentes de AVE;

2- Realizar uma análise comparativa entre os efeitos obtidos da ETCC associada ao uso da FES sobre o equilíbrio estático (área, velocidade e frequência de oscilação por estabilometria) com as técnicas aplicadas de forma isolada (FES ativa e placebo sobre TA) e (ETCC anódica ativa e placebo sobre C3 ou C4) em pacientes hemiparéticos decorrentes de AVE.

3. Método

3.1-Delineamento do estudo

Trata-se de um ensaio clínico, randomizado, crossover, controlado por placebo e duplo cego- aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Nove Julho (parecer 767.866/2014) e aprovado pelo Registro Internacional de Ensaio Clínicos: clinicalTrials.gov - NCT02389608. O estudo foi realizado na Universidade Nove de Julho – Campus Memorial, no Laboratório Integrado de Análise do Movimento Humano, localizado à Av. Dr. Adolpho Pinto, 109, Barra Funda - São Paulo – SP, segundo o fluxograma (ANEXO I. Figura 5.).

3.2– Casuística

Critérios de Inclusão e Exclusão

Critérios de inclusão:

- Indivíduos portadores de hemiparesia em decorrência de AVE;
- Ambos os sexos;
- Assinar o termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO I.a).

Critérios de exclusão:

- Ponto de corte positivo para o mini exame do estado mental (MEEM) menor que 11 pontos;
- Mobilidade de tornozelo reduzida por história de fratura ou uso de fixadores em tornozelo;
- Deformidade em equino irreduzível;
- Grau de força muscular de TA menor que 1 pela escala de Kendall et al.(1995)⁷⁷;
- Pacientes com deficiência visual grave declarada;
- Contraindicações ao uso de estimulação transcraniana por corrente contínua (histórico de convulsão ou epilepsia recorrente, tumores cerebrais no local da estimulação, materiais metálicos implantados no encéfalo);
- Indivíduos com infecção cutânea no local de aplicação de ETCC e FES;
- Indivíduos que apresentaram anestesia ou hiperestesia no local de aplicação do FES;
- Indivíduos com diagnóstico de trombose venosa profunda (TVP);
- Indivíduos com diagnóstico de doenças degenerativas ou polineuropatias.

3.3– Protocolo

A ordem dos protocolos de estimulação desenvolveu-se de forma aleatória e contrabalanceada utilizando-se uma tabela de aleatorização em Excel™. O estudo respeitou um período de intervalo de 48 horas entre as

sessões (cruzamento dos participantes), evitando um possível potencial efeito somatório das estimulações⁴⁷.

A cada etapa os indivíduos passaram pelas avaliações iniciais de EMG e estabilometria e foram submetidos posteriormente a um dos 4 protocolos de intervenção (com tempo de estimulação de 20 minutos):

- 1) ETCC anódica ativa (E_a) + FES placebo (F_p) + contração ativa TA ;
- 2) ETCC placebo (E_p) + FES ativa (F_a) + contração ativa TA;
- 3) ETCC anódica ativa (E_a) + FES ativa (F_a) + contração ativa TA;
- 4) ETCC placebo (E_p) + FES placebo (F_p) e contração ativa TA.

Ao final de cada intervenção os pacientes foram reavaliados. Os participantes e os investigadores responsáveis pelos procedimentos de avaliação mantiveram-se em cegamento quanto ao braço de tratamento e somente o aplicador da estimulação transcraniana não foi cego.

3.4– Avaliações

Para verificar os critérios de elegibilidade para o estudo, os pacientes contactados foram avaliados e foi preenchida uma ficha de identificação (ANEXO IIa) e triagem (ANEXO IIb) contendo avaliação do estado cognitivo (MEEM) (ANEXO III), Escala de Fulg Meyer (EFM) (para a classificação do comprometimento motor) (ANEXO IV), escala de Ashworth (EA) (para avaliação da espasticidade do mm. tríceps sural) (ANEXO V) e escala de força muscular (FM) de Kendall (para avaliação da força do músculo TA) (ANEXO VI).

Somente os indivíduos elegíveis passaram pela avaliação específica de EMG do TA e equilíbrio, imediatamente antes e após cada protocolo de intervenção.

Avaliações para elegibilidade:

3.4.1 O Mini Exame do estado mental (MEEM) (ANEXO III)

O MEEM é um dos testes mais empregados e mais estudados em todo o mundo. Usado isoladamente ou incorporado a instrumentos mais amplos,

permite a avaliação da função cognitiva e rastreamento de quadros de demência. Tem sido utilizado em ambientes clínicos para a detecção de declínio cognitivo e para o seguimento de monitoramento de resposta a um respectivo tratamento.

Para cada item a ser avaliado é dada uma pontuação, sendo seu número total de acertos equivalente a 30 pontos. Ao final tem-se como resultado uma pontuação correspondente ao nível de comprometimento cognitivo, classificando-o por: leve (21-30), moderado (11-20) e grave (0-10)⁷⁸.

3.4.2 Escala Fulg Meyer (EFM) (ANEXO IV)

A EFM avalia a amplitude articular de movimento, dor, sensibilidade, função motora da extremidade superior e inferior, equilíbrio, além da coordenação e velocidade de desempenho nas atividades.

Para cada item a ser avaliado é aplicada uma pontuação: 0 para aqueles que não podem realizar determinado item, 1 para aqueles realizados de forma parcial e 2 para a realização completa.

Nessa escala são distribuídos 100 pontos para indivíduos que possuem atividade sensório-motora normal, sendo 66 pontos para membros superiores e 34 para membros inferiores. Aqueles que obtiverem 50 pontos ou menos possuem um comprometimento severo, de 50 a 84 o comprometimento é marcante, de 85 a 95 níveis moderado e 96 a 99 leves⁷⁹.

3.4.3 Escala de Ashworth (EA) (ANEXO V)

A EA é uma escala ordinal de fácil aplicação que avalia a espasticidade muscular. Para a avaliação o membro é movimentado em sua total amplitude. Primeiramente a uma velocidade passiva lenta e depois a uma velocidade passiva rápida (com o paciente na posição de supino), relaxado e em ambiente silencioso⁸⁰. A cada resposta de resistência do membro é dada uma respectiva pontuação (de 0-5).

Avaliações para pacientes elegidos:

Para a avaliação da atividade elétrica do TA e intervenções com ETCC e FES, o paciente foi posicionado em sedestação, em cadeira com encosto, à 90° de flexão de joelho e tornozelo em posição neutra⁴⁷.

3. 4. 4 Atividade elétrica de TA

Antes de todas as aquisições eletromiográficas foram ensinados e orientados aos pacientes os movimentos das avaliações (para a familiarização dos procedimentos).

Os eletrodos para captação do sinal elétrico foram posicionados sobre o músculo TA seguindo as normas do Surface Electromyography for the Non Invasive Assessment of Muscles (SENIAM)⁸¹ com uma distância de 20 mm entre os mesmos. Os locais foram previamente limpos com álcool à 70% e presença de pelos na pele removidos.

Para cada aquisição do sinal, o paciente realizou três contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) do TA⁴⁷ por 10 segundos (com descanso de 2-3 minutos entre cada) e após o término das CIVM, o paciente efetuou 5 contrações concêntricas (isotônicas) consecutivas do músculo TA, por 3 vezes (com descanso de 2-3 minutos entre cada repetição).

A atividade do TA anterior foi analisada pela variável frequência mediana e RMS, coletada pelo eletromiógrafo FREEEMG® – BTS Engineering, com quatro canais e transmissão de dados sem fio (sistema wireless) por meio de eletrodos de superfície descartáveis (Ag/AgCl – Medical Trace®) com 10 mm de diâmetro.

Os sinais EMG foram amplificados com amplificador de ganho de 2000 vezes e modo de rejeição comum > 100 dB, transmitidos via wireless para um módulo condicionador de 4 canais (BTS FREEEMG 100®), contendo um conversor A/D de 16 bits de resolução e frequência de amostragem de 1kHz⁸².

Os sinais foram filtrados utilizando um filtro passa banda de 20-450 Hz e a frequência mediana foi analisada e interpretada pelo espectro da frequência e a amplitude do sinal analisada pela raiz quadrada da média (root mean square- RMS), ambas, por meio de rotinas previamente desenvolvidas

no software MATLAB® versão 7.1 (The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, E.U.A.).

3.4 .5 Avaliação do equilíbrio estático:

A análise do equilíbrio estático foi realizada por meio da plataforma de força da marca Kistler modelo 9286BA, com frequência de aquisição de 100 Hz, capturada por quatro sensores piezoelétricos com de medição 400/600 mm posicionados nas extremidades da plataforma.

Para avaliação foi solicitado ao indivíduo que permanecesse estático sobre a plataforma com os pés posicionados a partir da base de um triângulo (Figura 6). O equilíbrio estático foi avaliado em duas condições por 30 segundos e por 3 vezes, com intervalo de 5 minutos, para descanso do paciente, entre as sessões: estático com olhos abertos (OA) (olhando na linha do horizonte) e estático com olhos fechados (OF)⁸³.

Os dados recolhidos durante cada aquisição foram referentes à média da área, velocidade ântero-posterior (x) e médio-lateral (y) e frequência de oscilação ântero-posterior (x) e médio-lateral (y) em milímetros (mm), sendo posteriormente exportados do software Smart Analyser– BTS Engineering® para o software MATLAB® versão 7.1.

Os deslocamentos do centro de pressão (COP) nas direções x e y foram utilizados para analisar a oscilação corporal durante os testes.

Os dados do COP inicialmente foram filtrados com filtro Butterworth passa baixa com frequência de corte de 10Hz. Os 10 s iniciais de cada coleta foram desconsiderados uma vez que podem refletir somente os efeitos de adaptação postural inicial.

A oscilação postural foi quantificada por meio de três escalas dependentes sendo essas: a) área de oscilação do COP, como um indicador de magnitude dos deslocamentos, b) velocidade média e c) frequência de oscilação do COP como indicador de eficiência do controle postural⁸⁴.

Abaixo seguem a descrição de cada parâmetro utilizado:

Área de oscilação

Foi calculada utilizando-se a análise de componentes principais que permitiu a construção de uma elipse que engloba 95% das amostras ao longo dos eixos x e y⁸⁵. Em ambas as direções (x e y).

Velocidade de oscilação do COP

Foi calculada tendo como base a distância total percorrida e dividida pelo tempo de coleta dos dados⁸⁶.

Frequência do deslocamento do COP

Foi determinada pela banda de frequência com 80% da potência spectral⁸⁷.



Figura 6 – Posicionamento para avaliação do equilíbrio estático. Fonte: Arquivo pessoal.

3.4.6 Metodologia de intervenção ETCC

A ETCC foi aplicada por um aparelho *Tct Research 1 CH tdcS Simulator model 101*, dispositivo de estimulação ativa e placebo, tamanho 14,0 x 11,5 x 3,5 centímetros, peso de 350 gr e alimentado por 2 pilhas alcalinas de 9V, contendo um microprocessador de alta precisão, com fonte controlada de corrente constante, que monitora continuamente a resistência do eletrodo para detectar contato insuficiente ou não com a pele, gerando automaticamente o término da sessão de estimulação para evitar a irritação ou lesão.

A intervenção foi realizada por meio de dois eletrodos cobertos por uma esponja de superfície (não-metálicos) de 5x5 (cátodo) e 5x7 (ânodo) cm², umedecidos em solução salina. O eletrodo ânodo foi posicionado sobre C3 ou

C4, dependendo do lado da lesão por AVE e o eletrodo cátodo sobre a região supra-orbital (Fp1 ou Fp2) contralateral ao ânodo. Estes posicionamentos seguiram o sistema internacional 10-20 do eletroencefalograma (ECG)⁸⁸ (figura 4).

A intervenção anódica (ativa sobre o córtex) ocorreu com uma corrente de 2mA, durante 20 minutos, associada à contração ativa do TA.

A estimulação placebo seguiu os mesmos parâmetros, porém o estimulador foi ligado somente durante 20 segundos e o paciente foi informado que poderia sentir um leve formigamento inicial, mas que iria sumir ou se manter durante os 20 minutos de aplicação. Desta forma, os pacientes tiveram a sensação inicial, mas não receberam nenhuma estimulação no tempo restante. Este é um procedimento válido de controle em estudos de estimulação transcraniana por corrente contínua⁴¹.

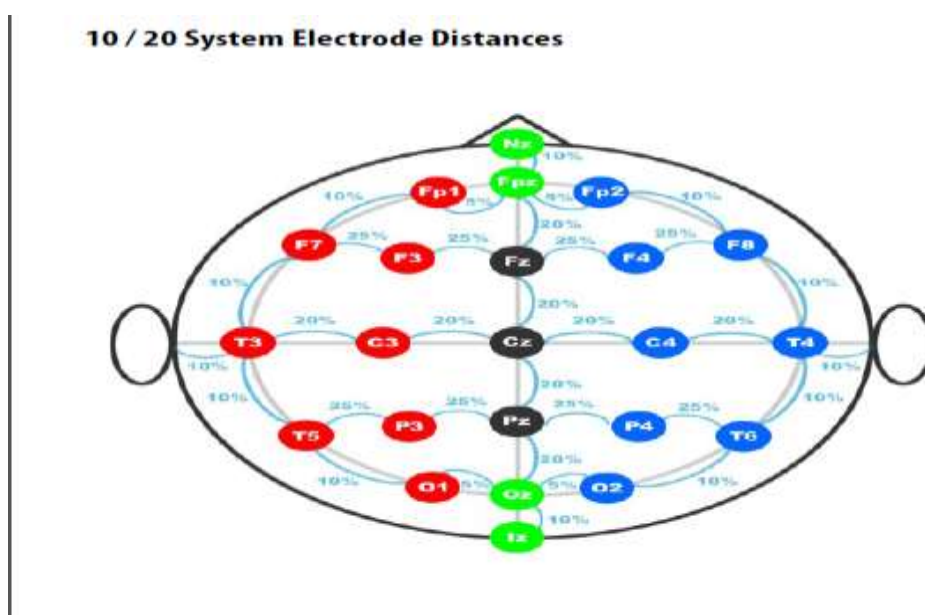


Figura 7 - Representação do sistema 10-20 do encefalograma para colocação de eletrodos ETCC. Fonte: https://www.transcranial.com/local/manuals/10_20_pos_man_v1_0_pdf.pdf

3.4.7 Metodologia de intervenção FES

A intervenção com Eletroestimulação Funcional (FES) foi realizada com aplicação de correntes de baixa frequência, bifásica. Para isso, foi utilizado o equipamento QUARK® FES VIF 995 DUAL, contendo dois canais de estimulação.

Foram colocados 2 eletrodos condutores de borracha adesivos medindo 5cmx5cm, um no ponto motor do músculo tibial anterior e outro logo abaixo no ventre muscular. A duração da aplicação da FES ativa foi de 20 minutos, associada à contração ativa do TA. Com parâmetros de largura de pulso de 250 μ s, modulados a frequência de 50 Hz, com ciclos de estimulação de 1 para 2 (TON= 6 segundos e TOFF= 12 segundos)³².

Na FES ativa o paciente foi orientado a realizar a contração do TA (referenciado como músculo da perna que encontrava-se paralisada) toda vez que sentisse uma corrente elétrica (impulso elétrico) passando pelo mesmo. Ao todo eram em média 40 contrações.

A estimulação FES placebo teve os mesmos parâmetros do FES ativa, porém manteve-se ligada por 20 segundos e reduzida a intensidade à 0. Foi informado ao paciente que ele sentiria um leve formigamento inicial, mas que iria reduzir sumir ou manter-se durante os 20 minutos de aplicação⁸⁹. Deveria realizar durante a estimulação 40 repetições de contração do TA.

3.5 Análise Estatística

3.5.1 Cálculo da amostra

Para determinação do número de indivíduos a serem recrutados, primeiramente, foi realizado um cálculo com os 5 primeiros pacientes avaliados, considerando $\alpha= 0,05$ e $\beta= 0,2$ (poder de 80%). Cálculo da equação:

$$n = \frac{2\sigma^2}{(\mu_2 - \mu_1)^2} \times f(\alpha, \beta)$$

σ : desvio padrão

$\mu_2 - \mu_1$: magnitude da diferença

Foi comparada à média pós da variável frequência mediana em isotonia, de cada protocolo de intervenção (protocolo: 1 média de 83,27; 2 média 81,33; 3 média 87,17 e 4 média 83,65) por intermédio da subtração das mesmas pela função (média pós protocolo 3 – média pós protocolo 4); (média pós protocolo 3 – média pós protocolo 2); (média pós protocolo 3 – média pós protocolo 1); (média pós protocolo 2 – média pós protocolo 1) e foi realizada a soma dos respectivos desvios padrões pós de cada protocolo (protocolo: 1 desvio padrão

18,32; 2 desvio padrão 13,75; 3 desvio padrão 18,66 e 4 desvio padrão 20,51) por (desvio pós protocolo 3 + desvio pós protocolo 4); (desvio pós protocolo 3 + desvio pós protocolo 2); (desvio pós protocolo 3 + desvio pós protocolo 1); (desvio pós protocolo 2 + desvio pós protocolo 1).

Obteve-se como maior número de amostra (entre todos os cálculos dos protocolos), um valor de 1.079 indivíduos para o estudo. Entretanto, o número de indivíduos excede o tempo de duração do desenvolvimento do projeto e acredita-se que o recrutamento, segundo os critérios de elegibilidade, também não poderia ser alcançado, pois o trabalho não se encontra associado a unidades multicêntricas.

No conhecimento dos autores, não existem estudos prévios que abordem o efeito da ETCC anódica sobre o córtex motor associado ao FES em TA, para avaliar a atividade elétrica do TA em indivíduos com hemiparesia decorrente de AVE.

Tendo em vista que, nos ensaios preliminares sobre o efeito da ETCC anódica no controle mioelétrico do músculo tibial anterior⁴⁵, no controle motor de tornozelo em indivíduos saudáveis⁷¹ e nos estudos do controle motor do tornozelo em indivíduos hemiparéticos⁴⁷, não foram realizados cálculo da amostra, variando os sujeitos de 9 á 12 indivíduos por estudo; os fatores limitam suposições sobre o tamanho do efeito da estimulação anódica para um cálculo amostral adequado.

Adicionalmente recente revisão sistemática Adeyemo et al., (2012)⁴⁴ realizada com intuito de avaliar estudos que abordaram a reabilitação com ETCC e TMS em indivíduos com hemiparesia decorrentes de AVE em relação ao controle motor e função motora; constatou uma média de 26,04 participantes por estudo.

Portanto foi assumido um número total de 30 indivíduos, incluindo 10% de possíveis perdas.

3.5.2 Análises dos dados

Para caracterização da amostra e distribuição dos dados inferenciais foi utilizada a estatística descritiva, por meio de medidas de tendência central e dispersão; média e desvio-padrão para as variáveis paramétricas, mediana

intervalo interquartilico para variáveis não paramétricas e frequência e porcentagem para variáveis categóricas.

Para análise estatística foi utilizado o programa SPSS Statistic versão 22. Os dados de EMG do músculo TA (RMS em isotonia e em CIVM), (frequência mediana em isotonia e CIVM) e equilíbrio estático nas aquisições de olhos abertos e olhos fechados (área, velocidade e frequência de oscilação) foram submetidos primeiramente ao teste de normalidade de Shapiro-Wilk, onde se constataram variáveis não paramétricas, sendo, portanto; representadas pelo teste de Friedman, considerando um nível de significância de $p < 0,05$ para todas as condições.

4. Resultados

As características da amostra encontram-se na tabela 1.

Tabela 1. Características descritivas dos indivíduos.

Variáveis	Valores (n =30)
Gênero (M/F) *	30 (23/7)
Idade (anos)	61,00±9,70
Peso (Kg)	74,10±15,20
IMC (g/m ²)	26,28± 4,57
Altura (m/cm)	1,67± 0,11
MEEM*(pontos)	26 [21-29]
EFM*(pontos)	65,46 ±23,59
EA* (grau)	1 [1-3]
FM* (grau)	3 [2-4]
AVE (H)*	8 (26,7%)
AVE (I)*	22 (73,3%)
Hemiparesia (E)*	15 (50,0%)
Hemiparesia (D)*	15 (50,0%)
Tempo lesão (meses)	37,00 [28,00-86,00]

Legenda: Dados expressos em média ± desvio padrão; mediana [intervalo interquartilico]; frequência e (%); (M/F) (masculino/ feminino); MEEM (mini exame do estado mental); EFM (escala Fulg Meyer); EA (escala de Ashworth); FM (força muscular); (D) direita; (E) esquerda; (I) isquêmico e (H) (hemorrágico).

A tabela 1 representa a amostra do estudo, 30 pacientes, sendo em maior quantidade os homens (23) e somente 7 mulheres. Média de idade de 61 anos.

Quanto à predominância da hemiparesia, a distribuição foi equilibrada, 15 (50%) indivíduos apresentaram sequelas no hemicorpo direito e 15 (50%) no hemicorpo esquerdo. Tipo de lesão 22 (73,3%) apresentaram AVEI e 8 (26,7%) apresentaram AVEH.

A mediana de cronicidade foi de 37 meses, a média de comprometimento motor pela EFM 65 (considerado grau marcante), mediana da FM 3, EA 1 (leve hipertonia) e MEEM leve.

Frequência mediana e RMS

Os dados de Frequência mediana (em CIVM e isotonia), pré (basais) e pós intervenções encontra-se na tabela 2.

Tabela 2. Dados Frequência mediana em CIVM e isotonia pré (basais) e pós intervenções.

	Frequência mediana em CIVM* (Hz*)		Frequência mediana em isotonia (Hz)	
	Pré	Pós	Pré	Pós
Ea+ Fp	101,00 (88,85-123,21)	99,38 (87,54-120,46)	95,33(85,28-127,83)	89,16(82,36-106,44)
Ep+Fa	104,73 (86,49-118,19)	98,57(82,92-118,43)	96,95(85,35-113,16)	85,92(79,60-103,11)
Ea+Fa	104,08 (89,49-116,97)	99,22 (86,41-114,37)	99,22(81,30-113,49)	89,49(80,25-102,30)
Ep+ Fp	102,14 (81,55-119,08)	99,06(85,92-117,22)	95,81(83,08-123,13)	89,33(80,73-106,51)

Legenda: Dados expressos em mediana [intervalo interquartilico]; CIVM (contração isométrica voluntária máxima) e Hz (hertz). Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

A tabela 2 demonstra os valores brutos de frequência mediana do sinal EMG representados por mediana e intervalo interquartilico, os quais expressam diminuição dos valores da condição pré para condição pós, em todos os protocolos nas duas condições (CIVM e Isotonia).

Observa-se também que os dados basais (condições pré) pouco se diferenciaram entre os protocolos, mantendo-se um valor mínimo de frequência

mediana em CIVM de 101,00 para uma máxima de 104,73 (obtendo uma variação de 3,73 do sinal) e em isotonia mínima de 95,81 para uma máxima de 99,22 (variação de 3,89).

Os resultados estatísticos da frequência mediana em CIVM e isotonia dos 30 indivíduos hemiparéticos do estudo, encontram-se nos gráficos 1 e 2:

Gráfico 1. Frequência mediana em CIVM.

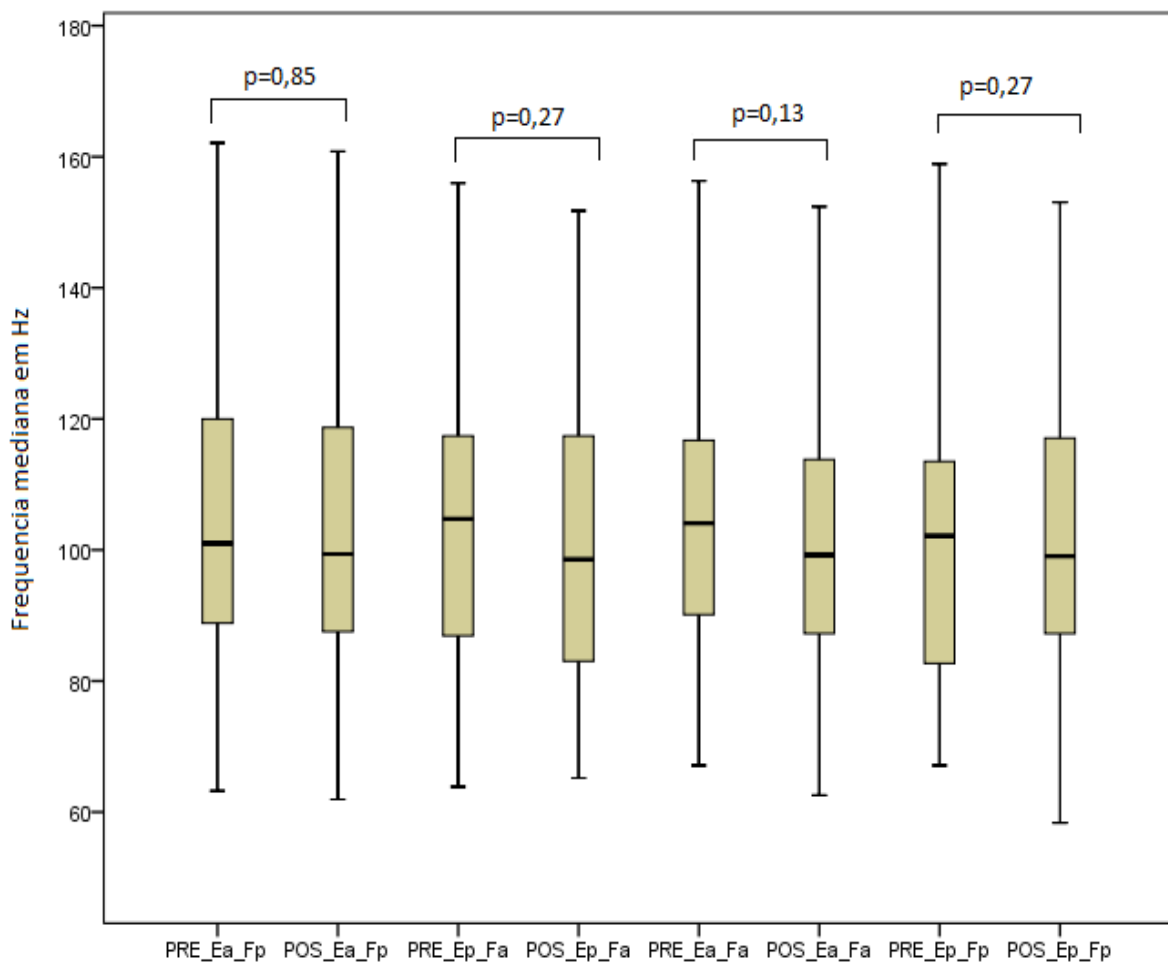


Figura 8- Análise comparativa da variável frequência mediana em CIVM, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

Os resultados da frequência mediana em CIVM não apresentaram diferença estatisticamente significativa para nenhum dos protocolos, sendo: Ea + Fp ($p=0,85$); Ep +Fa ($p= 0,27$); Ea +Fa ($p=0,13$) e Ep + Fp ($p=0,27$).

Gráfico 2. Frequência mediana em isotonia.

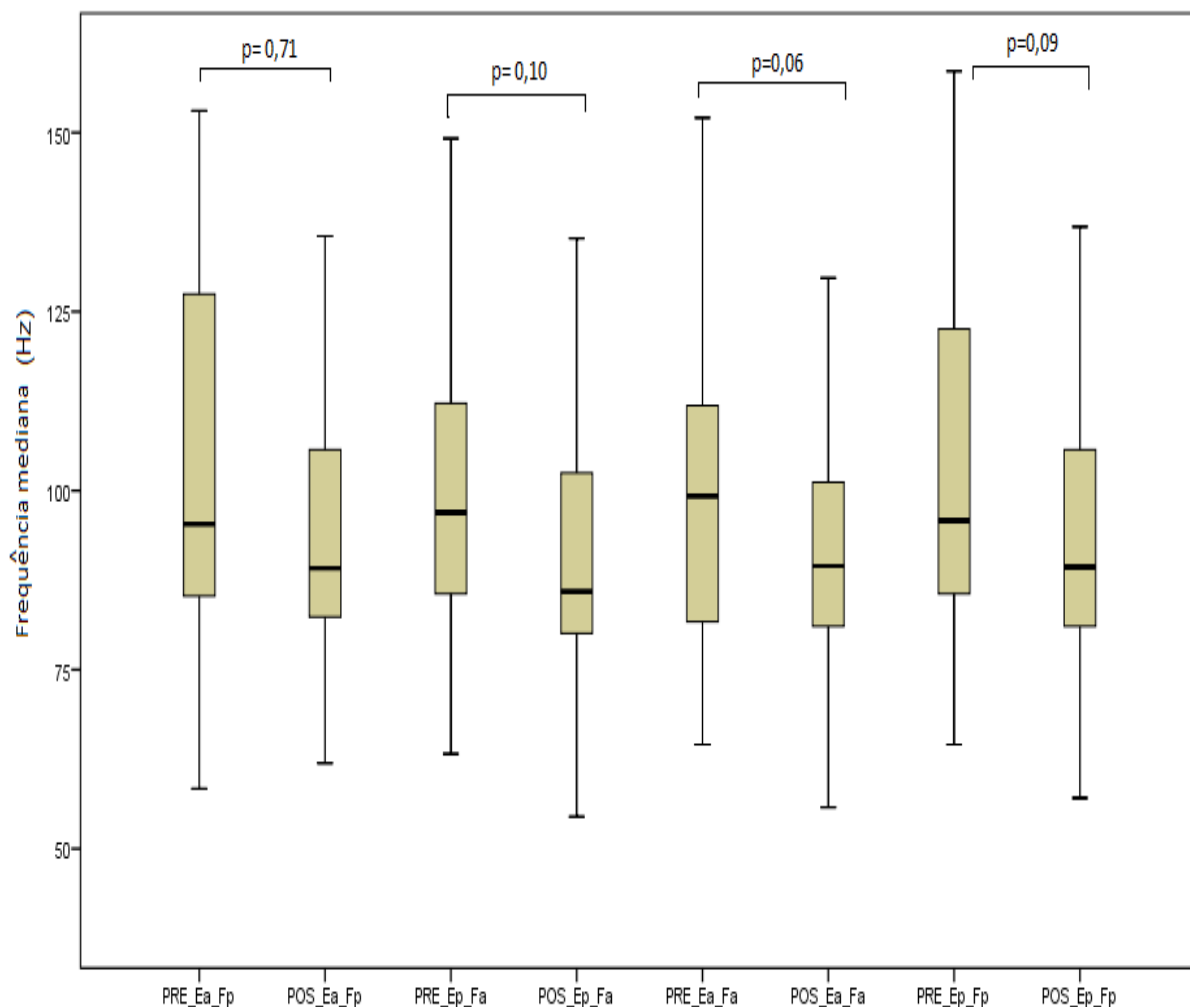


Figura 9- Análise comparativa da variável frequência mediana em isotonia, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

Os resultados da frequência mediana em isotonia não apresentaram diferença estatisticamente significativa para nenhum dos protocolos, sendo: Ea + Fp ($p=0,71$); Ep +Fa ($p= 0,10$); Ea +Fa ($p=0,06$) e Ep + Fp ($p=0,09$).

Os dados da RMS (em CIVM e isotonia), pré (basais) e pós intervenções encontra-se na tabela 3.

Tabela 3. Dados RMS em CIVM e isotonia pré (basais) e pós intervenções.

	RMS* em CIVM* (μV^*)		RMS em isotonia (μV)	
	Pré	Pós	Pré	Pós
Ea+ Fp	0,10 (0,06-0,15)	0,10 (0,06-0,16)	67,78(58,53-78,82)	67,89 (53,06-78,59)
Ep+Fa	0,10 (0,05-0,15)	0,10(0,04-0,16)	65,90 (58,35-86,68)	61,56(49,72-70,81)
Ea+Fa	0,11 (0,06-0,15)	0,11 (0,07-0,14)	68,21(62,03-78,34)	68,34 (53,88-75,17)
Ep+Fp	0,11 (0,06-0,15)	0,10(0,06-0,14)	68,95(57,97-76,17)	61,67 (54,50-73,64)

Legenda: Dados expressos em mediana [intervalo interquartilico]; RMS (raiz quadrada da média); CIVM (contração isométrica voluntária máxima) e μV (Microvolt). Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

A tabela 3 demonstra os valores brutos de RMS, do sinal EMG, representados por mediana e intervalo interquartilico, os quais expressam valores idênticos da condição pré para a condição pós nos protocolos 1, 2, 3, 4 em CIVM, protocolos 1 e 3 em isotonia e diminuição dos valores da condição pré para condição pós nos protocolos 2 e 3 em isotonia.

Observa-se também que os dados basais (condições pré) pouco se diferenciaram entre os protocolos, mantendo-se um valor mínimo de RMS em CIVM de 0,10 para uma máxima de 0,11 (com variação de 0,01), considerada como padrão fisiológico do próprio paciente, sem presença de efeito somatório das estimulações entre as sessões e isotonia mínima de 65,90 para máxima de 68,95 (variação de 3,05).

Os resultados estatísticos da RMS em CIVM e isotonia dos 30 indivíduos hemiparéticos do estudo, encontram-se nos gráficos 3 e 4:

Gráfico 3. RMS em CIVM

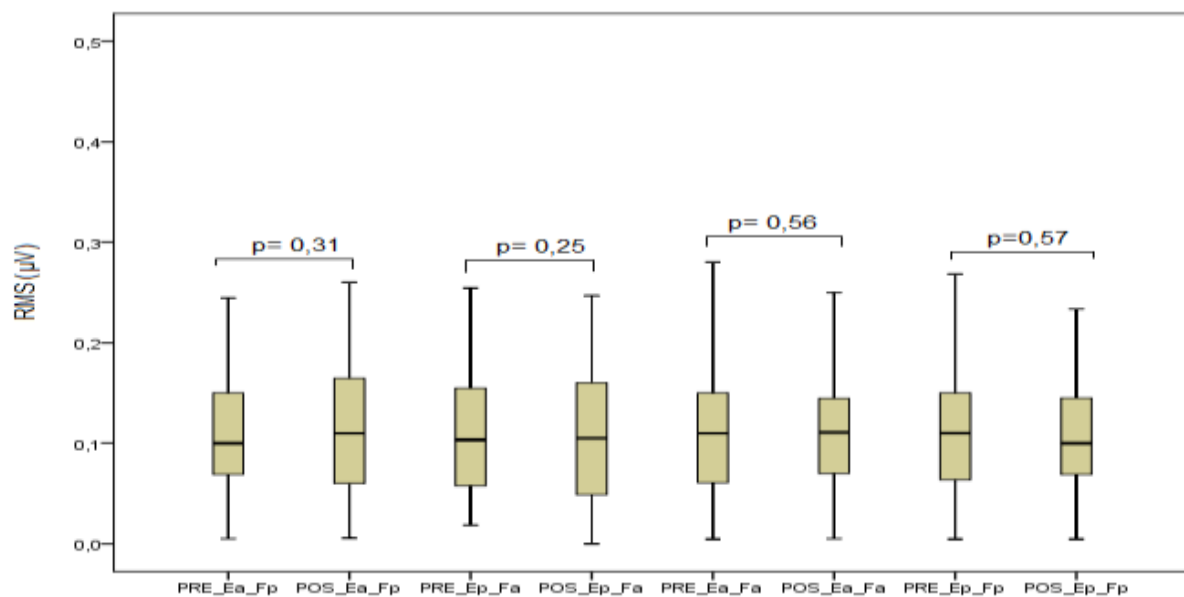


Figura 10- Análise comparativa da variável RMS em CIVM, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

Os resultados da RMS em CIVM não apresentaram diferença estatisticamente significativa para nenhum dos protocolos, sendo: Ea + Fp ($p=0,31$); Ep +Fa ($p= 0,25$); Ea +Fa ($p=0,56$) e Ep + Fp ($p=0,57$).

Gráfico 4. RMS em isotonia

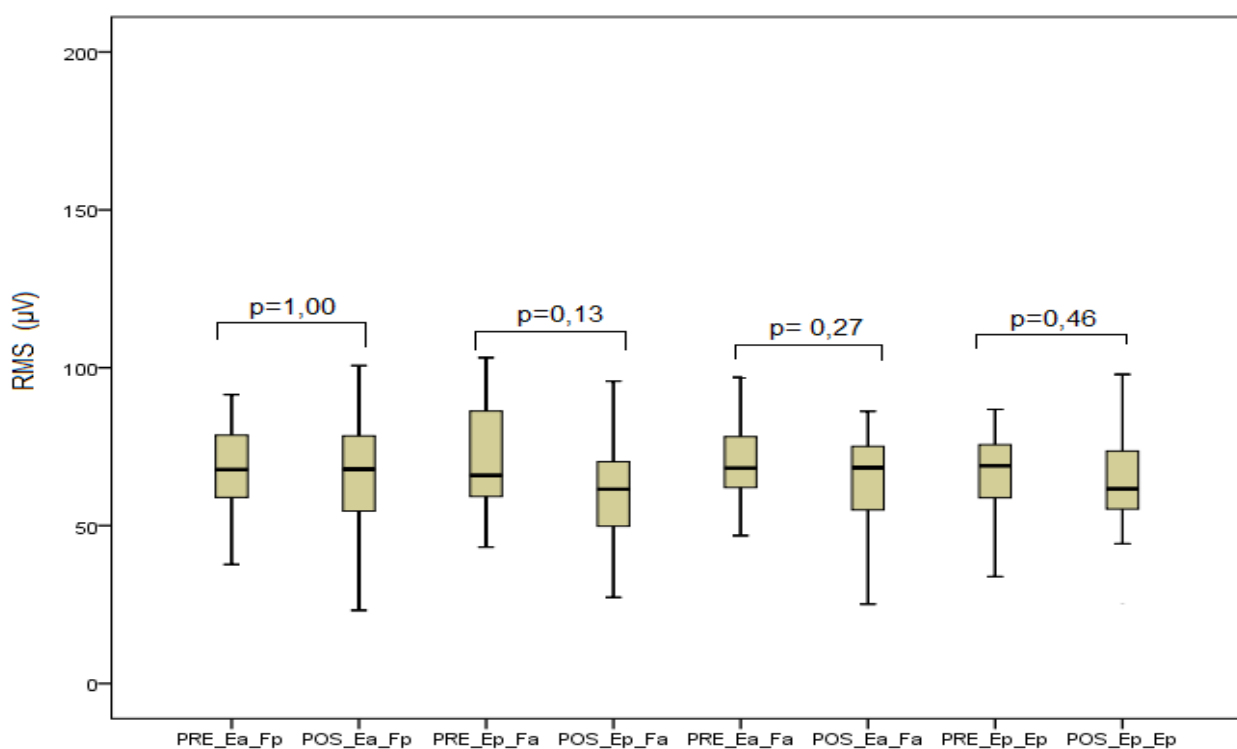


Figura 11- Análise comparativa da variável RMS em isotonia, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

Os resultados da RMS em isotonia não apresentaram diferença estatisticamente significativa para nenhum dos protocolos, sendo: Ea + Fp ($p=1,00$); Ep +Fa ($p= 0,13$); Ea +Fa ($p=0,27$) e Ep + Fp ($p=0,46$).

Dados estabilométricos

Os dados estabilométricos de área de oscilação (OA e OF) encontram-se na tabela 4, velocidade (x) (y) e frequência de oscilação (x) (y) de olhos abertos (OA) encontram-se nas tabelas 5,6,7 e 8 e olhos fechados (OF) 9,10,11 e 12.

Tabela 4. Dados estabilométricos da Área de oscilação OA e OF pré (basais) e pós intervenções.

	Área (OA*) (mm*)		Área (OF*) (mm)	
	Pré	Pós	Pré	Pós
Ea + Fp	25,52 (18,56-81,41)	25,25 (18,60-80,88)	22,16 (14,18-36,64)	18,91 (14,90-39,17)
Ep + Fa	20,65 (15,50-35,51)	20,29 (13,42-37,98)	23,29 (16,90-61,92)	26,30(12,70-73,13)
Ea + Fa	19,62 (13,77-32,48)	19,17 (13,99-32,99)	28,09 (16,23-61,92)	27,41 (17,01-73,85)
Ep + Fp	17,63 (13,79-41,93)	19,67(13,63-35,03)	28,01 (16,90-78,82)	26,82 (15,38-72,44)

Legenda: Dados expressos em mediana [intervalo interquartilico]; OA e OF (olhos abertos fechados) e mm (milímetros) . Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

A tabela 4 demonstra os valores estabilométricos brutos respectivos à área de oscilação, os quais estão representados por mediana e intervalo interquartilico. A aquisição da variável área OA reporta valores extremamente semelhantes da condição pré para a condição pós nos protocolos 1, 2 e 3, entretanto o protocolo 4 demonstra aumento do valor na condição pós (aumento da área de oscilação).

A aquisição da área OF demonstra aumento da condição pós para os protocolos 2 e 4, entretanto diminuição pós para o protocolo 1 (-3,01), protocolo

3 (-0,68) e protocolo 4 (-1,19), porém demonstrando significância na análise estatística (ver Figura 18).

Observa-se também que os dados basais (condições pré) OA pouco se diferenciaram entre os protocolos, mantendo-se um valor mínimo de área 17,63 para máxima de 25,52 (variação de 7,89).

Os dados estabilométricos para aquisição área de oscilação OA e OF dos 30 indivíduos hemiparéticos do estudo, encontram-se nos gráficos 5 e 6:

Gráfico 5. Área de deslocamento OA.

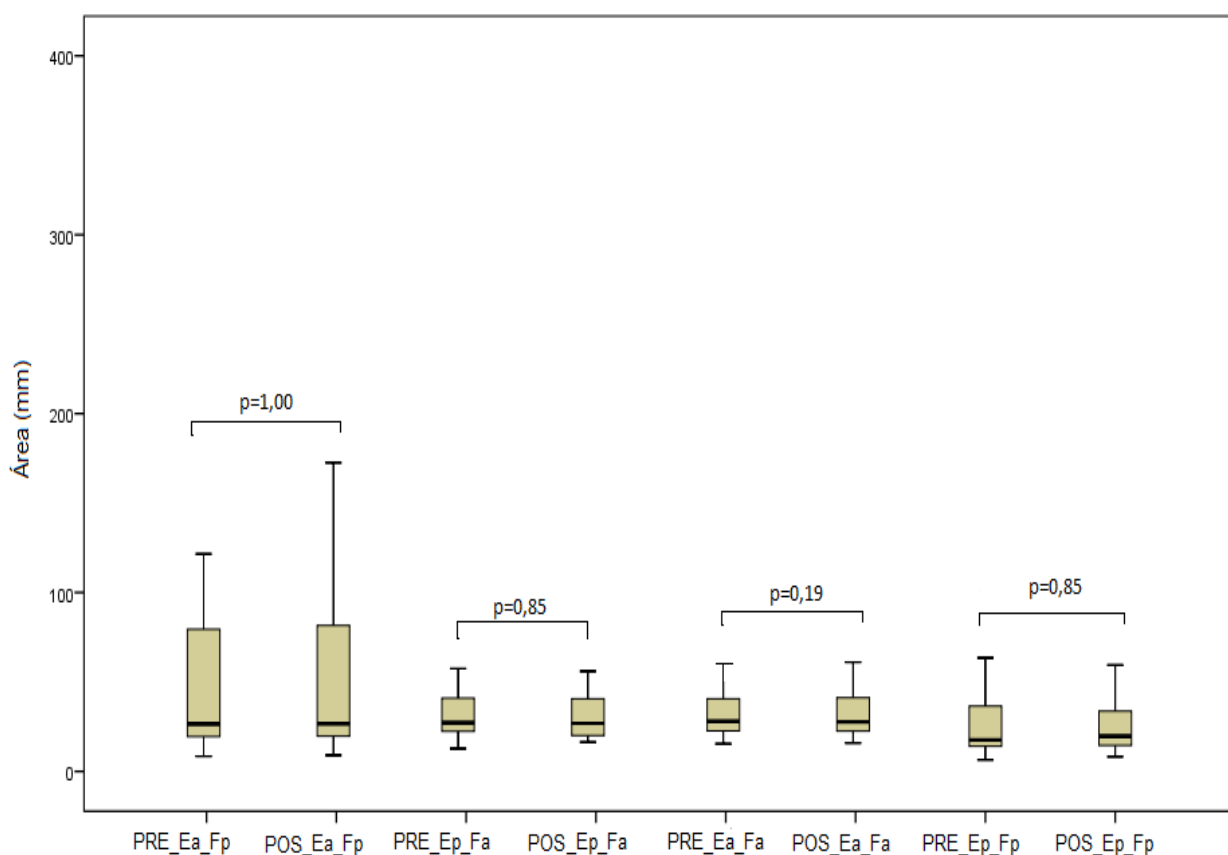


Figura 12- Análise comparativa da variável área de deslocamento aquisição OA, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

Os protocolos 1, 2, 3 e 4 não apresentaram diferença estatisticamente significativa para a variável área de deslocamento OA, sendo: Ea + Fp ($p=1,00$); Ep +Fa ($p= 0,85$); Ea +Fa ($p=0,19$) e Ep + Fp ($p=0,85$).

Gráfico 6. Área de deslocamento OF.

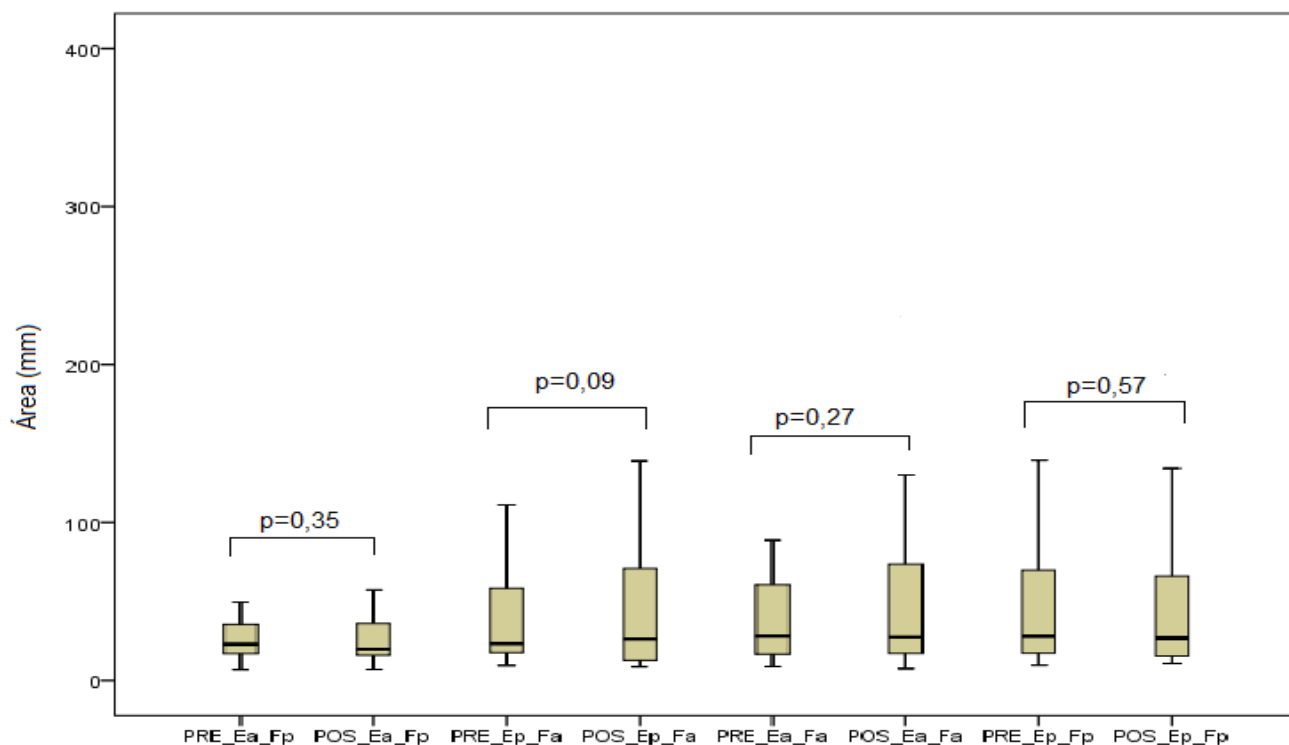


Figura 17- Análise comparativa da variável área de deslocamento aquisição OF, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea + Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea + Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

Os protocolos 1, 2, 3 e 4 não apresentaram diferença estatística significativa para a variável área de deslocamento OF, sendo: Ea + Fp ($p=0,35$); Ep + Fa ($p=0,09$); Ea + Fa ($p=0,27$) e Ep + Fp ($p=0,57$).

Tabela 5. Dados estabilométricos de velocidade de oscilação eixo x e y OA pré (basais) e pós intervenções.

	Velocidade x* (OA*) (mm/s*)		Velocidade y* (OA) (mm/s)	
	Pré	Pós	Pré	Pós
Ea + Fp	15,70 (10,98-26,27)	15,97 (10,91-23,94)	13,29 (11,90-23,03)	14,19 (11,22-21,30)
Ep + Fa	14,00 (10,42-19,52)	13,49 (10,48-20,30)	13,07 (10,23-18,32)	13,51 (10,74-18,28)
Ea + Fa	12,08 (9,90-19,00)	12,17 (10,10-17,39)	12,70 (10,03-15,02)	11,94 (9,62-18,28)
Ep + Fp	13,67 (10,27-18,78)	13,09 (10,20-19,09)	12,36 (10,63-19,30)	12,10 (11,07-15,72)

Legenda: Dados expressos em mediana [intervalo interquartilico]; x (ântero-posterior); y (médio-lateral); OA (olhos abertos) e mm/s (milímetros/segundos). Ea + Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea + Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

A tabela 5 demonstra os valores brutos de velocidade de oscilação OA, representados por mediana e intervalo interquartil, os quais expressam no eixo x e y valores semelhantes da condição pré para a condição pós nos protocolos 1, 2, 3 e 4.

Observa-se também que os dados basais (condições pré) entre os protocolos se diferenciaram no eixo x, entretanto mantiveram-se semelhantes no eixo y.

Os dados estabilométricos para aquisição velocidade de oscilação X e Y dos 30 indivíduos hemiparéticos do estudo, encontram-se nos gráficos 7 e 8:

Gráfico 7. Velocidade de oscilação x.

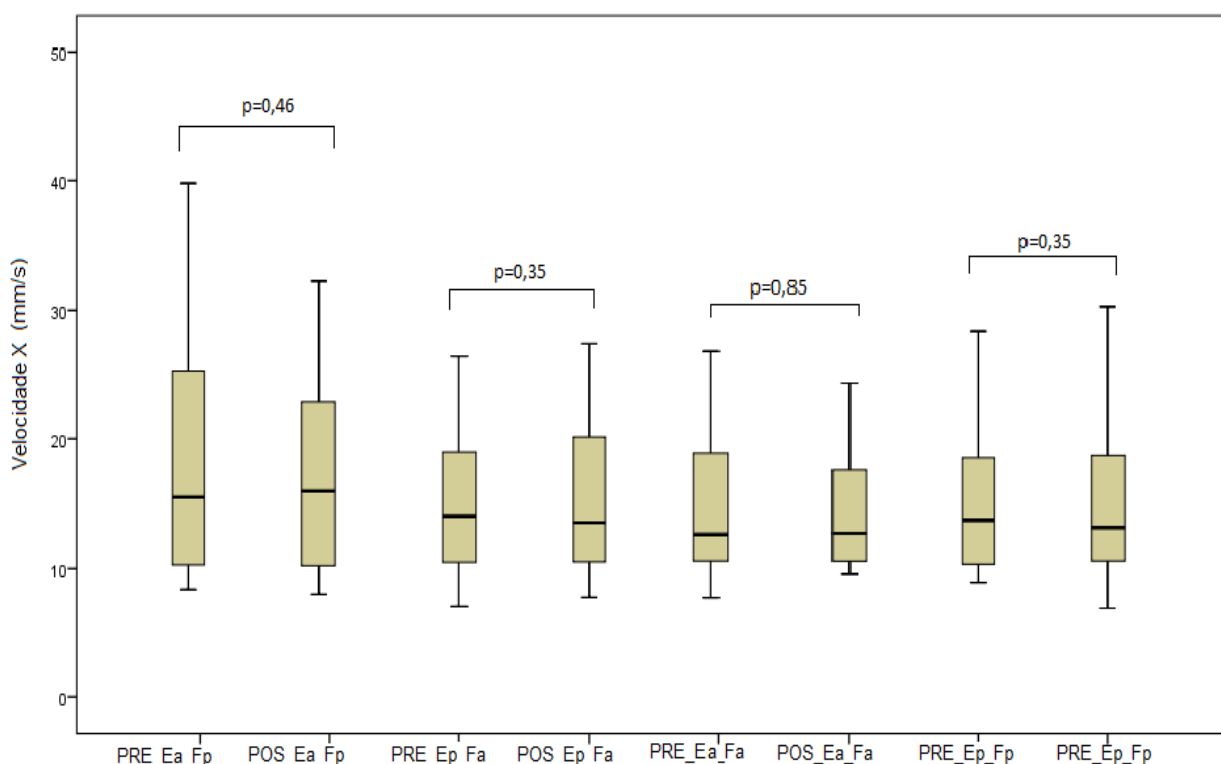


Figura 13- Análise comparativa da variável velocidade de oscilação (x) aquisição OA, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

Os protocolos 1, 2, 3 e 4 não apresentaram diferença estatisticamente significativa para a variável velocidade de oscilação OA eixo (x), sendo: Ea + Fp (p=0,43); Ep +Fa (p= 0,35); Ea +Fa (p=0,85) e Ep + Fp (p=0,35).

Gráfico 8. Velocidade de oscilação y.

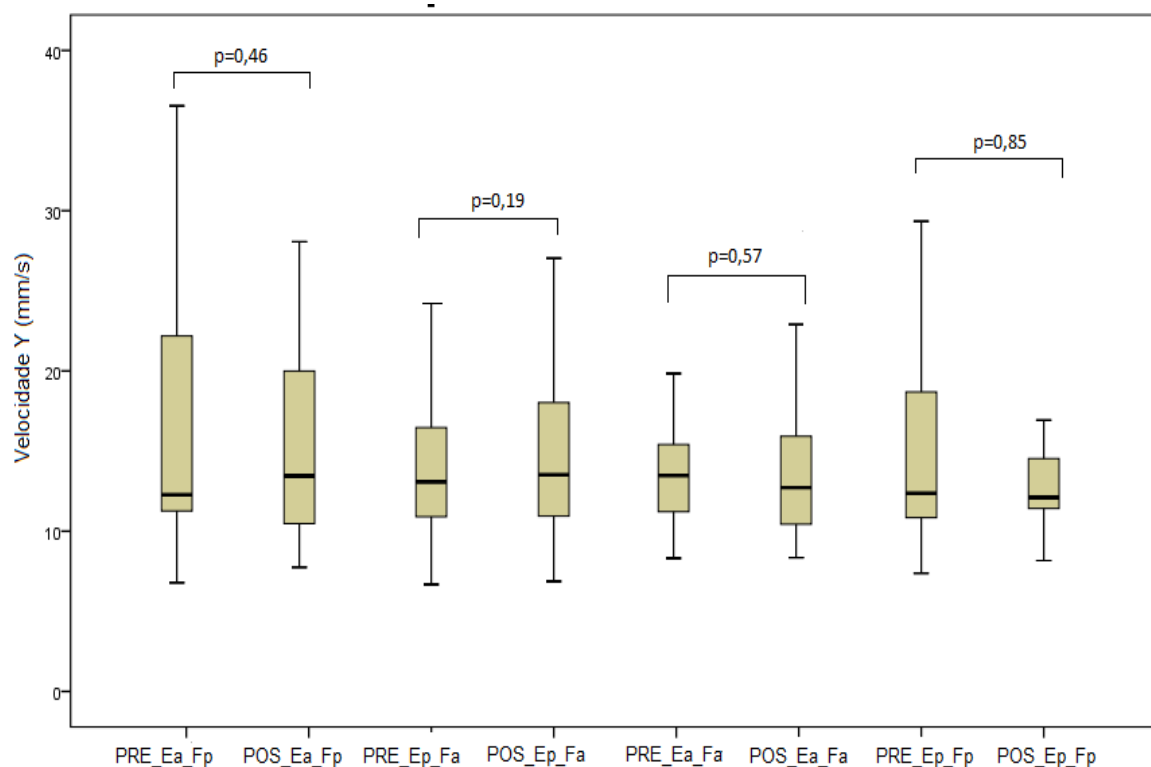


Figura 14- Análise comparativa da variável velocidade (y) aquisição OA, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea + Fp (ETCC ativo + FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo + FES ativo); Ea + Fa (ETCC ativo + FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

Os protocolos 1, 2, 3 e 4 não apresentaram diferença estatisticamente significativa para a variável velocidade de oscilação OA eixo (y), sendo: Ea + Fp (p=0,46); Ep + Fa (p= 0,19); Ea + Fa (p=0,57) e Ep + Fp (p=0,85).

Tabela 6. Dados estabilométricos de frequência de oscilação eixo x e y OA pré (basais) e pós intervenções.

	Frequência x* (OA*) (Hz*)		Frequência y* (OA) (Hz*)	
	Pré	Pós	Pré	Pós
Ea + Fp	1,95 (1,74-2,51)	2,00 (1,66-2,57)	2,92 (1,92-5,57)	3,10 (2,17-4,74)
Ep + Fa	2,08 (1,85-2,53)	2,27 (1,87-2,83)	2,73 (2,22-4,39)	2,92 (2,19-5,06)
Ea + Fa	2,08 (1,85-2,42)	2,05 (1,77-2,86)	2,96 (2,32-3,79)	2,66 (1,88-5,19)
Ep + Fp	2,14 (1,82-2,81)	2,11 (1,83-2,75)	3,38 (2,21-5,38)	3,35 (2,26-5,41)

Legenda: Dados expressos em mediana [intervalo interquartílico]; x (ântero-posterior); y (médio-lateral); OA (olhos abertos) e Hz (hertz). Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

A tabela 6 demonstra os valores brutos de frequência de oscilação, representados por mediana e intervalo interquartílico, os quais expressam no eixo x e y valores semelhantes da condição pré para a condição pós nos protocolos 1, 2, 3 e 4 e semelhança na condição basal (pré).

Os dados estabilométricos para aquisição frequência de oscilação x e y dos 30 indivíduos hemiparéticos do estudo, encontram-se nos gráficos 9 e 10:

Gráfico 9. Frequência de oscilação x.

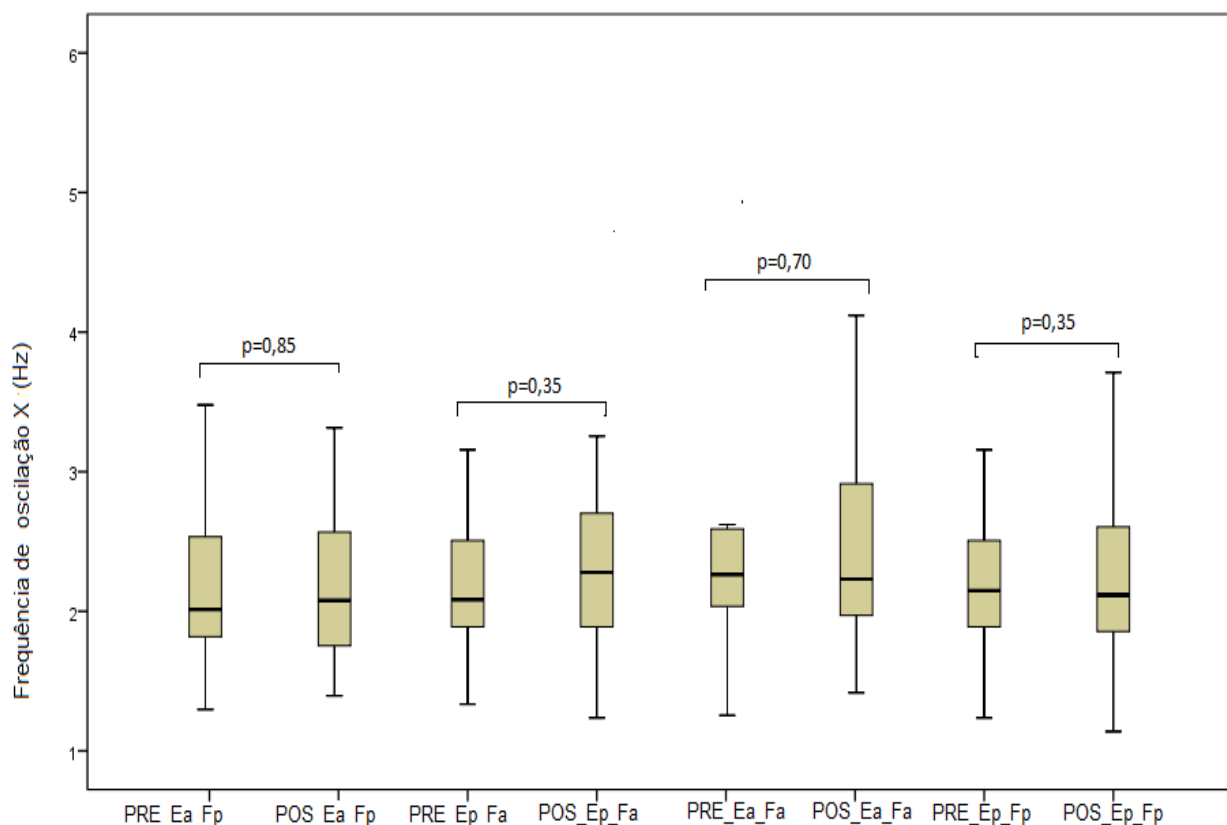


Figura 15- Análise comparativa da variável frequência (x) aquisição OA, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

Os protocolos 1, 2, 3 e 4 não apresentaram diferença estatisticamente significativa para a variável frequência de oscilação OA, no eixo (x), sendo: Ea + Fp ($p=0,85$); Ep +Fa ($p= 0,35$); Ea +Fa ($p=0,70$) e Ep + Fp ($p=0,35$).

Gráfico 10. Frequência de oscilação y.

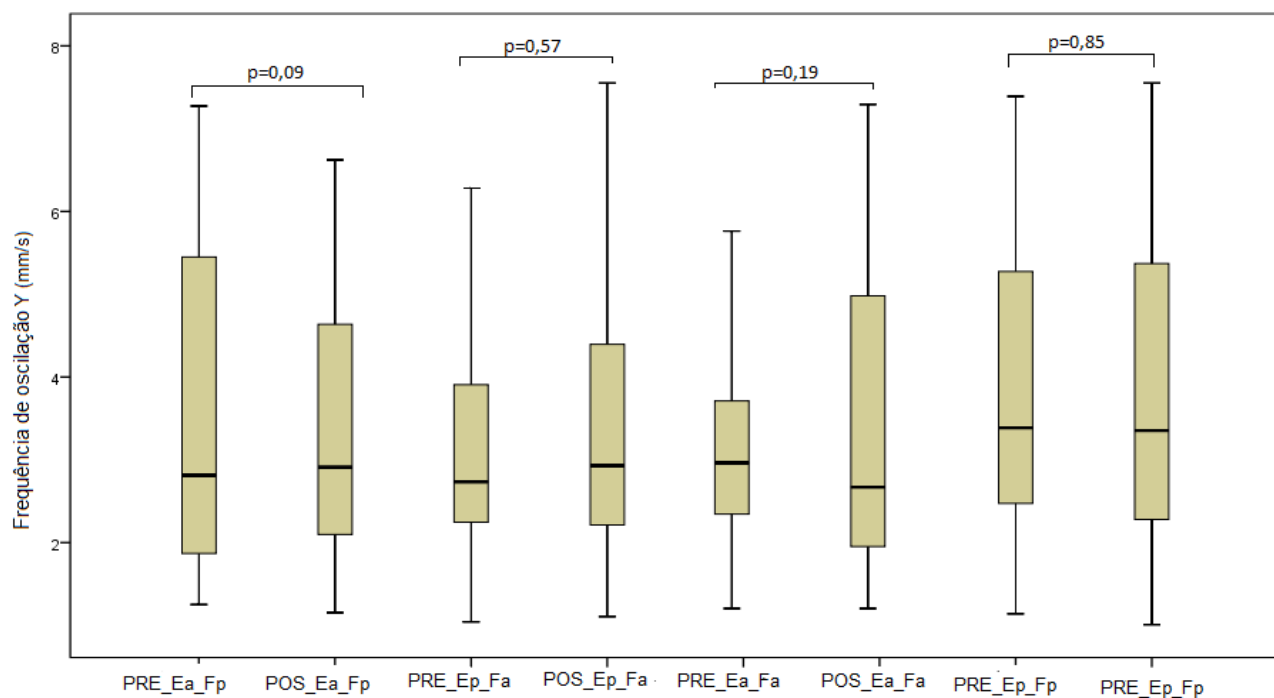


Figura 16- Análise comparativa da variável frequência (y) aquisição OA, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea + Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea + Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

Os protocolos 1, 2, 3 e 4 não apresentaram diferença estatisticamente significativa para a variável frequência de oscilação OA no eixo (y), sendo: Ea + Fp (p=0,09); Ep + Fa (p= 0,57); Ea + Fa (p=0,19) e Ep + Fp (p=0,85).

Tabela 7. Dados estabilométricos de velocidade de oscilação eixo x e y OF pré (basais) e pós intervenções.

	Velocidade x* (OF*) (mm/s*)		Velocidade y* (OF) (mm/s)	
	Pré	Pós	Pré	Pós
Ea + Fp	13,74 (9,95- 21,93)	13,55 (10,11-18,77)	12,47 (10,82-21,05)	12,28(11,29-18,18)
Ep + Fa	15,97 (10,78- 21,70)	15,33 (10,84-21,57)	12,46 (9,91-19,64)	13,39(10,51-18,37)
Ea + Fa	14,85 (10,67-23,25)	14,11 (11,53-22,62)	12,70 (10,62-18,60)	12,19(11,24-18,45)
Ep + Fp	16,16 (11,18-25,05)	15,54 (11,00-22,68)	13,55 (11,68- 21,27)	12,74 (10,97-18,17)

Legenda: Dados expressos em mediana [intervalo interquartil]; x (ântero-posterior); y (médio-lateral); OF (olhos fechados) e mm/s (milímetros/ segundo). Ea + Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

A tabela 7 demonstra os valores brutos de velocidade de oscilação OF, representados por mediana e intervalo interquartílico, os quais expressam no eixo x e y valores semelhantes da condição pré para a condição pós nos protocolos 1, 2, 3 e 4.

Observa-se também que os dados basais (condições pré) entre os protocolos se diferenciaram no eixo x e mantiveram-se semelhantes no eixo y.

Os dados estabilométricos para aquisição velocidade de oscilação x e y OF dos 30 indivíduos hemiparéticos do estudo, encontram-se nos gráficos 11 e 12:

Gráfico 11. Velocidade de oscilação x.

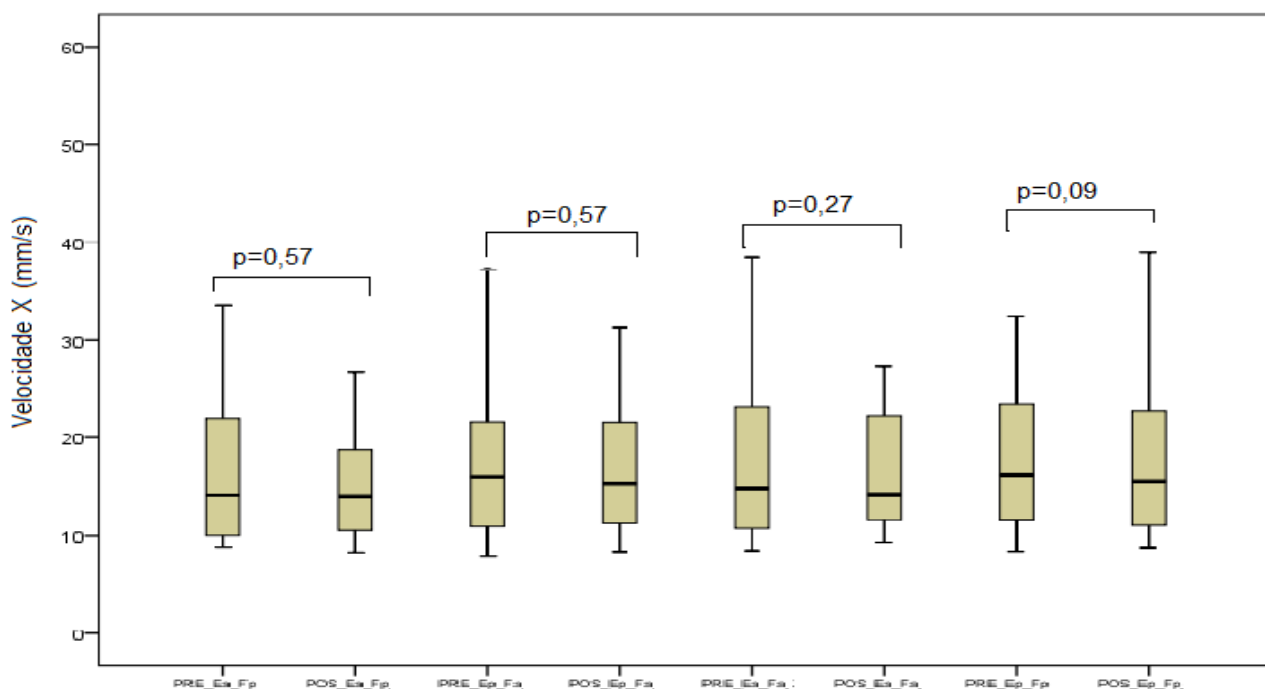


Figura 18- Análise comparativa da variável velocidade de oscilação (x) aquisição OF, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

Os protocolos 1, 2, 3 e 4 não apresentaram diferença estatisticamente significativa para a variável velocidade de oscilação OF, no eixo (x), sendo: Ea + Fp (p=0,57); Ep +Fa (p= 0,57); Ea +Fa (p=0,27) e Ep + Fp (p=0,09).

Gráfico 12. Velocidade de oscilação y.

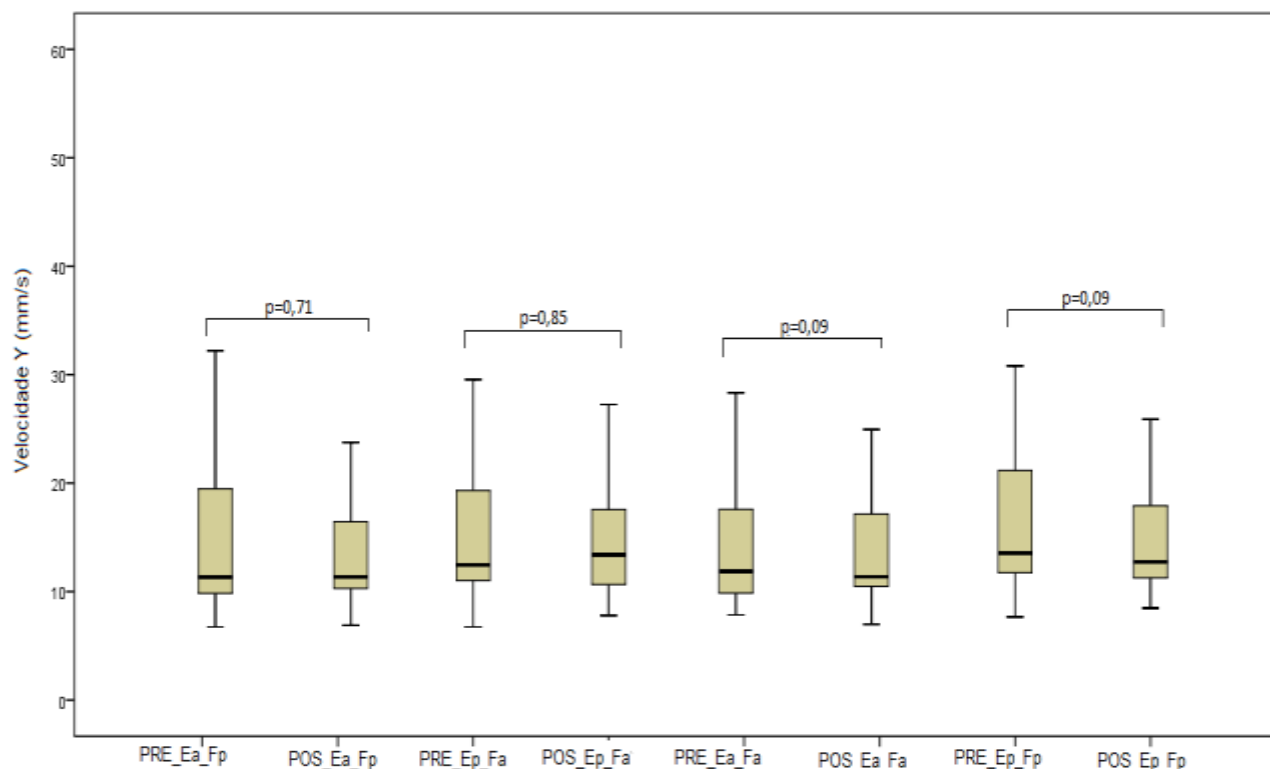


Figura 19- Análise comparativa da variável velocidade de oscilação (y) aquisição OF, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

Os protocolos 1, 2, 3 e 4 não apresentaram diferença estatisticamente significativa para a variável velocidade de oscilação OF, no eixo (y), sendo: Ea + Fp ($p=0,71$); Ep +Fa ($p= 0,85$); Ea +Fa ($p=0,09$) e Ep + Fp ($p=0,09$).

Tabela 8. Dados estabilométricos de frequência de oscilação eixo x e y OF pré (basais) e pós intervenções.

	Frequência x* (OF*) (Hz*)		Frequência y* (OF) (Hz)	
	Pré	Pós	Pré	Pós
Ea + Fp	2,11(1,74-2,78)	2,08 (1,84-2,80)	3,43 (2,30-5,57)	3,49 (2,33-5,31)
Ep + Fa	1,88 (1,67-2,24)	1,92 (1,64-2,53)	2,57 (1,85-3,92)	2,63 (1,90-4,42)
Ea + Fa	1,98 (1,66-2,24)	1,92 (1,75-2,68)	2,92 (2,13-3,85)	2,27 (1,93-5,02)
Ep + Fp	2,01 (1,67-2,55)	1,92 (1,64-2,39)	2,50 (1,90-4,67)	2,63 (1,98-4,23)

Legenda: Dados expressos em mediana [intervalo interquartílico]; x (ântero-posterior); y (médio-lateral); OF (olhos fechados) e Hz (hertz). Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

A tabela 8 demonstra os valores brutos de frequência de oscilação OF, representados por mediana e intervalo interquartílico, os quais expressam no eixo x e y valores semelhantes da condição pré para a condição pós nos protocolos 1, 2, 3 e 4 e semelhantes na condição basal (pré).

Os dados estabilométricos para aquisição frequência de oscilação x e y OF dos 30 indivíduos hemiparéticos do estudo, encontram-se nos gráficos 13 e 14:

Gráfico 13. Frequência de oscilação x.

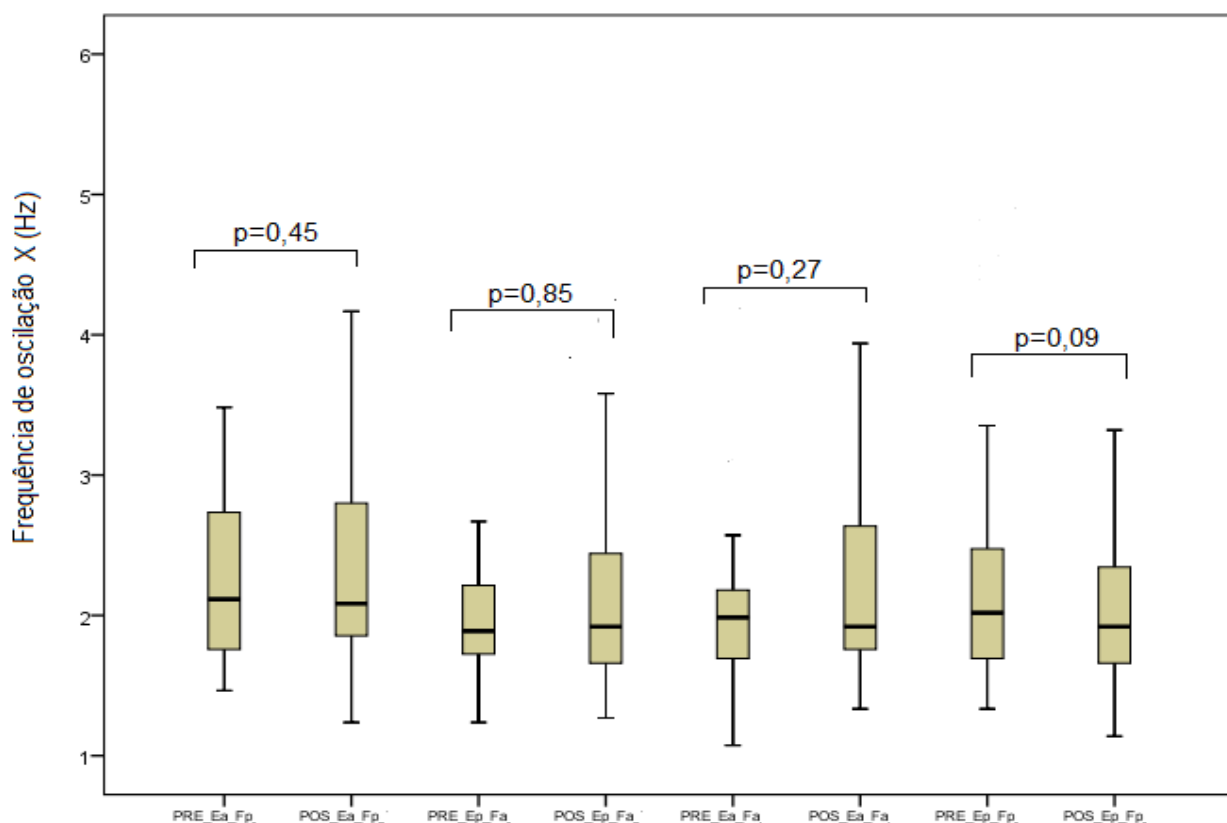


Figura 20- Análise comparativa da variável frequência de oscilação no eixo (x), para aquisição OF, antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

Os protocolos 1, 2, 3 e 4 não apresentaram diferença estatisticamente significativa para a variável frequência OF, no eixo (x), sendo: Ea + Fp ($p=0,45$); Ep + Fa ($p=0,85$); Ea + Fa ($p=0,27$) e Ep + Fp ($p=0,09$).

Gráfico 14. Frequência de oscilação y.

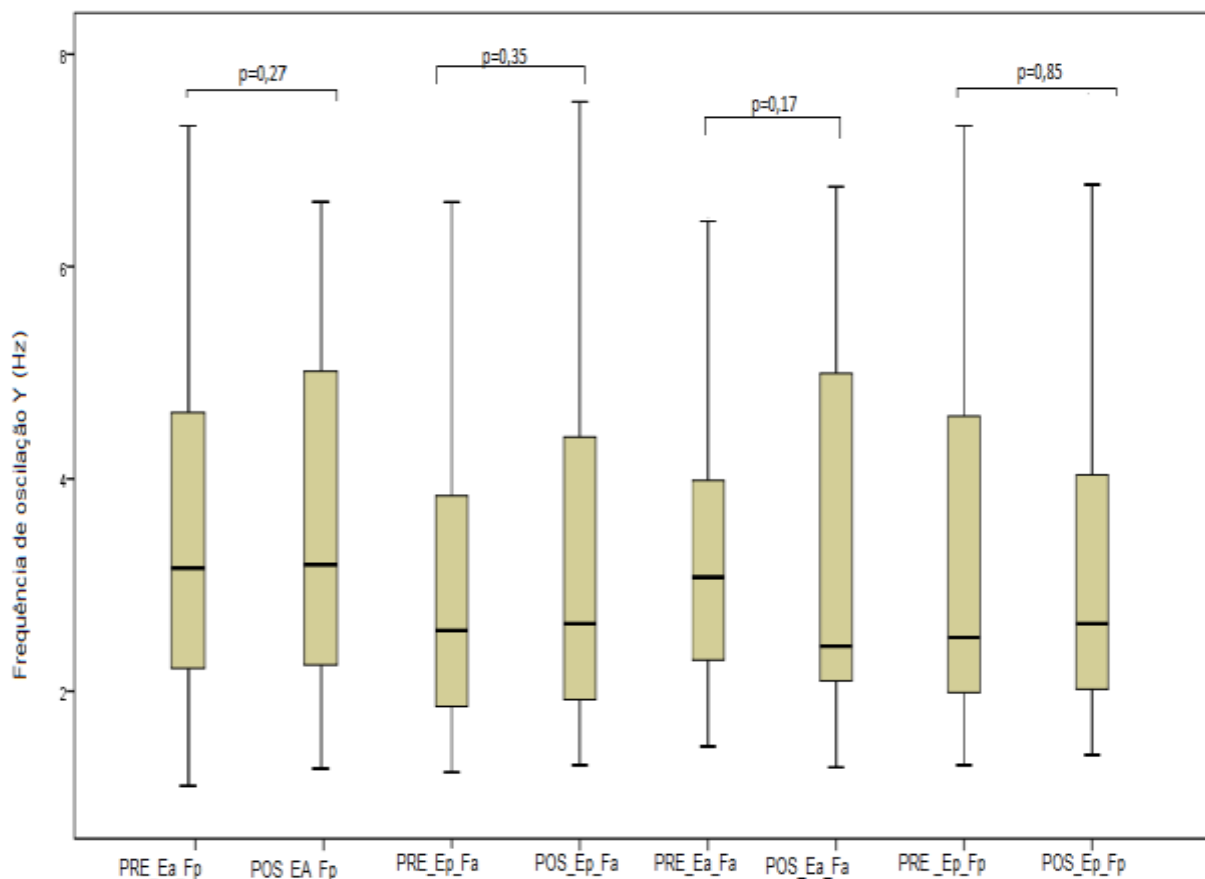


Figura 21- Análise comparativa da variável frequência de oscilação (y) aquisição OF em Hz (eixo vertical), antes e após os 4 protocolos de intervenção: Ea +Fp (ETCC ativo +FES placebo); Ep + Fa (ETCC placebo +FES ativo); Ea +Fa (ETCC ativo +FES ativo) e Ep + Fp (ETCC placebo + FES placebo).

Os protocolos 1, 2, 3 e 4 não apresentaram diferença estatisticamente significativa para a variável frequência OF, no eixo (y), sendo: Ea + Fp ($p=0,27$); Ep +Fa ($p=0,35$); Ea +Fa ($p=0,17$) e Ep + Fp ($p=0,85$).

4.1 – Discussão

O presente estudo se propôs a avaliar o efeito imediato da ETCC associada ao uso do FES sobre a atividade muscular de TA e equilíbrio de indivíduos com hemiparesia em decorrência de AVE. Os métodos utilizados para a medição dos mesmos apresentaram-se confiáveis e os protocolos de estimulações foram bem tolerados.

Atividade elétrica de TA

Os resultados da frequência mediana e RMS de TA, em isotonia e CIVM, não apresentaram aumento significativo dos valores ($p > 0,05$) da condição pré para a condição pós, em nenhum dos protocolos, ao contrário; houve uma diminuição dos sinais após os tratamentos. Estes resultados podem sugerir uma defesa homeostática, pois segundo Bienenstock-Cooper-Munro⁹⁰ um alto nível de atividade sináptica pode reduzir posteriormente qualquer tarefa que exija também o aumento da atividade neuronal reconcorrente⁹⁰. Acreditando-se então que a tarefa motora solicitada (avaliação de EMG imediatamente após) pode ter levado à um aumento da atividade neuronal que já se encontrava excitada pelos 20 min de estimulação, tendo como resposta a diminuição da tarefa.

Porém, sabe-se que o efeito sobre a excitabilidade cortical é imediato, conforme demonstrado por Madhavan et al. (2011)⁵⁰ que observaram aumento do PEM durante 15 min e imediatamente após o término da prática de um treino de dorsiflexão de tornozelo associado a ETCC em M1 de pacientes hemiparéticos; em indivíduos saudáveis por Sriraman et al. (2014)⁷¹ ao avaliaram o PEM antes, durante e após 24 horas de ETCC em M1, sobre uma tarefa visual motora de tornozelo e Rizzo et al.(2013)⁹¹ que avaliaram PEM após 10, 20, 30 e 60 min de ETCC em M1, associada a estimulação elétrica repetitiva nervosa (EErN) no nervo mediano.

Estes resultados, portanto, nos levam a questionar qual seria o momento ideal para avaliar uma tarefa motora associada ao ETCC. Talvez se a avaliação fosse realizada durante o tratamento os resultados poderiam ter sido diferentes, pois estudos^{92, 93, 94,95} sugerem que a ETCC durante a prática de uma tarefa promove maior desempenho motor, devido aos mecanismos neuroexcitatórios atribuídos a mudanças imediatas do potencial de membrana.

Além disso, para que ocorra uma neuroplasticidade, são necessários estímulos repetitivos, constantes e de baixas frequências, a fim de fazer com que o córtex motor codifique a informação e se remodele, respondendo posteriormente a mecanismos de aprendizagem^{96, 97,98}.

Outra possível resposta pode ser justificada pela montagem da estimulação, pois o eletrodo cátodo pode ter diminuído a atividade cortical na região córtex pré-frontal, responsável pelo planejamento motor, influenciando negativamente na tarefa motora solicitada. Apesar desta montagem (catodo sobre região supraorbicular) ser bem referenciada na literatura⁸⁴, existem estudos testando novos posicionamentos dos eletrodos, que podem diminuir a influência do catodo e aumentar a focalidade do anodo, para alcançar objetivos específicos em regiões corticais^{99,100,101,102,103,104}.

Outro fator importante é uma maior compreensão sobre a relação entre a probabilidade de se induzir modulação sináptica com a história da atividade neuronal de cada indivíduo (estado basal ou homeostático)^{105,106,107}. Pacientes com sequelas de AVC podem ter locais de lesões, tamanhos e características diferentes, bem como história da doença, que podem interferir nos resultados. Um fator limitante da pesquisa foi à dificuldade para selecionar pacientes com exames complementares, como ressonâncias magnéticas, para melhor visualização das áreas lesionadas. Infelizmente os pacientes que foram triados não possuíam estas imagens, apenas existia uma noção de área de lesão pelas sequelas motoras e diagnóstico médico e fisioterapêutico.

Os resultados da atividade elétrica de TA, com ETCC placebo e FES ativo também não apresentaram diferenças após estimulação, demonstrando que uma única aplicação de FES não foi capaz de modificar a atividade elétrica deste músculo parético dos pacientes com AVE. Porém, os efeitos positivos da FES para estes pacientes são demonstrados em tratamentos a longo prazo, como Newsam et al. (2004)¹⁰⁸ que observaram melhora significativa do recrutamento de unidades motoras pós FES aplicada durante 3 semanas; knutson et al. (2010)¹⁰⁹ que verificaram os efeitos da FES por seis semanas sobre a dorsiflexão ativa do tornozelo e encontraram aumento significativo da amplitude desta articulação e Mesci et al. (2009)³⁴ que encontraram aumento significativo da dorsiflexão de tornozelo e diminuição no nível de espasticidade após 4 semanas de tratamento com FES.

Equilíbrio estático

Sobre o equilíbrio, os resultados também não foram diferentes, ou seja, não houve mudança nos parâmetros de equilíbrio avaliados imediatamente após os protocolos de tratamento do estudo.

Contudo, estudos tem verificado efeitos imediatos da ETCC, associada ou não, a outras tarefas, como Kaski et al. (2013)¹¹⁰ que observaram melhora no equilíbrio e marcha após uma única sessão de ETCC associada a treinamento físico de indivíduos com leukolarioses; Duarte et al.(2014)¹¹¹ avaliaram 24 crianças de cinco a 12 anos com PC, após treinamento de ETCC associado à marcha em esteira, demonstrando resultados significantes na oscilação ântero-posterior (OA e OF), oscilação mediolateral (OF) e Escala de Equilíbrio Pediátrica, tanto uma semana como um mês depois do término da conclusão das intervenções e Dumont et al. (2015) que avaliaram o equilíbrio estático de um paciente portador de AVE após uma sessão de ETCC em M1 associada a um treino em esteira e evidenciaram reduções na oscilação (antero-posterior), área e velocidade de oscilação, porém não é possível confirmar com este relato de caso que o efeito imediato sobre o equilíbrio se deva ao ETCC ou que o ETCC tenha potencializado os efeitos da esteira, como sugere o autor, pois a esteira por si só promove melhora no equilíbrio pelo seu padrão de movimento ritmados e coordenados ganhando também força muscular para regiões onde são muito utilizadas para o controle do equilíbrio¹¹².

Após uma única sessão de ETCC sem associação de outras terapias: Grecco et al. (2014)¹¹³ observaram melhoras significativas na velocidade da marcha, cadencia e COP realizado com crianças com PC; Sohn et al.(2013)⁴⁶ observaram uma melhora significativa para o índice geral de estabilidade postural e aumento da força muscular em hemiparéticos e Zhou et al. (2014)¹¹⁴ observaram um aumento na velocidade da marcha e redução significativa na área e velocidade do COP em indivíduos saudáveis.

Com relação ao tratamento FES ativo em tornozelo associado ao ETCC placebo também não provocou efeitos imediatos sobre o equilíbrio. Os resultados que demonstram efeitos da FES em tornozelo sobre equilíbrio de

pacientes hemiparéticos foram demonstrados por Chung et al. (2015)¹¹⁵ e Hyun et al. (2013)³³, porém após treinamento de 5 dias e seis semanas, respectivamente. Demonstrando mais uma vez que, para que haja aprendizagem, é necessário a repetição de estímulos a longo prazo^{96, 97,98}.

Assim, a partir dos resultados aqui apresentados, pode-se inferir que os efeitos imediatos da ETCC sobre a atividade elétrica do músculo TA de pacientes hemiparéticos decorrente de AVE está relacionado à tarefa proposta associada ao estímulo, ou seja, o estímulo elétrico periférico associado ao estímulo central, não proporcionou efeitos imediatos, podendo-se sugerir uma neuroplasticidade homeostática, e ainda pode estar relacionada ao momento em que a tarefa foi realizada, neste caso, concomitante ao ETCC, ao número de sessões e pôr fim à montagem dos eletrodos.

Portanto, acreditamos que mais estudos são necessários para melhor responder as hipóteses geradas com estes resultados.

5 - Conclusão

Não houve diferença na atividade elétrica do músculo TA e equilíbrio estático, imediatamente após ETCC aplicada de forma isolada ou associada ao uso da FES + contração ativa de TA, para os 30 indivíduos hemiparéticos do estudo.

5.1- Considerações finais

A metodologia do estudo foi desenhada e desenvolvida conforme a bases científicas existentes no decorrer do planejamento do mesmo. Assumindo-se, portanto, um estudo de efeito imediato, justamente para testar o efeito da ETCC e seu possível resultado associado a outra técnica de reabilitação (FES).

Durante grande período do andamento do projeto, algumas informações foram adquiridas por meio de artigos publicados e participações em simpósios, sobre o tema, levando-nos a questionar sobre as hipóteses aqui levantadas ao final da discussão.

Acreditamos também que devido à falta de mapeamento cerebral durante a realização das avaliações, não existe uma resposta afirmativa do que realmente aconteceu a nível encefálico para os resultados encontrados.

Contudo, esses resultados foram importantes para o melhor conhecimento de formas metodológicas propostas para estudos de efeito imediato.

Propõe-se a futuros estudos testar as mesmas intervenções com indivíduos prontamente separados conforme seu respectivo acometimento encefálico e grau de comprometimento motor, com monitoramento cerebral ou neuronal antes, durante e após cada protocolo de estimulação e meses posteriores a realização do mesmo.

Alguns efeitos adversos foram relatados por alguns pacientes e familiares após os protocolos de ETCC ativa, como: melhora do humor, comunicação e atenção a determinadas tarefas. Acreditamos que essas reações foram resultantes de estímulos dispersos que podem ter atingido as áreas responsáveis por essas funções, apesar da montagem em M1, uma vez que se é sabido que seu efeito não é totalmente focal (referência) sendo necessárias mais pesquisas para investigar essas alterações benéficas percebidas.

Agradecimentos

Agradecemos o apoio e suporte financeiro dados pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Coordenação de Aperfeiçoamento Pessoal de Nível Superior (CAPES) Fundação de Amparo à Pesquisa do estado de São Paulo (FAPESP) (processo nº2014/18128-6) e ao Laboratório Integrado de Análise do Movimento Humano-Campus Memorial/Uninove.

6- Referências

1. Mackay J, Mensah GA. The Atlas of Heart Disease and Stroke. Geneva: World Health Organization. 2002.
2. Kulkens S, Ringleb PA, Hacke W. [Recommendations of the European Stroke Initiative for treatment of ischemic stroke--update 2003. Organization and acute therapy] . Cerebrovasc. Dis. 2003; pp. 311-37.
3. Worp HB, Gijn J. Acute ischemic stroke. Neuro Engl. J. Med. 2007; pp. 572-9.
4. Lichtman JH, Jones SB, Leifheit-Limson EC, Wang Y, Goldstein LB. 30-day mortality and readmission after hemorrhagic stroke among medicare beneficiaries in Joint Commission primary stroke center-certified and noncertified hospitals. Stroke. 2011; pp. 3387-91.
5. Naghavi M, Wang H, Lozano R, Davis A, Liang X. Global, regional, and national age–sex specific all-cause and cause-specific mortality for 240 causes of death, 1990–2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. Lancet. 2015; pp.117–71.
6. Murray CJL, Vos T, Lozano R, Naghavi M, Flaxman AD, Michaud C. Disability-adjusted life years (DALYs) for 291 diseases and injuries in 21 regions, 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. Lancet. 2012; pp. 2197-223.
7. Schwartz DT. Emergency Radiology: Case Studies. McGraw Hill. 2008; pp. 501-522.
8. Cristea MC & Levin MF. Compensatory strategies for reaching in stroke. Brain. 2000; pp. 940- 953.
9. Mirbagheri MM, Alibiglou L, Rymer WZ .Muscle and reflex changes with varying joint angle in hemiparetic stroke. Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation. 2008; pp. 1-15.
9. Andrews AW, Bohannon RW. Distribution of muscle strength impairments following stroke. Clin. Rehabil. 2000; pp. 14:79.
10. Palácio SG, Freitas TC de. Utilização da órtese elétrica funcional no tratamento do acidente cérebro vascular. Revista Saúde e Pesquisa. 2008; pp. 173-6.
11. Brandalize D, Brandalize M. Efeitos da toxina botulínica no tratamento do pé eqüino em indivíduos com seqüelas de acidente vascular encefálico. VOOS Revista Polidisciplinar Eletrônica da Faculdade Guairacá. 2010; pp. 3-13

12. Ikai T, Kamikubo T, Nishi M, Miyani S. Dynamic postural control in patients with hemiparesis. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 2003; pp. 463-9.
13. Lavados PM, Hennis AJ, Fernandes JG, Medina MT, Legetic B, Hoppe A. Stroke epidemiology, prevention, and management strategies at a regional level: Latin America and the Caribbean. *Lancet Neurol.* 2007; pp: 362–72.
- 14 Gardner E.; Gray D.J.; O'RAHILLY R. "Foot and ankle" in *Anatomy*. Philadelphia. Penn, 1975.
- 15 Malone T.; Mcpoil, T.; Nitz A. *Fisioterapia em ortopedia e medicina no esporte*. 3ª ed. São Paulo: Santos, 2000.
- 16 Salgado A.S.I. *Fisioterapia nas Lesões de Tornozelo*. 1 ed. Editora Lovise. 1990.
- 17 Renström, Per A. F. H.; Lynch, S. A. Lesões ligamentares do tornozelo. *Revista Brasileira de Medicina e Esporte*. v. 5, n. 1, p. 13-23, 1999.
- 18 Vandervoort AA. Ankle mobility and postural stability. *Physiother Theory Pract.* 1999; pp 91-103.
- 19 Runge C.F; Shupert C.L; Horak F.B. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & Posture*.1999; pp 161–170.
- 20 Tyson S.F; Hanley M; Chillala J; Selley A; Tallis R. Balance Disability After Stroke. *Physical Therapy*.2006;pp31-37.
- 21 Nashner L & McCollum G. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behav. Brain Sci.*1985; pp. 135–172.
- 22 Horak F; Nashner L. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations *J. Neurophysiol.* 1986; pp. 1369–1381.
- 23 Perry J. *Análise da Marcha: marcha patológica*. Barueri: Manole, 2005
- 24 James G.C.S, Sendhil G, Danielle L. D. Postural responses to anterior and posterior perturbations applied to the upper trunk of standing human subjects. *Exp Brain Res*.2015; pp: 4442-2.
- 25 Ferreira L.A.B, Rossib L.P, Pereira W.M, Vieira F.F, Paula A.R.D.J . *Análise da Atividade Eletromiográfica dos Músculos do Tornozelo em solo estável e instável*. *Fisioter. Mov.*2009; pp: 177-187.
- 26 Cunha P.L, Bonfim T.R. Ativação eletromiográfica em exercícios sobre a prancha de equilíbrio. *Fisioter Bras.* 2007; pp:192-7.

27. Rushton D.N. Functional Electrical Stimulation and rehabilitation- an hypothesis. *Medical Engineering & Physics*. 2003; pp 75–78.
28. Anel H, H Weingarden . Neuromodulation by functional electrical stimulation (FES) of limb paralysis after stroke. *Acta. Neurochir. Suppl*. 2007; pp. 375-80.
29. Bakhtiary AH, Fatemy E. Does electrical stimulation reduce spasticity after stroke? A randomized controlled study. *Clin. Rehabil*. 2008; pp. 418-25.
30. Cheng JS, Yang YR, Cheng SJ, Lin PY, Wang RY. Effects of combining electric stimulation with active ankle dorsiflexion while standing on a rocker board: a pilot study for subjects with spastic foot after stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil*. 2010; pp. 505-12.
31. Kyunghoon, Lee S, Donghoon , Sik K. The effects of ankle joint muscle strengthening and proprioceptive exercise programs accompanied by functional electrical stimulation on stroke patients'balance. *J. Phys. Ther. Sci*. 2015;pp 2971–2975.
32. You G, Liang H, Yan T. Functional electrical stimulation early after stroke improves lower limb motor function and ability in activities of daily living. *NeuroRehabilitation*. 2014; pp. 381-9.
33. Hyun J, KYU L, Uk J, Young M, Yang S.M , Jeon H.J, Deok W, Noh J.W, Hwan J, Hyun T, JUNGHWAN. A pilot study on the effect of functional electrical stimulation of stroke patients in a sitting position on balance and activities of daily living. *J. Phys. Ther. Sci*. 2013; pp. 1097-101.
34. Mesci N, Ozdenir F, Kabayel DD, Tokuc B. The effects of neuromuscular electrical stimulation on clinical improvement in hemiplegic lower extremity rehabilitation in chronic stroke: a single-blind, randomized, controlled trial. *Disabil. Rehabil*. 2009; pp. 2047-54.
35. Robbins SM, Houghton PE, Woodbury MG, Brown JL. The therapeutic effect of functional and transcutaneous electric stimulation on improving gait speed in stroke patients: a meta-analysis. *Arch. Phys. Med. Rehabil*. 2006; pp. 853-9.
36. Guimarães MT, Liebano RE. Os efeitos da estimulação elétrica aplicada nos músculos dorsiflexores em pacientes pós-AVE: uma revisão sistemática. *Consciência e Saúde*. 2013; pp. 313-320.
37. Howlett OA, Lannin NA, Ada L, Mckinstry C. Functional electrical stimulation improves activity after stroke: a systematic review with meta-analysis. *Arch. Phys. Med. Rehabil*. 2015; pp. 934-43.

38. Lindenberg R , Renga V, Zhu LL , Nair D, Schlaug G. Bihemispheric brain stimulation facilitates motor recovery in chronic stroke patients. *Neurology*. 2010; pp. 2176 – 2184.
39. Miranda PC, Lomarev M & Hallett M. Modeling the current distribution during transcranial direct current stimulation. *Clinical Neurophysiology*. 2006; pp. 1623-1629.
40. Nitsche MA & Paulus W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. *J. Physiol*. 2000; pp. 633-9.
41. Mendonça ME & Fregni F: Neuromodulação com estimulação cerebral não invasiva: aplicação no acidente vascular encefálico, doença de Parkinson e dor crônica. *Conduas práticas em fisioterapia neurológica*. São Paulo: Manole. 2012;pp. 307-339.
42. Flöel A. tDCS-enhanced motor and cognitive function in neurological diseases. *NeuroImage*. 2014; pp. 934 –947.
43. Nitsche, MA & Paulus W. Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans. *Neurology*. 2001; pp. 1899-1901.
44. Adeyemo BO, Simis M, Macea DD, Fregni F. Systematic review of parameters of stimulation, clinical trial design characteristics, and motor outcomes in non-invasive brain stimulation in stroke. *Front.Psychiatry*. 2012; pp. 3:88.
45. Dutta A, Paulus W & Nitsche MA. Facilitating myoelectric-control with transcranial direct current stimulation: a preliminary study in healthy humans. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2014; pp. 11:13.
46. Sohn MK, Sung JJ, Yeong W. Effect of Transcranial Direct Current Stimulation on Postural Stability and Lower Extremity Strength in Hemiplegic Stroke Patients. *Ann. Rehabil. Med*. 2013; pp. 759-765.
47. Madhavan S, Weber KA, Stinear JW. Non-invasive brain stimulation enhances Wne motor control of the hemiparetic ankle: implications for rehabilitation. *Exp. Brain Res*. 2011; pp. 9–17.
48. Bolognini N, Leone P & Fregni F. Using non-invasive brain stimulation to augment motor training-induced plasticity. *J. Neuroeng. Rehabil*. 2009; pp. 6:8.
49. Teixeira LF, Neto MG, Magalhães LC, Lima RC, Faria CDCM. Content comparisons of stroke-specific quality of life based upon the international classification of functioning, disability, and health. *Qual. Life Res*. 2009; pp. 765–773.

50. Bonita R, Beaglehole R. Stroke prevention in poor countries: time for action. *Stroke*. 2007; pp. 2871-2.
51. Teasell R, Meyer MJ, McClure A, Pan C. Stroke rehabilitation: an international perspective. *Top. Stroke Rehabil*. 2009; pp.144-56.
52. Lotufo PA. Stroke in Brazil: A neglected disease. *Med J*. 2005; pp. 3- 4.
53. Falavigna A, Teles AR. Acidente vascular encefálico: por que poucos pacientes recebem o tratamento adequado? *RCM – UCS*. 2008; pp. 7-9.
54. Horváth M, Tihanyl J. Kinematic and kinetic analyses of gait patterns in hemiplegic patients. *Physical Education and Sport*. 2001; pp. 25-35.
55. Silver-Thorn B, Herrmann A, Current T, McGuire J. Effect of ankle orientation on heel loading and knee stability for post-stroke individuals wearing ankle-foot orthoses. *Prosthet. Orthot. Int*. 2011; pp.150-62.
56. Vandervoort AA. Ankle mobility and postural stability. *Physiother. Theory. Pract*. 1999; pp. 91-103.
57. Hart DJ, Taylor PN, Chappell PH, Wood DE. A microcontroller system for investigating the catch effect: functional electrical stimulation of the common peroneal nerve. *Med. Eng. Phys*. 2006; pp. 438-48.
58. Lauro R LJ, Rosanova M, Mattavelli G, Convento S, Pisoni A, Opitz A, Bolognini N, Vallar G. TDCS increases cortical excitability: direct evidence from TMS-EEG. *Cortex*. 2014; pp. 99-111.
59. Antal A, Kincses TZ, Nitsche MA, Bartfai O, Paulus W. The excitability changes induced in the human primary visual cortex stimulation by transcranial direct current: direct electrophysiological evidence. *The Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 2004; pp. 702-707.
60. Nitsche MA, Liebetanz D, Antal A, Lang N, Tergau F, Paulus W. The modulation of the cortical excitability by stimulation technical, safety and functional weak DC. *The supplements for Clinical Neurophysiology*. 2003; pp. 255-276.
61. Schestatsky P, Morales LQ, Fregni F. EEG simultaneously during transcranial direct-current stimulation. *The Journal of Visualized Experiments*. 2013; pp.1-11
62. Antal A, Paulus W, Nitsche MA. The Electrical stimulation and visual network plasticity. *Restorative Neurology and Neuroscience*. 2011; pp. 365-374.

63. Fritsch B, Reis J, Martinowich K, Schambra HM, Ji Y, Cohen LG, Lu B. The DC stimulation promotes the BDNF dependent synaptic plasticity: Potential implications for motor learning. *Neuron*. 2010; pp. 198-204.
64. Kirimoto H, Ogata K, Onishi H, Oyama M, Goto Y, Tobimatsu S. The transcranial direct current stimulation of the motor cortex induces association of plastic changes in the ipsilateral primary motor and somatosensory cortices. *The Clinical Neurophysiology*. 2011; pp. 777-783.
65. Pellicciari MC, Brignani D, Miniussi C. Modulation of the motor system excitability induced by transcranial direct current stimulation: a multimodal approach. *NeuroImage*. 2013; pp. 569-580.
66. Polania R, Nitsche M.A, Paulus W. Modulating the patterns of functional connectivity topological and functional organization of the human brain with transcranial direct-current stimulation. *Mapping the Human Brain*. 2011; pp. 1236-1249.
67. Grecco L.A.C; Duarte N.A; Mendonça M; Galli M; Fregni, F ; Oliveira C.S. Effects of anodal transcranial direct current stimulation combined with virtual reality for improving gait in children with spastic diparetic cerebral palsy: A pilot, randomized, controlled, double-blind, clinical trial. *Clinical Rehabilitation*. 2015; pp.1-12.
68. Grecco L.A.C, Duarte N.A, Zanon N, Galli M, Fregni F, Oliveira C.S. Transcranial direct current stimulation during treadmill training in children with cerebral palsy: a randomized controlled double-blind clinical trial. *Research in developmental disabilities*. 2014; pp. 2840-2848.
69. Duarte N.A, Grecco L.A, Galli M, Fregni F, Oliveira C.S. Effect of transcranial direct-current stimulation combined with treadmill training on balance and functional performance in children with cerebral palsy: a double-blind randomized controlled trial. *PLoS One*. 2014; pp.1-8.
70. Chang MC, Kim DY, Park DH. Enhancement of Cortical Excitability and Lower Limb Motor Function in Patients with Stroke by Transcranial Direct Current Stimulation. *Brain Stimulation*. 2015; pp. 1- 6.
71. Sriramana A, Oishib T, Madhavan S. Timing-dependent priming effects of tDCS on ankle motor skill learning. *Brain Res*. 2014; pp. 2-7.
72. Tahtis V, Kaski D, Seemungal BM. The effect of single session bi-cephalic transcranial direct current stimulation on gait performance in sub-acute stroke: A pilot study. *Restor. Neurol. Neurosci*. 2014; pp. 527-32.
73. Zhou J, Hao Y, Wang Y, Jordan A, Pascual LA, Zhang J, Fang J, Manor B. Transcranial direct current stimulation reduces the cost of performing a cognitive task on gait and postural control. *Eur. J. Neurosci*. 2014; pp. 1343-8.

74. Nonnekes J, Arroggi A, Munneke M, Edwin HF, Asseldonk V, Lars B, Nijhuis O, Alexander CG, Weerdesteyn V. Subcortical structures in humans can be facilitated by transcranial direct current stimulation. *PLoS One*. 2014; pp.1-7.
75. Teixeira INDO. O envelhecimento cortical e a reorganização neural após o acidente vascular encefálico (AVE): implicações para a reabilitação. *Ciência & Saúde Coletiva*. 2008; pp. 2171-2178.
76. Madhavan S, Rogers LM & Stinear JW. A paradox: after stroke, the non-lesioned lower limb motor cortex may be maladaptive. *European Journal of Neuroscience*.2010; pp. 1032–1039.
77. Kendall F.P; McCreary E.K; Provance PG. *Músculos: Prova e Funções com postura e dor*. 4. ed. São Paulo: Manole, 1995.
78. Maheshwari S.G, Iqbal M, Hashmi S.F.A, Devrajani B. Stroke patients; assessment of cognitive impairment in. *Professional Med. J*. 2015; pp. 541- 545.
79. Fugl-meyer A.R, Jaasko L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient: 1. A method for evaluation of physical performance. *Scand. J. Rehab. Med*. 1975; pp. 13-31.
80. Ashword B. Preliminary trial of carisoprodol in multiplesclerosis. *Practitioner*. 1964; pp. 540–2.
81. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst- Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *JElectromyography and Kinesiology*.2000; pp. 361–74.
82. Grecco L.A.C, Duarte N.A, Mendonça M , Pasini H, Lima V.L.C.C, Franco R.C, Oliveira L.V.F, Carvalho P.T.C, Ferrêira J.C, Collange N.Z, Sampaio L.M.M ,Galli M, Fregni F ,Oliveira S.C. Effect of transcranial direct current stimulation combined with gait and mobility training on functionality in children with cerebral palsy: study protocol for a double-blind randomized controlled clinical trial. *BMC Pediatrics*. 2013; pp. 13: 168.
83. Horak F.Mechanistic and physiological aspects. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*. 2006; pp. 7-11.
84. El Hage, Y., Politti, F., Sousa, D.F.M., Herpich, C.M., Gloria, I.P.S., Gomes, C.A.F.P., Amaral, A.P., Melo, N.C., Silva, T.C., Arruda, E.E.C., Amorim, C.F., Gadotti, I.C., Gonzalez, T.O., Berzin, F., Bussadori, S.K., Garcia, M.B.S., Barbosa, B.R.B., Biasotto-Gonzalez, D.A. Effect of mandibular mobilization on electromyographic signals in muscles of mastication and static balance in individuals with temporomandibular disorder: study protocol for a randomized controlled Trial. *Trials*. 2013; 14:316 .

85. Oliveira, L.F., Simpson, D.M., Nadal, J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. *Physiol Measur* 1996; pp: 305-312.
86. Doyle, T.L., Newton, R.U., Burnett, A.F. Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005; 86:2034-40.
87. Baratto, L., Morasso, P.G, Re, C., Spada, G. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Contr.* 2002; pp:246–270.
88. Dasilva A.F, Volz M.S, Bikson M, Fregni F. Electrode Positioning and Montage in Transcranial Direct Current Stimulation. *J. Vis. Exp.* 2011; pp.1-11.
89. Ambrosini E, Ferrante S, Pedrocchi A, Ferrigno G, Molteni F. Cycling induced by electrical stimulation improves motor recovery in postacute hemiparetic patients: a randomized controlled trial. *Stroke.* 2011; pp. 1068-73.
90. Bienenstock E.L., Cooper L.N., Munro P.W. Theory for the development of neuron selectivity: orientation specificity and binocular interaction in visual cortex. *J. Neurosci.* 1982; pp: 32–48.
91. Rizzo V, Terranova C, Crupi D, Sant'angelo A, Girlanda P, Quartarone A. Increased transcranial direct current stimulation after effects during concurrent peripheral electrical nerve stimulation. *Brain Stimul.* 2014; pp.113-211.
92. Ziemann U., Siebner R. Modifying motor learning through gating and homeostatic metaplasticity. *Brain Stimul.* 2008; pp. 60–66.
93. Boggio, P.S., Castro, L.O., Savagim, E.A., Brite, R., Cruz, V.C., Rocha, R.R., Rigonatti, S.P., Silva, M.T., Fregni, F. Enhancement of non-dominant hand motor function by anodal transcranial direct current stimulation. *Neurosci. Lett.* 2006; p. 232–236.
94. Reis, J., Schambra, H.M., Cohen, L.G., Buch, E.R., Fritsch, B., Zarahn, E., Celnik, P.A., Krakauer, J.W. Noninvasive cortical stimulation enhances motor skill acquisition over multiple days through an effect on consolidation. *Proc. Natl. Acad. Sci.* 2009; p. 1590–1595.
95. Stagg, C.J., Jayaram, G., Pastor, D., Kincses, Z.T., Matthews, P.M., Johansen-Berg, H. Polarity and timing-dependent effects of transcranial direct current stimulation in explicit motor learning. *Neuropsychologia.* 2011; pp. 800–804.

96. Gomez P. S. A, Faraji J., Metz G.A., Tatsuno M., Luczak A. Transcranial direct current stimulation in stroke rehabilitation: a review of recent advancements. *Stroke Res. Treat.* 2013; pp: 170-256.
97. Madhavan S., Shah B. Enhancing motor skill learning with transcranial direct current stimulation—a concise review with applications to stroke. *Front. Psychiatry.* 2012; pp:66.
98. Schlaug G., Renga V., Nair D. Transcranial direct current stimulation in stroke recovery. *Arch. Neurol.* 2008;pp: 1571–1576.
99. Rossini PM, Marciani MG, Caamia M, Roma V, Zarola F. Nervous propagation along ‘central’ motor pathways in intact man: characteristics of motor responses to ‘bifocal’ and ‘unifocal’ spine and scalp non-invasive stimulation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1985;pp.272–286.
100. Saypol JM, Roth BJ, Cohen LG, Hallett M. A theoretical comparison of electric and magnetic stimulation of the brain. *Ann Biomed Eng.* 1991; pp. 317–328.
101. Datta A, Elwassif M, Battaglia F, Bikson M. Transcranial current stimulation focality using disc and ring electrode configurations:FEM analysis. *J Neural Eng.* 2008; pp. 163–174.
102. Accornero N, Li Voti P, La Riccia M, Gregori B. Visual evoked potentials modulation during direct current cortical polarization. *Exp Brain Res.* 2007;pp. 261–266.
103. Ferrucci R, Mameli F, Guidi I, Mrakic-Spota S, Vergari M, Marceglia S, et al. Transcranial direct current stimulation improves recognition memory in Alzheimer disease. *Neurology.* 2008;pp. 493–498.
104. Baker JM, Rorden C, Fridriksson J. Using Transcranial Direct-Current Stimulation to treat stroke patients with aphasia. *Stroke.* 2010.
105. Bienenstock E.L., Cooper L.N., Munro P.W. Theory for the development of neuron selectivity: orientation specificity and binocular interaction in visual cortex. *J. Neurosci.* 1982; pp: 32–48.
106. Jung P., Ziemann U. Homeostatic and nonhomeostatic modulation of learning in human motor cortex. *J. Neurosci.* 2009; pp: 5597–5604.
107. Turrigiano G.G., Nelson S.B., 2004. Homeostatic plasticity in the developing nervous system. *Nat. Rev. Neurosci.*2004; pp: 97–107.
108. Newsam C. J.; Baker L. L. Effect of na Electric Stimulation Facilitation Program on Quadriceps Motor Unit Recruitment After Stroke. *Arch Phys Med Rehabil,* 2004; pp: 2040-2045.
109. Knutson JS, Chae J. A novel neuromuscular electrical stimulation treatment for recovery of ankle dorsiflexion in chronic hemiplegia: a case series pilot study. *Am J Phys Med Rehabil.* 2010; pp: 672-82.

110. Kaski D, Dominguez RO, Allum JH, Bronstein AM. Improving Gait and Balance in Patients With Leukoaraiosis Using Transcranial Direct Current Stimulation and Physical Training An Exploratory Study. *Neurorehabilitation and neural repair* 2013;pp. 864-871.
111. Duarte N.A, Grecco L.A.C, Galli M., Fregni F., Oliveira C.S. Effect of transcranial direct-current stimulation combined with treadmill training on balance and functional performance in children with cerebral palsy: a double-blind randomized controlled trial. *PLoS one* 2014.
112. Dumont A.J, Araujo M.C, Lazzari R.D, Santos C.A, Carvalho D.B, Franco de Moura R.C, Ferreira L.A, Galli M, Oliveira C.S. Effects of a single session of transcranial direct current stimulation on static balance in a patient with hemiparesis: a case study. *J Phys Ther Sci.* 2015.
113. Grecco L.A, Duarte N.A, Zanon N., Galli M., Fregni F., Oliveira C.S. Effect of a single session of transcranial direct-current stimulation on balance and spatiotemporal gait variables in children with cerebral palsy: A randomized sham-controlled study. *Braz J Phys Ther.* 2014.
114. Zhou J., Hao Y., Wang Y., Jor'dan A., Pascual-Leone A., Zhang J., Manor B. Transcranial direct current stimulation reduces the cost of performing a cognitive task on gait and postural control. *European Journal of Neuroscience.* 2014;pp.1343-1348.
115. Chung E., Park S. I., Jang Y. Y., Lee B. H. Effects of brain-computer interface-based functional electrical stimulation on balance and gait function in patients with stroke: preliminary results. *Journal of physical therapy science.* 2015;p.513.
116. BRUNONI, A.R. *et al.* The sertraline vs. electrical current therapy for treating depression clinical study: results from a factorial, randomized, controlled trial. *JAMA Psychiatry.* v. 70, n. 4, p. 383-91. 2013.

7. Anexos

(ANEXO I.a)

Termo de Consentimento para Participação em Pesquisa Clínica:

Nome do Voluntário: _____

Endereço:

Telefone para contato: _____

Cidade: _____ CEP: _____

E-mail: _____

As Informações contidas neste prontuário foram fornecidas pela aluna, Aline Marina Alves Fruhauf (aluna do Mestrado em Reabilitação da Universidade Nove de Julho – UNINOVE) objetivando firmar acordo escrito, mediante o qual, o voluntário da pesquisa; autoriza sua participação com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos e riscos a que se submeterá, com a capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação.

1. Título do Trabalho Experimental:

O efeito imediato da estimulação elétrica transcraniana (estimulação elétrica não invasiva no couro cabeludo) associada ao uso da estimulação elétrica funcional (estimulação não invasiva no músculo da perna), sobre a atividade elétrica do músculo tibial anterior (força da perna), equilíbrio e distribuição de pressão plantar (apoio dos pés no solo) de indivíduos com hemiparesia (fraqueza de um lado do corpo) decorrente de AVE (derrame).

2. Objetivo:

Avaliar os efeitos imediatos de uma sessão de estimulação elétrica não invasiva sobre o couro cabeludo (área do cérebro lesionada), comparada ao uso da estimulação elétrica funcional (sobre o músculo da perna), sobre a atividade elétrica do músculo tibial anterior (força da perna), equilíbrio e distribuição de pressão plantar (apoio dos pés no solo) de pacientes com hemiparesia (fraqueza de um lado do corpo) decorrente de AVE (derrame).

3. Justificativa:

O projeto envolve uma inovadora técnica de intervenção (estimulação elétrica não invasiva sobre o couro cabeludo) com efeitos sobre o funcionamento do cérebro e sobre o funcionamento dos membros que ficaram com deficiências motoras. Busca-se verificar os efeitos desta estimulação nos movimentos da perna, especificamente sobre um músculo da perna, (chamado de tibial anterior), equilíbrio e na forma como os pés se posicionam no solo.

4. Procedimentos da Fase Experimental:

Os indivíduos selecionados (os aprovados nos critérios de elegibilidade do estudo) passarão por uma entrevista, onde serão convidados a preencher uma ficha de avaliação que conterá informações sobre os seus dados pessoais, e, somente no dia do tratamento, será realizada uma avaliação para verificar o movimento do músculo tibial anterior (músculo da perna), por meio de um aparelho chamado eletromiógrafo. Para isso serão colocados eletrodos sobre o músculo. Estes não emitirão choques. Nada será sentido pelo paciente. O paciente apenas estará sentado sobre uma cadeira com encosto e será solicitado a esse, que execute 3 contrações do músculo da perna (três contrações para cima sustentadas) com descanso de 2 minutos entre cada. E realizará também, 5 contrações consecutivas do músculo da perna (com descanso de 2 minutos para cada 5 contrações completas). Depois, será avaliado o equilíbrio parado desse paciente, primeiramente; com olhos abertos, depois com os olhos fechados, e seu equilíbrio com uma tarefa cognitiva (solicitando que o mesmo fale as letras do alfabeto faltantes em um painel, á sua frente). Cada posição deverá ser mantida por 30 segundos, sobre uma plataforma. E por fim; será verificado o apoio dos pés no solo sobre outra plataforma. E após todas as avaliações iniciais, será aplicada a estimulação elétrica sobre o couro cabeludo com um aparelho de estimulação, por meio de dois eletrodos cobertos por uma esponja, umedecidas em solução salina. Um eletrodo será posicionado sobre a região do cérebro onde ocorreu o derrame e outro eletrodo na região acima do olho (lado oposto da região lesada), durante 20 minutos em cada sessão. E juntamente com a estimulação no couro cabeludo, será aplicada a estimulação elétrica no músculo tibial anterior (músculo da perna). E para todas as formas de tratamento o paciente estará sentado sobre uma cadeira. Ao final de cada intervenção o paciente será reavaliado, imediatamente, pelas mesmas avaliações descritas anteriormente. Os respectivos processos de avaliações e intervenções

ocorrerão durante 4 dias, com intervalo de 48 horas entre as mesmas. O tempo necessário para avaliação e tratamento será em torno de 3h e 30 min. Sendo 3 horas para avaliações e 20 minutos para estimulações.

5. Desconforto ou Riscos Esperados:

Na aplicação da estimulação no couro cabeludo o paciente pode sentir pequena ardência, sensação de formigamento, coceira, vermelhidão, dores de cabeça, náuseas e insônia, na região sob o eletrodo. Embora os procedimentos adotados no estudo sejam não- invasivos os voluntários serão submetidos a risco, como por exemplo, quedas durante as avaliações e/ou intervenções. E para que estes riscos sejam minimizados ao máximo, serão adotadas as seguintes medidas protetoras: as avaliações serão realizadas por um fisioterapeuta com experiência e será acompanhada por ao menos dois voluntários. Ambos permanecerão posicionados do lado do indivíduo por todo o tempo.

Em relação à estimulação elétrica muscular, o paciente pode sentir desconforto pela sensação de formigamento passando pelo seu músculo.

6. Informações: O voluntário tem garantia que receberá resposta a qualquer pergunta e/ou esclarecimento de qualquer dúvida quanto aos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados com pesquisa. Também os pesquisadores supracitados assumem o compromisso de proporcionar informação atualizada obtida durante o estudo, ainda que esta possa afetar a vontade do indivíduo em continuar participando.

7. Benefícios: Espera-se que com esta pesquisa ocorra à melhora da atividade muscular do músculo tibial anterior (músculo da perna), e conseqüentemente; ocorra a melhora do equilíbrio e distribuição de pressão plantar (apoio dos pés no solo) desses pacientes com hemiparesia (fraqueza de um lado do corpo) decorrentes de um AVE (derrame).

8. Retirada do Consentimento: O paciente tem a liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo.

9. Aspecto Legal: Elaborados de acordo com as diretrizes e normas regulamentadas de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à Resolução n.º196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério de Saúde – Brasília – DF.

10. Garantia do Sigilo: Os pesquisadores asseguram a privacidade dos voluntários quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa.

11. Formas de Ressarcimento das Despesas decorrentes da Participação na Pesquisa:

O paciente é livre para dar continuidade ou não na pesquisa, e tem plena ciência que por participar não estará recebendo nenhum tipo de auxílio ou ajuda financeira. E que terá direito de conhecer o projeto, tanto quanto os seus resultados.

12. Local da Pesquisa: O estudo será realizado na Universidade Nove de Julho – Campus Memorial, Laboratório Integrado de análise do movimento, localizado à Av. Dr. Adolpho Pinto, 109, Barra Funda - São Paulo – SP.

13. Telefones dos Pesquisadores para Contato:

Profa. Fernanda Ishida Corrêa - (011) 973440380; Aluna: Aline Marina Alves Fruhauf – (011) 795347-4335. Coep (Comitê de ética em pesquisa) (011) 3665-9309 /9310, Rua Vergueiro nº 235/249 – Liberdade – SP – CEP 01504-001 – 1º andar

14. Consentimento Pós-Informação:

Eu, _____, após leitura e compreensão deste termo de informação e consentimento, entendo que minha participação é voluntária, e que posso sair a qualquer momento do estudo, sem prejuízo algum. Confirmando que recebi cópia deste termo de consentimento, e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo no meio científico. * Não assine este termo se ainda tiver alguma dúvida a respeito.

São Paulo, de 2015.

Nome (por extenso): _____

Assinatura: _____

(ANEXO II.a)

Ficha de Avaliação

Avaliador: _____

Projeto: _____

Data Avaliação Inicial: ____| ____ / ____

Data Avaliação 2 ____ / ____ / ____

Data Avaliação 3 ____ / ____ / ____

Data Avaliação 4 ____ / ____ / ____

Nome: _____

Data de nascimento: ____ | ____ | ____ **Idade:** ____

Sexo: () F () M

Diagnóstico Topográfico: _____

Peso: ____ kg **Estatuta:** ____ **IMC:** ____

HMA/HMP

Diagnóstico

Complementar: _____

Medicamentos: _____

Cirurgias prévias: _____

Realização de terapias e tratamentos

médico e /ou complementar e tempo:

(ANEXO II.b)

FICHA DE TRIAGEM

Nome: _____

DATA: _____

CRITÉRIO DE INCLUSÃO		
Item	Sim	Não
Diagnóstico clínico de AVE		
TEMPO DE AVE _____ Gravidade (Fulg-Meyer) _____		
Domínio afetado por fraqueza ou espasticidade		
Conseguir ficar em posição ortostática sem dispositivo auxiliar por pelo menos 60 segundos		
Estado Cognitivo– Mini mental		
PONTO DE CORTE ADOTADO:		
Deambulação Funcional e independente há no mínimo 6 meses		
Assinatura do termo de consentimento		
CRITÉRIO DE EXCLUSÃO		
Item	Sim	Não
Comprometimento visual que possa interferir nos testes		
Presença de afasia de Wernick		
Pacientes que não conheçam o alfabeto nacional		

Grau de força muscular do tibial anterior menor que < 1		
Mobilidade de tornozelo reduzida por: história de fratura de tornozelo, uso de fixadores e/ou deformidade adquirida		
Fazer uso de medicamento que interfira no equilíbrio		
Apresentar alguma patologia diferente que interfira no equilíbrio		
Contra-indicações ao uso de estimulação transcraniana por corrente Contínua (histórico de convulsão recorrente, epilepsia recorrente e tumores cerebrais, marca-passo cerebral e/ou placas ou dispositivos metálicos em local de estimulação do ETCC)		
Indivíduos que apresentarem anestesia ou hiperestesia no local de aplicação do FES		
Indivíduos com infecção cutânea no local de aplicação de ETCC e FES		

Orientações para os indivíduos para o dia da coleta:

- Trazer roupas leves (como bermudas e blusas) e calçados que possam ser retirados facilmente para os testes;
- Não fazer uso de gel, cremes ou outros tipos de substâncias no couro cabeludo;
- Não realizar fisioterapia ou outro tipo de terapia física antes do dia da coleta

(ANEXO III)

MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL

(Folstein, Folstein & McHugh, 1.975)

Paciente: _____

Data da Avaliação: ____/____/____ Avaliador: _____

ORIENTAÇÃO

- Dia da semana (1 ponto)()
- Dia do mês (1 ponto)()
- Mês (1 ponto)()
- Ano (1 ponto)()
- Hora aproximada (1 ponto)()
- Local específico (apartamento ou setor) (1 ponto)()
- Instituição (residência, hospital, clínica) (1 ponto)()
- Bairro ou rua próxima (1 ponto)()
- Cidade (1 ponto)()
- Estado (1 ponto)()

MEMÓRIA IMEDIATA

- Fale 3 palavras não relacionadas. Posteriormente pergunte ao paciente pelas 3 palavras. Dê 1 ponto para cada resposta correta()
Depois repita as palavras e certifique-se de que o paciente as aprendeu, pois mais adiante você irá perguntá-las novamente.

ATENÇÃO E CÁLCULO

- (100 - 7) sucessivos, 5 vezes sucessivamente (1 ponto para cada cálculo correto)()
(alternativamente, soletrar MUNDO de trás para frente)

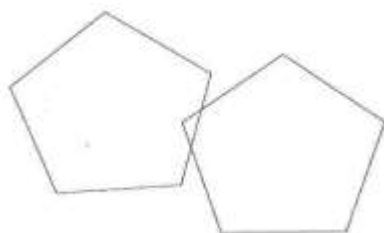
EVOCAÇÃO

- Pergunte pelas 3 palavras ditas anteriormente (1 ponto por palavra)()

LINGUAGEM

- Nomear um relógio e uma caneta (2 pontos)()
- Repetir "nem aqui, nem ali, nem lá" (1 ponto)()
- Comando: "pegue este papel com a mão direita dobre ao meio e coloque no chão" (3 pts)()
- Ler e obedecer: "feche os olhos" (1 ponto)()
- Escrever uma frase (1 ponto)()
- Copiar um desenho (1 ponto)()

ESCORE: (____/30)



(ANEXO IV)

TESTE	PONTUAÇÃO
I. Movimentação passiva e dor: - <u>ombro</u> : flexão, abdução 90, rot. ext. e int. - <u>cotovelo, punho e dedos</u> : flexão e extensão - <u>antebraço</u> : pronação e supinação - <u>quadril</u> : flexão, abdução, rot. ext. e int. - <u>joelho</u> : flexão e extensão - <u>tornozelo</u> : dorsiflexão e flexão plantar - <u>pé</u> : eversão e inversão <i>Pont. máx: (44 mobilidade) (44 dor)</i>	Mobilidade: 0 – apenas alguns graus de movimento 1 – grau de mobilidade passiva diminuída 2 – grau de movimentação passiva normal Dor: 0 – dor pronunciada durante todos os graus de movimento e dor marcante no final da amplitude 1 – alguma dor 2 – nenhuma dor
II. Sensibilidade: - <u>Exterocepção</u> : membro superior, palma da mão, coxa e sola do pé () <i>Pont. máx: (8)</i> - <u>Propriocepção</u> : ombro, cotovelo, punho, polegar, quadril, joelho, tornozelo e hálux () <i>Pont. máx: (16)</i>	0 – anestesia 1 – hipoestesia/ disestesia 2 – normal 0 – nenhuma resposta correta (ausência de sensação) 1 – ¼ das respostas são corretas, mas há diferença entre o lado não afetado 2 – todas as respostas são corretas
III. Função motora de membro superior 1 – <u>Motricidade reflexa</u> : bíceps/ tríceps () (2) 2 – <u>Sinergia flexora</u> : elevação, retração de ombro, abdução + 90, rot. externa, flexão de cotovelo, supinação () <i>Pont. máx:(12)</i> 3 – <u>Sinergia extensora</u> : adução do ombro, rot. interna, extensão cotovelo, pronação <i>Pont:(8)</i> 4 – <u>Movimentos com e sem sinergia</u> : a) mão a coluna lombar () b) flexão de ombro até 90° () c) prono-supinação (cotov. 90° e ombro 0°) () d) abdução ombro a 90° com cotov. estendido e pronado () e) flexão de ombro de 90° a 180° () f) prono-supinação (cotov. estendido e ombro fletido de 30 a 90°) () <i>Pont. máx: (12)</i>	0 – sem atividade reflexa 2 – atividade reflexa presente 0 – <u>tarefa não pode ser realizada completamente *</u> 1 – <u>tarefa pode ser realizada parcialmente</u> 2 – <u>tarefa é realizada perfeitamente</u> * a) * b) 0 – se o início do mov. o braço é abduzido ou o cotovelo é fletido 1 – se na fase final do mov., o ombro abduz e/ou ocorre flexão de cotovelo 2 – a tarefa é realizada perfeitamente c) 0 – Não ocorre posiciona/o correto do cotovelo e ombro e/ou pronação e supinação não pode ser realizada completa 1 – prono-supino pode ser realizada com ADM limitada e ao mesmo tempo o ombro e o cotovelo estejam corretamente posicionados 2 – a tarefa é realizada completamente d) 0 – não é tolerado nenhuma flexão de ombro ou desvio da pronação do antebraço no INÍCIO do movimento 1 – realiza parcialmente ou ocorre flexão do cotovelo e o antebraço não se mantém pronado na fase TARDIA do movimento 2 – a tarefa pode ser realizada sem desvio e) 0 – o braço é abduzido e cotovelo fletido no início do movimento 1 – o ombro abduz e/ou ocorre flexão de cotovelo na fase final do movimento 2 – a tarefa é realizada perfeitamente f) 0 – Posição não pode ser obtida pelo paciente e/ou prono-supinação não pode ser realizada perfeitamente 1 – atividade de prono-supinação pode ser realizada mesmo com ADM limitada e ao mesmo tempo o ombro e o cotovelo estejam corretamente posicionados 2 – a tarefa é realizada perfeitamente

<p>5 – <u>Atividade reflexa normal:</u> () biceps / tríceps/ flexor dedos (<i>avalia-se o reflexo somente se o paciente atingiu nota 2 para os itens d), e), f) do item anterior</i>) Pont. máx: (2)</p>	<p>0 – 2 ou 3 reflexos estão hiperativos 1 – 1 reflexo esta marcadamente hiperativo ou 2 estão vivos 2 – não mais que 1 reflexo esta vivo e nenhum esta hiperativo</p>
<p>6 – <u>Controle de punho:</u> a) Cotovelo 90°, ombro 0° e pronação, c/ resistência. (assistência, se necessário) () b) Máxima flexo-extensão de punho, cotov. 90°, ombro 0°, dedos fletidos e pronação (auxílio se necessário) () c) Dorsiflexão com cotovelo a 0°, ombro a 30° e pronação, com resistência (auxílio) () d) Máxima flexo-extensão, com cotov. 0°, ombro a 30° e pronação (auxílio) () e) Circundação () Pont. máx:(10)</p>	<p>a) 0 – o pcte não pode dorsifletir o punho na posição requerida 1 – a dorsiflexão pode ser realizada, mas sem resistência alguma 2 – a posição pode ser mantida contra alguma resistência b) 0 – não ocorre mov. voluntário 1 – o pcte não move ativamente o punho em todo grau de movimento 2 – a tarefa pode ser realizada c) Idem ao a) d) Idem ao b) e) Idem ao b)</p>
<p>7 – <u>Mão:</u> a) flexão em massa dos dedos () b) extensão em massa dos dedos () c) <u>Preensão 1:</u> Art. metacarpofalangeanas (II a V) estendidas e interfalangeanas distal e proximal fletidas. Preensão contra resistência () d) <u>Preensão 2:</u> O paciente é instruído a aduzir o polegar e segurar um papel interposto entre o polegar e o dedo indicador () e) <u>Preensão 3:</u> O paciente opõe a digital do polegar contra a do dedo indicador, com um lápis interposto () f) <u>Preensão 4:</u> Segurar com firmeza um objeto cilíndrico, com a superfície volar do primeiro e segundo dedos contra os demais () g) <u>Preensão 5:</u> o paciente segura com firmeza uma bola de tênis () Pont. máx: (14)</p>	<p>a)* b) 0- nenhuma atividade ocorre 1 – ocorre relaxamento (liberação) da flexão em massa 2 – extensão completa (comparado com mão não afetada) c) 0 – posição requerida não pode ser realizada 1 – a preensão é fraca 2 – a preensão pode ser mantida contra considerável resistência d) 0 - a função não pode ser realizada 1 – o papel pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 – um pedaço de papel é segurado firmemente contra um puxão e) 0 – a função não pode ser realizada 1 – o lápis pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 – o lápis é segurado firmemente f) 0 – a função não pode ser realizada 1 – o objeto interposto pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 – o objeto é segurado firmemente contra um puxão g) 0 – a função não pode ser realizada 1 – o objeto pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 – o objeto é segurado firmemente contra um puxão</p>
<p>IV. <u>Coordenação/ Velocidade MS:</u> a) <u>Tremor</u> () b) <u>Dismetria</u> () c) <u>Velocidade:</u> Index-matriz 5 vezes, e o mais rápido que conseguir () Pont. máx: (6)</p>	<p>a) 0 – tremor marcante/ 1 – tremor leve/ 2 – sem tremor b) 0 – dismetria marcante/ 1 – dismetria leve/ 2 – sem dismetria c) 0 – 6 seg. mais lento que o lado não afetado/ 1 – 2 a 5 seg. mais lento que o lado não afetado/ 2 – menos de 2 segundos de diferença</p>

<p>V. Função motora membro inferior: Motricidade Reflexa A) Aquiles () B) Patelar () (4)</p> <p>1 - <u>Motricidade reflexa:</u> Patelar e aquileu / adutor () (2)</p>	<p>0 - sem atividade reflexa 2 - atividade reflexa pode ser avaliada 0 - 2 ou 3 reflexos estão marcadamente hiperativos 1 - 1 reflexo esta hiperativo ou 2 estão vivos 2 - não mais que 1 reflexo esta vivo</p>
<p>2 - <u>Sinergia flexora:</u> flexão quadril, joelho e dorsiflexão (dec.dorsal) () Pont. máx: (6)</p>	<p>*</p>
<p>3 - <u>Sinergia extensora:</u> extensão de quadril, adução de quadril, extensão de joelho, flexão plantar () Pont máx: (8)</p>	<p>*</p>
<p>4 - <u>Mov. com e sem sinergias:</u> a) a partir de leve extensão de joelho, realizar uma flexão de joelho além de 90°. (sentado) () b) Dorsiflexão de tornozelo (sentado) () c) Quadril a 0°, realizar a flexão de joelho mais que 90° (em pé) () d) Dorsiflexão do tornozelo (em pé) () Pont. máx: (8)</p>	<p>a) 0 - sem movimento ativo 1 - o joelho pode ativamente ser fletido até 90° (palpar os tendões dos flexores do joelho) 2 - o joelho pode ser fletido além de 90° b) * c) 0 - o joelho não pode ser fletido se o quadril não é fletido simultaneamente 1 - inicia flexão de joelho sem flexão do quadril, porém não atinge os 90° de flexão de joelho ou flete o quadril durante o término do movimento. 2 - a tarefa é realizada completamente. d) *</p>
<p>VI. Coordenação/ Velocidade MI: a) Tremor () b) Dismetria () c) Velocidade: calcanhar-joelho 5 vez () (dec. Dorsal) Pont. máx: (6)</p>	<p>a) 0 - tremor marcante/ 1 - tremor leve/ 2 - sem tremor b) 0 - dismetria marcante/ 1 - dismetria leve/ 2 - sem dismetria c) 0 - 6 seg. mais lento que o lado não afetado/ 1 - 2 a 5 seg. mais lento que o lado afetado/ 2 - menos de 2 segundos de diferença</p>
<p>VII. Equilíbrio: a) Sentado sem apoio e com os pés suspensos () b) Reação de pára-quedas no lado não afetado () c) Reação de pára-quedas no lado afetado () d) Manter-se em pé com apoio () e) Manter-se em pé sem apoio () f) Apoio único sobre o lado não afetado () g) Apoio único sobre o lado afetado () Pont. máx: (14)</p>	<p>a) 0 - não consegue se manter sentado sem apoio/ 1 - permanece sentado sem apoio por pouco tempo/ 2 - permanece sentado sem apoio por pelo menos 5 min. e regula a postura do corpo em relação a gravidade b) 0 - não ocorre abdução de ombro, extensão de cotovelo para evitar a queda/ 1 - reação de pára-quedas parcial/ 2 - reação de pára-quedas normal c) idem a b) d) 0 - não consegue ficar de pé/ 1 - de pé com apoio máximo de outros/ 2 - de pé com apoio mínimo por 1 min e) 0 - não consegue ficar de pé sem apoio/ 1 - pode permanecer em pé por 1 min e sem oscilação, ou por mais tempo, porém com alguma oscilação/ 2 - bom equilíbrio, pode manter o equilíbrio por mais que 1 minuto com segurança f) 0 - a posição não pode ser mantida por mais que 1-2 seg (oscilação)/ 1 - consegue permanecer em pé, com equilíbrio, por 4 a 9 segundos/ 2 - pode manter o equilíbrio nesta posição por mais que 10 segundos g) 0 - a posição não pode ser mantida por mais que 1-2 segundos (oscilação) 1 - consegue permanecer em pé, com equilíbrio, por 4 a 9 segundos 2 - pode manter o equilíbrio nesta posição por mais que 10 segundos</p>

(ANEXO V)

Escala de Ashworth

GRAU 0 Nenhum aumento do tônus muscular

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

GRAU 2 Leve aumento do tônus muscular, manifestado por tensão abrupta, seguida de resistência mínima em menos da metade da ADM restante.

GRAU 3 Aumento mais marcante do tônus muscular, durante a maior parte da ADM, mas a região é movida facilmente.

GRAU 4 Considerável aumento do tônus muscular, o movimento passivo é difícil.

GRAU 5 Parte afetada rígida em flexão ou extensão.

(ANEXO VI)

0	Não se percebe nenhuma contração
1	Traço de contração, sem produção de movimento
2	Contração fraca, produzindo movimento com a eliminação da gravidade
3	Realiza movimento contra a gravidade, porém sem resistência adicional
4	Realiza movimento contra a resistência externa moderada e gravidade
5	É capaz de superar maior quantidade de resistência que no nível anterior