

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

RAFAEL VITAL COSTA

DESENVOLVIMENTO E ANÁLISE DA APLICABILIDADE DE UMA ÓRTESE
TORNOZELO-PÉ DURANTE A MARCHA DE PACIENTES PÓS-AVE

São Paulo, SP

2009

RAFAEL VITAL COSTA

**DESENVOLVIMENTO E ANÁLISE DA APLICABILIDADE DE UMA ÓRTESE
TORNOZELO-PÉ DURANTE A MARCHA DE PACIENTES PÓS-AVE**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação, da Universidade Nove de Julho, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientadora: Prof^ª Dra Claudia Santos Oliveira
Co-Orientadora: Prof^ª Dra Fernanda Ishida Corrêa

São Paulo, SP

2009

FICHA CATALOGRÁFICA

Costa, Rafael Vital.

Desenvolvimento e análise da aplicabilidade de uma órtese tornozelo-pé durante a marcha de pacientes pós-AVE. / Rafael Vital Costa, 2009.

117 f.

Dissertação (mestrado) – Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São Paulo, 2009.

Orientador (a): Prof. Dra. Claudia Santos Oliveira

Órtese. 2. Hemiplegia. 3. Marcha. 4. Eletromiografia. I. Oliveira, Claudia Santos. II. Corrêa, Fernanda Ishida.

CDU 615.8

DEDICATÓRIAS

Aos meus Pais João e Josina,

Que sempre estiveram ao meu lado em qualquer situação, sempre dando carinho, amor e palavras de incentivo, obrigado por estarem sempre presentes na minha vida.

À minha irmã

Pela paciência, incentivo e compreensão durante a realização deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

A Deus,

Em quem eu acredito que exista, a essa força maior, esse positivismo que me fortalece sempre e me ajuda a superar todas as minhas dificuldades, agradeço a muitas pessoas que me auxiliaram na realização dessa tese.

Aos alunos de iniciação científica, pela valiosa ajuda sempre, em especial aos alunos: Aline, Talita, Renato e Bia que me auxiliaram sempre que precisei.

A minha colega de mestrado Prof^a. Luciana Barcala pela ajuda com os dados estatísticos, principalmente matemáticos, o meu profundo agradecimento.

Agradeço de coração a minha amiga Soraia, que foi minha parceira não só no decorrer do Mestrado, mas foi também uma grande parceira quando viajamos para Itália, sempre me apoiando em momentos difíceis.

Agradeço à minha co-orientadora Prof^a. Dra Fernanda Ishida Corrêa, por ser a primeira pessoa a acreditar na minha órtese.

Agradeço ao Prof. Dr. João Carlos Ferrari Corrêa, por me ajudar com os dados estatísticos do trabalho.

A Prof^a.Dra Carla Malaguti e a Prof^a. Dra. Simone Dal corso pelas sugestões na metodologia deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Carlos e ao Prof. Dr. Jorge, muito obrigado, pelo esclarecimento sobre patentes, saibam que vocês me auxiliaram num momento que eu não sabia com quem contar.

A Prof^a. Dra Luciana Malosa

Por realizar praticamente toda minha análise estatística, por estar sempre pronta a ajudar.

Ao Prof Dr Luís Vicente Oliveira pela ajuda e pela motivação na realização desta tese e na viagem que realizei à Itália.

Aos Pacientes,

Nem sempre era fácil trazê-los para a avaliação, às vezes tive que buscá-los e levá-los a suas respectivas casas, em dias mais difíceis estavam todos eles prontos a colaborar, o meu muito obrigado, pois saibam que vocês são a razão de todo esse trabalho, a realização dessa tese se dá inteiramente na busca incessante de dias melhores, dias que vocês caminharam mais suaves, mais seguros, mais independentes, a todos vocês meus sinceros agradecimentos.

A minha orientadora Prof^ª. Dra. Claudia Santos Oliveira a quem eu tenho imensa admiração, que sempre esteve ao meu lado incentivando, acreditando sempre na minha pessoa, obrigado pela confiança que você sempre creditou em mim saiba que após a realização do mestrado me tornei uma pessoa melhor e você teve um papel importante nesse meu crescimento. Meu muito obrigado pelo carinho e dedicação e pelo profissionalismo que você sempre demonstrou não só comigo, mas com todos os alunos, e por ajudar a me transformar em um futuro mestre.

Agradeço a UNINOVE, pelo apoio financeiro e por nos proporcionar a oportunidade do crescimento profissional e pessoal.

*“(...) Valeu a pena? Tudo vale
a pena se a alma não é pequena
Quem quer passar além do Bojador
Tem que passar além da dor
Deus ao mar o perigo e o abismo deu,
Mas nele é que espelhou o céu”.*
(Fernando Pessoa)

RESUMO

A alteração na marcha é uma das principais sequelas residuais em pacientes pós-acidente vascular encefálico. Em virtude disso, as órteses de tornozelo-pé são muito utilizadas por essa população. O objetivo deste estudo foi desenvolver e avaliar a aplicabilidade de uma órtese de tornozelo-pé experimental durante a marcha de pacientes hemiparéticos. Foram avaliados indivíduos saudáveis, no primeiro estudo, e com diagnóstico de acidente vascular encefálico, no segundo estudo. A avaliação da marcha foi feita utilizando duas plataformas de força e um eletromiógrafo, ambos da marca *EMG System do Brasil*, além de uma câmera de vídeo da marca *Sony*. A órtese experimental desenvolvida é composta basicamente por um compartimento inteiriço que é acoplado diretamente ao pé e ao 1/3 (terço) distal do osso tibial e um dispositivo (mola de aço). Após assinatura do termo de consentimento, os pacientes e os indivíduos saudáveis foram submetidos à avaliação da marcha. Foram analisadas as seguintes variáveis: força de reação ao solo, velocidade, cadência, comprimento dos passos e da passada e os sinais eletromiográficos dos músculos: tibial anterior (TA), sóleo (SO), reto femoral (RF) e vasto lateral (VL). Os resultados mostraram que houve um aumento da atividade dos músculos avaliados, dos indivíduos saudáveis, com utilização da órtese experimental de tornozelo-pé, porém sem significância ($p > 0,05$), já no segundo estudo, os pacientes hemiparéticos apresentaram uma maior ativação dos músculos avaliados, principalmente dos músculos RF e VL na fase de apoio e apoio médio ($p < 0,05$). A curva de reação ao solo, dos pacientes hemiparéticos, apresentou-se mais fisiológica com utilização da órtese de tornozelo-pé experimental em comparação com o uso de órtese de tornozelo-pé de polipropileno e sem uso de órtese. Com utilização da órtese em estudo os indivíduos jovens saudáveis não alteraram os parâmetros espaço-temporais da marcha, já os pacientes hemiparéticos obtiveram uma melhora do comprimento da passada com utilização de órtese de tornozelo-pé experimental em comparação com o uso de órtese de tornozelo-pé de polipropileno ($p < 0,05$). O nosso estudo demonstrou, de uma forma geral, que houve uma maior ativação dos músculos avaliados tanto dos indivíduos saudáveis quanto dos pacientes hemiparéticos, no entanto, não podemos afirmar que houve uma melhora significativa do padrão de marcha dos pacientes hemiparéticos, pois alguns parâmetros como a velocidade da marcha não apresentaram diferença significativa. Sugerimos assim, a continuidade deste com a realização de um estudo longitudinal para melhor avaliar a eficácia da utilização da órtese experimental em pacientes hemiparéticos.

Palavras-chave: Órtese; Hemiplegia; Marcha; Eletromiografia.

ABSTRACT

The change in gait is one of the main residual effects in patients following a stroke. Thus, ankle-foot orthoses are often used on this population. The aim of the present study was to develop and assess the applicability of an experimental ankle-foot orthosis during the gait of patients with hemiparesis. Healthy individuals were assessed in the first study and stroke victims were assessed in the second study. Gait assessment was performed using two force plates and an electromyograph (both EMG System do Brasil) as well as a video camera (Sony). The experimental brace was made up of a single piece that fits over the foot and 1/3 of the distal tibia and has a steel spring. After signing terms of informed consent, the participants answered an evaluation chart drafted by the researcher and were then submitted to gait assessment. The following variables were evaluated: ground reaction force, speed, cadence, step length and stride length. Electromyographic signals were captured from the tibialis anterior, soleus, rectus femoralis and vastus lateralis muscles. Among the healthy subjects, the results revealed a non-significant increase in activity of the muscles evaluated with the use of the experimental ankle-foot orthosis ($p > 0,05$). Among the patients with hemiparesis, there was greater activation of the muscles evaluated, especially the rectus femoralis and vastus lateralis in the support and mid-support phases ($p < 0,05$). The ground reaction curve among the patients with hemiparesis was more physiological with the use of the experimental ankle-foot orthosis in comparison to the use of a polypropylene ankle-foot orthosis and non-use of the AFO. There was no change in the spatial-temporal gait parameters among the healthy young individuals with the use of the brace. The patients with hemiparesis achieved an improvement in stride length with the use of the experimental ankle-foot orthosis in comparison to the use of a polypropylene ankle-foot orthosis ($p < 0,05$). The present study demonstrated that there was greater activation of the muscles evaluated in both healthy individuals and patients with hemiparesis with the use of the brace. However, it cannot be affirmed that there was a significant improvement in the gait pattern of the patients with hemiparesis, as parameters such as gait speed did not demonstrate any significant differences. It is suggested that continuity be given with the undertaking of a longitudinal study in order to better assess the efficacy of the experimental brace on patients with hemiparesis.

Keywords: Orthosis; Hemiparesis; Gait; Electromyography.

SUMÁRIO

RESUMO.....	viii
ABSTRACT.....	ix
ABREVIACÕES E SÍMBOLOS.....	xi
LISTA DE TABELAS E FIGURAS.....	xii
CONTEXTUALIZAÇÃO.....	1
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	6
I ESTUDO: Análise EMG da marcha de indivíduos saudáveis com utilização de órtese desenvolvida para hemiparéticos.....	9
II ESTUDO: Análise da aplicabilidade de uma órtese tornozelo-pé durante a marcha de pacientes pós-AVE.....	25
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	45
PRODUÇÕES REALIZADAS DURANTE O MESTRADO.....	47
APÊNDICE A: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	50
APÊNDICE B: Ficha de Avaliação.....	53
APÊNDICE C : Escala funcional de deambulação (adaptado de Chen, 2001).....	55
ANEXO A: Parecer da Comissão Nacional de ética em Pesquisa (CONEP) e Comitê de Ética e Pesquisa da UNINOVE (COEP).....	56
ANEXO B: Carta de submissão do artigo.....	61
ANEXO C: Artigo submetido em inglês.....	63
ANEXO D: Artigos completos publicados.....	77
ANEXO E: Resumos expandidos em Anais de Congressos.....	97
ANEXO F: Estágios realizados no exterior.....	101
ANEXO G: Patente da Órtese experimental	104

ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

- AFO:** Órtese de tornozelo-pé
- AFOe:** Órtese de tornozelo-pé experimental
- AFOp:** Órtese de tornozelo-pé de polipropileno
- AIT:** Ataque isquêmico transitório
- AVE:** Acidente vascular encefálico
- CI:** Contato inicial
- EMG:** Eletromiografia
- ET:** Espaço-temporais
- FA:** Fase de apoio
- FB:** Fase de balanço
- FI:** Fase de impulso
- FP:** Flexores plantares
- GL:** Grastocnêmio lateral
- GM:** Grastocnêmio medial
- IJS:** Indivíduos jovens saudáveis
- IMC:** Índice de massa corpórea
- ITM:** Isquiotibiais mediais
- Passos/min:** Passos por minuto
- RF:** Reto femoral
- RMS:** *Root mean square*
- SO:** Sóleo
- TA:** Tibial anterior
- TCLE:** Termo de consentimento livre e esclarecido
- VL:** Vasto lateral

LISTA DE TABELAS E FIGURAS

ESTUDO 1: Análise EMG da marcha de indivíduos saudáveis com utilização de órtese desenvolvida para hemiparéticos.

TABELA 01: Efeito da AFOe sobre os parâmetros espaço-temporais da marcha.....	19
FIGURA 01: Órtese experimental de tornozelo-pé (AFOe).....	14
FIGURA 02: Variação da atividade EMG (RMS) entre os músculos avaliados com e sem utilização de AFOe durante todo o ciclo da marcha.....	17
FIGURA 03: Variação da atividade EMG (RMS) entre os músculos avaliados com e sem utilização de AFOe durante o toque inicial.....	17
FIGURA 04: Correlação entre a atividade EMG (RMS) dos músculos TA e SO com e sem utilização de AFOe durante todo o ciclo da marcha.....	18

ESTUDO 2: Análise da aplicabilidade de uma órtese tornozelo-pé durante a marcha de pacientes pós-AVE.

TABELA 01: Dados antropométricos dos pacientes.....	34
FIGURA 01: Órtese experimental de tornozelo-pé (AFOe).....	31
FIGURA 02: Variação da atividade EMG (RMS) dos músculos avaliados durante ciclo da marcha com AFOe, AFOP e sem órtese.....	34
FIGURA 03: Variação da atividade EMG dos músculos avaliados durante a fase apoio (toque inicial de calcâneo) com AFOe, AFOP e sem órtese.....	35
FIGURA 04: Variação da atividade EMG dos músculos avaliados durante a fase de impulso com AFOe, AFOP e sem órtese.....	36
FIGURA 05: Variação do comprimento da passada com e sem utilização das AFOe e AFOP.....	37
FIGURA 06: Curvas da força de reação ao solo sem o uso de órtese e com uso de AFOe e AFOP.....	37
FIGURA 07: Curva da atividade EMG dos músculos avaliados com AFOe, AFOP e sem órtese.....	38

Contextualização

CONTEXTUALIZAÇÃO

O acidente vascular encefálico (AVE) é uma das principais causas de morbidade e mortalidade em todo o mundo. Estima-se que nos países europeus são gastos cerca de 21.9 bilhões de euros anualmente. Nos Estados Unidos cerca de 700 mil pessoas sofrem AVE por ano e dessas, cerca de 165 mil vão a óbito^{1,2,3}.

O AVE é um problema de saúde pública mundial, devido ao impacto na qualidade de vida, e ao incremento nos fatores de risco associados a quedas e as complicações sistêmicas observadas nos pacientes. No hemisfério ocidental, o AVE possui uma grande incidência, estima-se que anualmente ocorra entre 0,8 e 4 a cada mil habitantes. Em 75% dos casos, as pessoas sobrevivem com problemas neurológicos residuais, sendo a alteração na marcha um dos maiores problemas funcionais após o AVE. Ainda, há o impacto social, tornando-se um problema para os sistemas de saúde, devido aos altos custos investidos no cuidado terapêutico desta população⁴.

Após doenças cardíacas e câncer, o AVE é a terceira maior causa de morte em todo o mundo, sendo também a causa mais comum de morbidades entre as doenças neurológicas⁵. Essa doença é definida como distúrbio neurológico (transitório ou definitivo) ocorrido em uma área do sistema nervoso central, em decorrência de uma lesão vascular motivada por isquemia ou hemorragia do mesmo⁶.

A isquemia encefálica é causada pela interrupção do fornecimento de oxigênio e glicose ao tecido cerebral, devido a uma oclusão vascular localizada, podendo ser transitório (ataque isquêmico transitório, AIT) ou definitivo. O AVE hemorrágico é causado por hemorragias subaracnóideas, geralmente decorrente da ruptura de aneurismas saculares congênitos, e pela hemorragia intraparenquimatosa, basicamente causada pela degeneração hialina de artérias intraparenquimatosas cerebrais^{6,7}.

Os principais fatores de risco para doenças cardiovasculares que afetam o sistema nervoso central são: dentre outros, fumo, inatividade, obesidade, estresse, taxas elevadas de colesterol, diabetes mellitus, contraceptivos orais, predisposição genética, doenças cardiovasculares com maior incidência na população idosa e hipertensão arterial sistêmica (HAS)^{8,9,10}.

O AVE leva o indivíduo a apresentar manifestações clínicas que envolvem comumente alterações motoras e sensitivas prejudicando a função física, além disso, o

indivíduo pode apresentar déficits nas funções cognitiva, perceptiva, visual e continência, sendo que a severidade do quadro clínico dependerá da área e da extensão da lesão¹¹.

O comprometimento motor é um dos maiores problemas enfrentados pelos pacientes que sofreram AVE. Essa disfunção é caracterizada por hemiplegia ou hemiparesia do hemicorpo afetado decorrente da lesão do neurônio motor superior^{12,13}.

O déficit do controle motor pode ser explicado pela presença de fraqueza, alteração de tônus e movimentos estereotipados, que podem limitar a realização de atividades funcionais tais como deambular, subir escadas e autocuidado¹⁴.

Logo após o AVE o tônus muscular apresenta-se flácido podendo permanecer assim por horas, dias ou semanas. Entretanto o tônus muscular tende a aumentar gradativamente e a espasticidade se instalar^{11,14}.

A espasticidade é caracterizada pelo aumento da resistência ao alongamento passivo e é dependente da velocidade do alongamento, sendo que a mesma é um dos distúrbios motores mais freqüentes nos indivíduos que sofreram AVE¹⁵.

Os mecanismos fisiopatológicos da espasticidade ainda não estão totalmente esclarecidos, sendo que a definição mais aceita é a perda das influências inibitórias descendentes no controle das vias do reflexo de estiramento, essas alterações propiciam a hiperexcitabilidade dos motoneurônios causando exacerbação dos reflexos profundos e aumento do tônus muscular, com predomínio pela musculatura flexora de membros superiores e extensora de membros inferiores¹⁶.

Quanto maior o tônus muscular menor é a amplitude de movimento (ADM) sendo assim, pacientes hemiparéticos podem apresentar alterações funcionais da marcha como, por exemplo, na velocidade, cadência, simetria, e comprimento dos passos, déficits posturais de equilíbrio e reação de proteção, além da alteração da atividade neural, principalmente do lado parético¹³.

Segundo Huitema et al¹⁷ a marcha dos pacientes hemiparéticos pode ser classificada basicamente por uma combinação de três fatores: dificuldade em realizar a flexão do quadril e do joelho e na dorsiflexão do tornozelo. O quadril faz um movimento de circundução, primeiro afastando-se e logo em seguida aproximando-se do tronco, isso ocorre devido à flexão ineficaz de quadril na fase de balanço; o joelho permanece em extensão e ou hiperextensão possivelmente pela fraqueza do músculo quadríceps que não consegue manter uma sustentação excêntrica do joelho semi-fletido durante a fase de apoio médio e devido ao padrão extensor do membro afetado; o tornozelo de pacientes hemiparéticos que possuem pé

equino não realiza o contato inicial com o choque do calcâneo, mas tocam o solo com o antepé, deste modo surge uma compensação em pronação da articulação subtalar (equinovaro)^{12,13,18}.

Os laboratórios de marcha visam avaliar a marcha, de indivíduos saudáveis e ou que possuem alguma patologia, com intuito de planejar novas formas de tratamento. As origens científicas da análise da marcha começaram na Europa no século XVII e continuou durante todo o século XX. As descobertas de vários pesquisadores, matemáticos e físicos deram um sólido embasamento científico para o curso do nosso entendimento da marcha humana¹⁹.

Os métodos científicos de registrar as pressões geradas pelo contato do pé no solo começaram no século XIX por Carlet, um pesquisador francês, que desenvolveu e utilizou reservatórios de ar para mensurar a força aplicada pelo calcanhar e o antepé durante a marcha. Posteriormente no século XX foram inventadas as plataformas de força que atualmente são muito utilizadas para a análise da marcha²⁰.

Segundo Baker²¹ a análise da marcha é a medição, o processamento e a interpretação sistemática dos parâmetros biomecânicos, que caracterizam a locomoção humana facilitando a identificação de limitações no movimento, de forma a identificar eficazes procedimentos de reabilitação.

Atualmente os métodos predominantes na análise clínica da marcha são a mensuração da cinemática e da cinética da articulação, sendo que também pode ser feita mensuração da atividade muscular através da eletromiografia (EMG)²¹.

Na análise da marcha, a cinemática é utilizada para o cálculo linear e angular dos deslocamentos, das velocidades e das acelerações dos segmentos corporais de forma tridimensional, sendo que também pode ser realizada a análise cinemática de forma simples, ou seja, utilizando apenas uma ou mais câmeras de vídeo para a documentação da análise de movimento^{22,23}.

A cinética é um ramo da biomecânica que estuda a ação das forças e do torque. Esta analisa as forças de reação nas articulações, a potência mecânica e o trabalho mecânico, sendo que os momentos articulares e as potências mecânicas articulares são as informações mais relevantes da análise biomecânica da marcha^{22,24}.

A EMG mensura a atividade elétrica resultante da ativação muscular esquelética. O sinal bioelétrico, resultante dos potenciais de ação das fibras musculares pode ser captado através de eletrodos colocados no interior do músculo (EMG de profundidade), ou por eletrodos colocados sobre a pele (EMG de superfície)²².

Os pacientes hemiparéticos que sofreram AVE apresentam muitas alterações na marcha, principalmente devido às compensações que acarretam em padrões anormais da mesma. Com isso, visando uma melhora do padrão de deambulação desta população tem sido utilizado inúmeros tipos de órteses como forma de tratamento^{10,25}.

Órtese é um aparelho ou artefato usado pelo paciente para a restrição ou auxílio do movimento, ou para diminuir a carga sobre um segmento corporal, sendo a mesma denominada pela articulação que ela abrange. As órteses servem para imobilizar e ou melhorar a biomecânica de uma articulação, além disso, podem melhorar a marcha e a habilidade de conduzir as atividades de vida diária^{10,26}

A utilização de órtese de tornozelo-pé (AFO) ameniza a perda da função fisiológica e ajuda na marcha de pacientes hemiparéticos. Estas órteses podem ser feitas de metal ou de plástico, sendo que a função biomecânica desta dependerá do modelo e do material utilizado²⁶.

As AFOs rígidas frequentemente são prescritas para pacientes hemiparéticos que apresentam pé equinovaro, com intuito de estabilizar a articulação talocrural e diminuir a hiper-extensão do joelho na fase de apoio médio. Existem outros tipos de órteses como órteses para o pé, órteses para joelho-tornozelo-pé e órteses para quadril-joelho-tornozelo-pé, sendo que os dois últimos tipos raramente são usados devido ao seu peso e por serem desconfortáveis^{27,28}.

O AVE é um dos principais problemas de saúde mundial, devido às manifestações clínicas que acometem estes indivíduos. Devido à alteração da marcha, as AFOs são muito utilizadas pelos pacientes hemiparéticos, no entanto, a AFO rígida de polipropileno, que é a mais utilizada, tem um custo muito elevado e conseqüentemente um reduzido acesso por parte dos pacientes principalmente em países em desenvolvimento. Sendo assim, sentimos a necessidade de desenvolvimento e avaliação de uma órtese curta de tornozelo funcional de baixo custo.

Artigo 1

Artigo submetido à revista *Electromyography clinical*

Neurophysiology

Análise EMG da marcha de indivíduos saudáveis com utilização de órtese desenvolvida para hemiparéticos.

Analysis of EMG activity of gait in healthy subjects with and without AFO developed for patients with hemiparesis.

Rafael Vital Costa¹; Aline Aparecida Rosa²; Talita Alexandre Santana³; Luciana Maria Malosa Sampaio Jorge⁴; Fernanda Ishida Corrêa⁵; Claudia Santos Oliveira⁶

1. Physiotherapist, Student of the Master's Program in Rehabilitation Sciences, Universidade Nove de Julho – UNINOVE, SP, Brazil. e-mail: vitalcorafa@hotmail.com
2. Student in the Physiotherapy Course, Universidade Nove de Julho – UNINOVE, SP, Brazil e-mail: aline_rosa@uninove.edu.br
3. Student in the Physiotherapy Course, Universidade Nove de Julho – UNINOVE, SP, Brazil e-mail: talitaasantana@hotmail.com
4. Professor of the Master's Program in Rehabilitation Sciences, Universidade Nove de Julho – UNINOVE, SP, Brazil. e-mail: lucianamalosa@uninove.br
5. Professor of the Physiotherapy Course, Universidade Nove de Julho – UNINOVE, SP, Brazil. e-mail: fecorrea@uninove.br
6. Professor of the Master's Program in Rehabilitation Sciences, Universidade Nove de Julho – UNINOVE, SP, Brazil. e-mail: csantos@uninove.br

Laboratory of Biodynamic of human movement, Universidade Nove de Julho- UNINOVE – São Paulo - SP - Brasil

Correspondence author: Prof Dr Claudia Santos Oliveira

Address for correspondence – R. Itapicuru 380 apto 111 – Perdizes- CEP- 05006-000 - São Paulo, SP – Brasil Fax: 55 11 3868 1681

RESUMO

O objetivo do estudo foi analisar e comparar os sinais eletromiográficos (EMG) dos músculos: reto femoral (RF), vasto lateral (VL), tibial anterior (TA) e sóleo (SO) de indivíduos jovens saudáveis (IJS) com e sem o uso de órtese de tornozelo-pé experimental (AFOe) desenvolvida para pacientes hemiparéticos. Participaram do estudo 28 indivíduos jovens saudáveis, com idade média de 22 ± 3.63 anos. Foram utilizados um eletromiografo e duas plataformas de força *EMG System do Brasil*, e eletrodos de superfície *Medtrace*. Os resultados mostraram um aumento não significativo da atividade do músculo TA com o uso de AFOe ($6,04 \pm 2,81$) em comparação com o não uso da mesma ($5,91 \pm 2,49$), ($p > 0,05$), assim como os demais músculos avaliados. Observamos ainda, uma correlação positiva ($r=0,37$) entre a atividade do TA e do SO ($p < 0,05$). Os resultados mostraram que a AFOe não interferiu no padrão de marcha dos IJS.

Palavras-chave: Órtese, marcha, EMG.

ABSTRACT

The aim of the present study was to analyze the electromyographic (EMG) signals of the rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), tibialis anterior (TA) and soleus (SO) muscles in young healthy adults with and without the use of an experimental ankle-foot-orthosis (AFO) designed for patients with hemiparesis. Twenty-eight individuals with an average age of 22 ± 3.63 years participated in the study. An electromyograph, surface electrodes and two force plates were used. There was a non-significant increase in the TA activity with the use of the AFO (6.04 ± 2.81) when compared to non-use (5.91 ± 2.49) ($p > 0.05$); the same was true for the other muscles evaluated. There was a positive correlation ($r=0.37$) between TA and SO activity ($p < 0.05$). The results demonstrate that the AFO did not affect the gait pattern of healthy young adults.

Keywords: AFO, gait, EMG

INTRODUÇÃO

A marcha é uma habilidade motora extremamente complexa, composta por uma sequência de movimentos cíclicos dos membros inferiores que geram o deslocamento do corpo (Abreu, 2008). A locomoção humana é um processo complexo que inclui a geração e a dissipação de energia mecânica durante todo o ciclo da marcha (De vita et al 2007).

Um ciclo da marcha é definido sobre um intervalo de tempo durante o qual uma sequência de eventos sucessivos e regulares se completa. A marcha é caracterizada pela fase de apoio (FA), período em que o pé está em contato com o solo, e a fase de balanço (FB), período em que o pé está no ar. A FA é subdividida em três períodos: duplo apoio inicial (toque do pé no solo e desprendimento do pé contra lateral); apoio simples (inicia-se quando o pé oposto é levado para o balanço); e segundo duplo apoio (contato inicial contra lateral e desprendimento dos dedos ipsilateral). A FB também pode ser subdividida em três períodos – balanço inicial (desprendimento do pé); balanço médio (passagem do pé até a perna vertical); e balanço terminal (desaceleração do membro) (Kirtley, 2006).

A análise da marcha é amplamente reconhecida como um importante instrumento para a avaliação quantitativa da mesma, assim como para o planejamento de programas de tratamento para as mais variadas desordens do movimento (Romei et al 2004).

Segundo Baker (2006) a análise da marcha é a medição, o processamento e a interpretação sistemática dos parâmetros biomecânicos, que caracterizam a locomoção humana facilitando a identificação de limitações no movimento, de forma a identificar eficazes procedimentos de reabilitação.

O registro dos sinais elétricos gerados pela despolarização das membranas das células musculares é captado pela EMG. Esta técnica possibilita a captação da atividade muscular durante a contração muscular, não fornecendo informações sobre o torque produzido pelos músculos analisados. (Ocarino et al 2005; Granata et al 2005).

A força de reação ao solo é frequentemente analisada por uma plataforma de força, essa pode ser aplicada para avaliar tanto a marcha normal quanto a marcha patológica, sendo utilizada antes ou pós-programas de tratamento (Muniz et al 2009).

De acordo com Zeni et al (2008), a acurácia e a eficiência na detecção de eventos da marcha são essenciais para a análise da mesma. A determinação do contato inicial (CI) (toque de calcâneo com o solo) e da fase de impulso (FI) (pré-balanço) permite avaliar as forças e os momentos da marcha naquele instante, sendo que conjuntamente com a análise EMG é possível averiguar a ação dos músculos envolvidos nessas fases do ciclo da marcha.

A velocidade da marcha é a velocidade média atingida depois de aproximadamente três passos, e é expressa em distancia/tempo (m/s). A velocidade média, de indivíduos adultos jovens saudáveis, é aproximadamente de 1,1 m/s. Cadência ou frequência do passo é definida como o número de passos que um indivíduo realiza num intervalo de tempo (Ottononi et al 2002).

A mensuração da velocidade da marcha é frequentemente utilizada para avaliar a função da mesma, entretanto, o aumento da velocidade da marcha não melhora o padrão da mesma (Patterson et al 2008).

Na análise dos parâmetros espaço-temporais (ET) da marcha é importante entender, como as variáveis do padrão de marcha normal são modificados em decorrência da mudança desses parâmetros, sendo que, por exemplo, a velocidade da marcha pode ser aumentada quando o indivíduo aumenta o comprimento do passo ou a cadência (Olney et al 1994).

Em pacientes que têm como característica pé equinovaro, são utilizadas órteses de tornozelo-pé (AFOs), com intuito de estabilizar a articulação talocrural e diminuir a hiperextensão do joelho na FA e apoio médio (Zancan et al 2004). As AFOs evitam que o paciente arraste o pé durante a FB e melhora o posicionamento do tornozelo no CI (Fatone & Hansen 2007).

O presente estudo objetivou analisar e comparar os sinais EMG dos músculos: RF, VL, TA e SO durante a marcha, além dos parâmetros ET da marcha: velocidade, comprimento do passo e da passada e cadência de IJS, como um estudo piloto, com e sem a utilização de AFOe, desenvolvida para pacientes hemiparéticos.

MATERIAIS E MÉTODOS

Sujeitos

No presente estudo foram recrutados trinta e quatro indivíduos, entretanto, seis desses não realizaram todas as coletas. Dessa forma, a nossa amostra contou com vinte e oito IJS, (18 do sexo feminino e 10 do sexo masculino), entre 18 e 30 anos de idade, com idade média de 22 ± 3.63 anos, altura média de 171.07 ± 0.08 cm e peso corporal médio de 69.57 ± 10.05 Kg. Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

O estudo aqui descrito foi encaminhado e aprovado pelo comitê de ética e pesquisa da Instituição Universidade Nove de Julho, seguindo a resolução 196/96. Protocolo de pesquisa referente ao projeto nº 201867 / 2007.

Órtese de tornozelo-pé experimental - AFOe

A AFOe em questão foi desenvolvida e patenteada durante o estudo (protocolo 018090022818). Essa é compreendida por um compartimento inteiriço que é acoplado diretamente ao pé e ao 1/3 (terço) distal do osso tibial e um dispositivo (mola de aço), que é encaixada entre dois pontos anatômicos, 4° e 5° dedos do pé do membro inferior acometido ao terço distal do osso tibial do mesmo membro, sobre tensão exatamente para auxiliar o movimento de dorsiflexão do tornozelo. A presente órtese é caracterizada por ser leve, funcional, e feita basicamente de couro, borracha, tecido neoprene e algumas argolas.



Figura1. Órtese experimental de tornozelo-pé – AFOe

Fonte: Autor

Equipamentos

Para a mensuração da massa corporal e altura dos pacientes utilizamos uma balança mecânica da marca Filizola, com precisão de 0,1kg. Os pacientes avaliados permaneciam descalços, posicionados em pé, no centro da plataforma da balança e vestindo roupas leves. A estatura foi medida em um estadiômetro fixo, de madeira, com precisão de 0,1cm, voltados, de costas, para a superfície vertical do aparelho, os membros superiores, relaxados ao lado do tronco, com as palmas das mãos voltadas para as coxas, os calcanhares deviam permanecer unidos, tocando a parte vertical do estadiômetro, e as bordas mediais afastadas. A parte móvel do estadiômetro era trazida até tocar o vértex, com compressão do cabelo.

Para avaliar a atividade EMG dos músculos: RF, VL, TA e SO, durante a marcha sem e com uso de AFOe, foi utilizado um eletromiógrafo, modelo *EMG System do Brasil*, que possui 16 canais, os componentes do sistema de aquisição de sinais, eletrodos, foram

conectados a um módulo condicionador de sinais, onde os sinais analógicos, amplificados em 10 vezes são amplificados novamente, com um ganho comum de 100 vezes, totalizando, portanto, um ganho final de 1000, filtrados com filtro passa banda de 10 Hz a 500 Hz. Foram utilizados quatro pares de eletrodos de superfície do tipo ativo, bipolar, esses foram colocados sobre o ponto motor dos músculos RF, VL, TA e SO, após verificação dos mesmos através de um eletroestimulador transcutâneo (TENS) *Ibramed*.

Foram utilizadas duas plataformas de força da marca *EMG System do Brasil*, para captação das curvas de força de reação ao solo, pois assim verificamos exatamente quando o indivíduo realizou o CI de calcâneo e a FI.

Foi colocado um *footswitch*, da marca *EMG System do Brasil*, adaptado dentro do calçado dos indivíduos (região de calcâneo) para haver sincronismo entre eletromiografo e plataformas de força no momento da coleta de dados. O *Software* utilizado foi o *EMG System Coleta - EMG System do Brasil*.

Foi utilizada uma passarela, (que media 5 metros de comprimento, 1.5 metro de largura e 10 centímetros de altura, contendo as duas plataformas de força posicionadas paralelamente), para a realização do teste.

Uma câmera da marca Sony foi utilizada para registrar a análise do comprimento do passo e da passada, da velocidade e da cadência, durante todos os testes de todos os indivíduos. A câmera filmadora da marca Sony, modelo DCR-HC15, com zoom digital de 640x, foi posicionada num ângulo que era possível acompanhar toda a realização do teste dos pacientes, essa foi posicionada sobre um tripé com um metro de altura.

Procedimentos

Após verificação do ponto motor dos músculos avaliados foi realizada a limpeza da área onde foram colocados os eletrodos para reduzir a bioimpedância, baseando-se nas recomendações da *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (1999). Os eletrodos bipolares ativos foram colocados à uma distância de 20mm de centro a centro de cada eletrodo, sendo que os eletrodos e o *footswitch* foram colocados no membro avaliado, com os indivíduos do estudo sentados em uma cadeira.

Foram avaliados os sinais EMG dos músculos: RF, VL, TA e SO, do membro inferior esquerdo (não dominante) de dezessete indivíduos, e do membro inferior direito (não dominante) de onze indivíduos, totalizando os vinte oito indivíduos que participaram do estudo.

Os registros dos sinais EMG foram analisados em três momentos: ciclo total da marcha, fase de CI e FI.

Os vinte e oito participantes do estudo caminharam sobre uma passarela realizando o percurso de 6 a 10 vezes, primeiramente sem AFOe e posteriormente com AFOe.

O protocolo de análise foi realizado da seguinte forma: com o indivíduo sempre usando roupas leves e calçando (sapato ou tênis) durante o teste com AFOe e sem a mesma.

Foram avaliados os sinais EMG em todos os vinte e oito indivíduos, sendo que foram avaliados os parâmetros ETs da marcha: comprimento dos passos e da passada, velocidade da marcha e cadência em somente dezessete indivíduos.

Análise dos dados

Os resultados foram expressos em média e desvio-padrão. Os dados foram submetidos ao teste de análise de distribuição da frequência (*Kolmogorov-Smirnov*), e posteriormente a realização do mesmo os dados apresentaram-se normais, sendo aplicado um teste paramétrico. O teste *t Student* foi utilizado na comparação dos dados com e sem uso de AFOe (pré e pós), sendo utilizado o programa *software GraphPad InStat. Versão 3.0 (1994-1999)*. O valor dado como significativo foi de $p < 0,05$. Uma correlação de Pearson foi utilizada para avaliar as relações entre a atividade RMS dos músculos analisados. Sendo que, no estudo piloto foi determinado como tamanho da amostra um nível de significância de 5%, um poder de 80%.

RESULTADOS

A média dos sinais EMG, durante dois ciclos da marcha, dos músculos avaliados apresentou um aumento com o uso de AFOe em comparação com a atividade EMG sem o uso de AFOe, entretanto este aumento não foi significativo ($p > 0,05$).

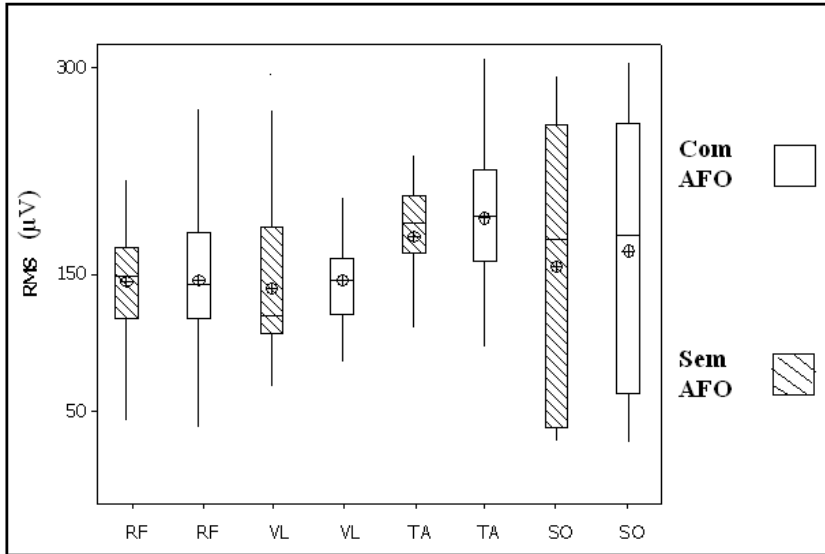


Figura 2 – Variação da atividade EMG RMS (root mean square) entre os músculos avaliados com e sem utilização de AFOe durante todo o ciclo da marcha (média e DP); todos os valores não foram significantes ($p > 0,05$).

Durante o CI houve um leve aumento da atividade EMG do músculo TA com o uso de AFOe ($6,04 \pm 2,81$) em comparação com a atividade do mesmo sem o uso de AFOe ($5,91 \pm 2,49$), entretanto este aumento não foi significativo ($p > 0,05$). Todos os outros músculos, RF, VL e SO apresentaram uma diminuição do sinal EMG com utilização de AFOe em comparação com a não utilização da mesma, durante o CI.

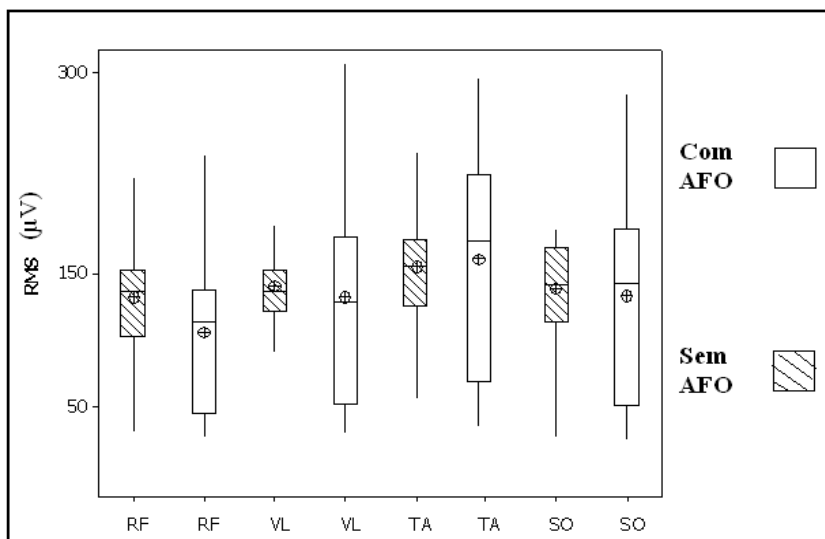


Figura 3 - Variação da atividade EMG RMS (root mean square) entre os músculos avaliados com e sem utilização de AFOe durante o toque inicial (média e DP); todos os valores não foram significantes ($p > 0,05$)

Durante a FI houve um leve aumento da atividade EMG do músculo SO com o uso de AFOe ($5,23 \pm 2,91$) em comparação com a atividade EMG sem o uso de AFOe ($4,91 \pm 3,03$), assim como dos outros músculos avaliados, entretanto, estes aumentos não foram significantes ($p > 0,05$).

Houve uma correlação positiva ($r=0,37$) entre os sinais EMG dos músculos TA e SO ($p < 0,05$), ou seja, à medida que a atividade EMG do músculo TA aumentava durante a marcha, a atividade do músculo SO também aumentava proporcionalmente.

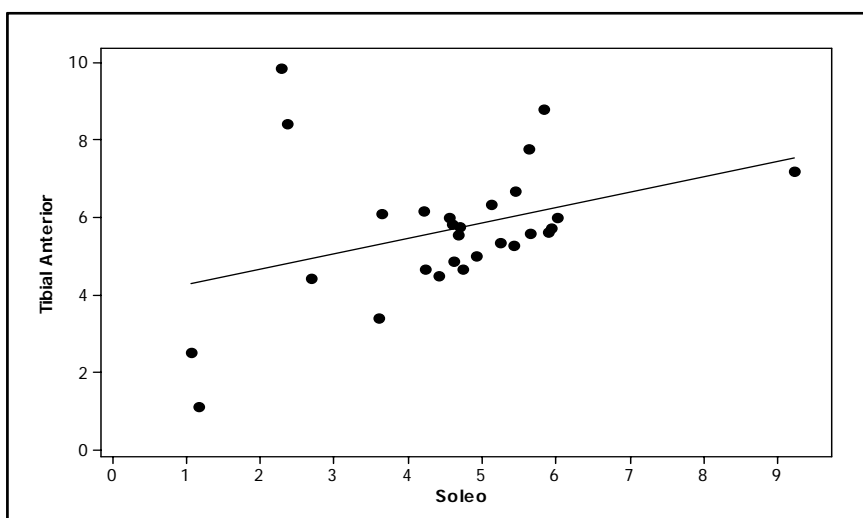


Figura 4 – Correlação entre a atividade EMG RMS (root mean square) entre os músculos TA e SO ($r = 0,37$) com e sem utilização de AFOe durante todo o ciclo da marcha ($p < 0,05$)

A tabela 1 apresenta os valores obtidos dos parâmetros ETs (com e sem uso de AFOe) que foram analisados de dezessete indivíduos. Nessa podemos observar que não houve diferença estatística significativa em nenhuma das variáveis estudadas: comprimento dos passos e da passada, velocidade e cadência, pois tanto com a utilização da AFOe quanto sem a utilização da mesma os resultados foram praticamente iguais ($p > 0,05$).

Tabela 1. Efeito da AFOe sobre os parâmetros espaços-temporais da marcha.

	Com AFOe		Sem AFOe		valor <i>p</i>
	Média	DP	Média	DP	
Comprimento do passo (cm)	0,64	0,06	0,63	0,06	<i>p</i> >0,05
Comprimento da passada (m)	1,28	0,12	1,26	0,13	<i>p</i> >0,05
Velocidade (m/s)	1,14	0,18	1,14	0,18	<i>p</i> >0,05
Cadência (passos/min)	106	12,12	108	10,10	<i>p</i> >0,05

Nota: Médias e desvios-padrão dos parâmetros espaço-temporais da marcha com e sem utilização de AFOe.

DISCUSSÃO

Os laboratórios de marcha visam avaliar a marcha, de indivíduos saudáveis e ou que possuem alguma patologia, com intuito de planejar novas formas de tratamento.

As AFOs são utilizadas como forma de tratamento para imobilizar e ou melhorar a biomecânica de uma articulação, além disso, podem melhorar a marcha e a habilidade de conduzir as atividades de vida diária (Lehmann, 1999).

As AFOs são geralmente utilizadas por pacientes que apresentam dificuldade em dorsifletir o tornozelo, assim essas melhoram a estabilidade médio-lateral do tornozelo durante a FA da marcha e auxilia na FB do membro parético (Kottink et al 2008). A utilização da AFO reduz a flexão plantar e auxilia a dorsiflexão na FB, sendo assim a mesma ajuda pessoas que possuem fraqueza dos músculos dorsiflexores a terem um CI mais fisiológico (Kao & Ferris, 2009).

Em geral, as AFOs alteram a atividade EMG dos músculos da marcha nos membros inferiores de pacientes hemiparéticos. Hesse et al. (1999), realizou um estudo com 21 hemiparéticos e mostrou que a atividade EMG do músculo TA do lado afetado foi menor com a utilização da AFO de polipropileno em comparação com a não utilização da mesma, e mostrou também que houve um aumento da atividade EMG do músculo VL na FA e médio apoio; por outro lado o nosso estudo mostrou que a atividade EMG do músculo TA exibiu um aumento, do lado afetado, durante a FA e a atividade dos músculos: RF, VL e SO exibiram uma diminuição do sinal EMG na mesma fase. A AFOe foi desenvolvida para pacientes hemiparéticos com intuito de auxiliar a dorsiflexão desses indivíduos tanto na FA quanto na

FB. Acreditamos que esse aumento da atividade EMG do músculo TA tenha ocorrido, devido ao auxílio que a mesma realizou durante a fase final de balanço e início do apoio do membro parético.

Kao & Ferris (2009) demonstraram em um estudo com dez indivíduos saudáveis, o qual eles estudaram as adaptações motoras durante a dorsiflexão com utilização de AFO com dispositivo elétrico, que esses sujeitos aumentaram substancialmente a dorsiflexão de tornozelo com a utilização da AFO em comparação com a não utilização da mesma, entretanto, sem alterar a atividade EMG do músculo TA; ao contrário do estudo citado, o presente estudo demonstrou que houve um aumento da atividade EMG do músculo TA, durante a FA, quando os sujeitos do estudo utilizaram a AFOe em comparação com a não utilização da mesma, mesmo não sendo um aumento significativo, isso pode ter acontecido porque a mola de aço durante a fase final de balanço e início do apoio tende a se retrair, pois ela se encontra posicionada entre o 1/3 distal do osso tibial e o 4° e 5° metatarso do lado parético, realizando exatamente uma das funções do músculo TA que é a dorsiflexão.

O nosso estudo demonstrou que, durante o ciclo da marcha, houve uma correlação positiva entre a atividade EMG dos músculos TA e SO; isso possivelmente ocorreu porque ao mesmo tempo em que a mola de aço auxilia a dorsiflexão do tornozelo a mesma realiza uma resistência durante a fase de apoio final e início do balanço, fazendo com que os músculos flexores plantares (FP) tendem a aumentar sua ativação para vencer essa resistência. Sawicki & Ferris (2009), em um estudo utilizando uma AFO feita de polipropileno e fibra de carbono em indivíduos saudáveis, concluíram que não houve aumento da atividade EMG nem do TA nem do SO; em outro estudo com a utilização da mesma AFO, Sawicki et al. (2006) avaliou a atividade EMG de oito músculos: TA, SO, gastrocnêmio medial (GM) e lateral (GL), RF, VL, vasto medial (VM) e isquiotibiais mediais (ITM), durante a marcha de indivíduos saudáveis, e concluiu que cinco dos oito músculos apresentaram aumento da atividade EMG, dentre esses estavam os músculos FP (SO, GM e GL), Sawicki sugeriu que possivelmente ocorreu aumento da atividade desses músculos, porque a AFO que eles estudaram apresentava um elástico que auxiliava a dorsiflexão de tornozelo, desta forma, assim como no nosso estudo ocorreu uma resistência na FI acarretando na ativação dos músculos FP.

Jonsdottir et al. (2009) e Oberg et al. (1994) relataram em seus estudos que a velocidade da marcha de indivíduos saudáveis variavam entre 1.1 m/s e 1.3 m/s; com relação à velocidade da marcha dos IJS do presente estudo, esses não mostraram alteração quando

comparado o uso com a não utilização de AFOe, além disso, elas se mostraram idênticas mantendo uma média de 1.1 m/s, tanto com uso da AFOe quanto sem utilização da AFOe.

O nosso estudo demonstrou que os parâmetros ETs da marcha não alteraram com a utilização da AFOe em comparação com a não utilização da mesma, Fatone et al (2009) realizou um estudo, sobre os efeitos da AFO em relação aos parâmetros ETs da marcha em indivíduos hemiparéticos e em indivíduos saudáveis, o qual foi concluído que não houve diferença significativa nos parâmetros ETs da marcha de indivíduos saudáveis quando comparado o uso com a não utilização de AFO. Tanto os resultados de Fatone et al (2009) quanto os resultados do nosso estudo concordam com o estudo de Leung & Moseley (2002) que concluíram, em uma revisão sistemática, que as AFOs não têm efeito quando são usadas por indivíduos saudáveis, assim essas melhoram a velocidade da marcha somente de pacientes sequelados pelo acidente vascular encefálico (AVE).

CONCLUSÃO

A utilização da AFOe pelos IJS não alterou o padrão de marcha dos mesmos. Com a utilização da AFOe, durante todo o ciclo da marcha, os indivíduos não apresentaram aumentos significantes nos valores de EMG dos músculos: RF, VL, TA e SO quando comparado com a não utilização da mesma. Houve um leve aumento da atividade EMG do músculo TA durante a FA, que já era esperado, pelo fato de uma das funções dessa AFOe ser exatamente auxiliar a dorsiflexão de pacientes hemiparéticos sequelados pelo AVE, entretanto, a correlação positiva que ocorreu entre os músculos TA e SO, pode ser um fator preocupante, porque esse aumento da atividade do músculo SO não alterou o padrão da marcha de indivíduos saudáveis mas, talvez, possa alterar o padrão de marcha em pacientes hemiparéticos.

Com relação aos parâmetros ETs os indivíduos do estudo não apresentaram diferença significativa quando comparado a utilização com a não utilização de AFOe, o que já era esperado também, pois geralmente as AFOs alteram os parâmetros da marcha de indivíduos hemiparéticos que apresentam uma diminuição desses parâmetros em decorrência do AVE.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abreu SSE Velocidade de marcha, equilíbrio e idade: um estudo correlacional entre idosas praticantes e idosas não praticantes de um programa de exercícios terapêuticos. *Rev. bras. Fisioterapia* 12(4): 15-21, 2008.

Baker R Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 3(1): 3-4, 2006

DeVita P, Heiseth J, Hortobagyi T Muscles do more positive than negative work in human. *J Exp Biol* 210(19): 3361-3373, 2007.

Fatone S, Gard SA, Malas BS Effect of ankle-foot orthosis alignment and foot-plate length on the gait of adults with poststroke hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 90: 810-818, 2009.

Fatone S, Hansen AH Effect of ankle-foot orthosis on roll-over shape in adults with hemiplegia. *J. Rehabil. Res. Dev* 44(1): 11-20, 2007.

Granata KP, Padua DA, Abel MF. Repeatability of surface EMG during gait in children. *Gait Posture*. 22(4): 346-350, 2005.

Hermens HJ European recommendations for surface electromyography - SENIAM, 16-17, 1999.

Hesse S, Werner C, Matthias K, Stephen K, Bertheanu M. Non-velocity-related effects of a rigid double-stopped ankle-foot orthosis on gait and lower limb muscle activity of hemiparetic subjects with an equinovarus deformity. *Stroke* 30: 1855-1861, 1999

Kao PC, Ferris DP. Motor adaptation during dorsiflexion-assisted walking with a powered orthosis. *Gait Posture* 29: 230-236, 2009.

Kirtley C. *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Churchill Livingstone, Toronto, 2006.

Kottink SIR, Hermens HJ, Nene AV, Tenniglo MJ, Oudshoorn CGG, Ijzerman MJ. Therapeutic effect of an implantable peroneal nerve stimulator in subjects with chronic stroke and footdrop: a randomized controlled trial. 88(4):437-448, 2008.

Lehmann JF. Orthotics for the wounded combatant - Rehabilitation of the Injured Combatant. Textbook of Military Medicine 2: 703-740, 1999.

Leung J, Moseley A. Impact of ankle-foot orthoses on gait and leg muscle activity in adults with hemiplegia Physiotherapy 89: 39-55, 2002.

Muniz AMS, Nadal J. Application of principal component analysis in vertical ground reaction force to discriminate normal and abnormal gait. Gait Posture. 29:31-35, 2009.

Jonsdottir J, Recalcati M, Rabuffetti M, Casiraghi A, Boccardi S, Ferrarin M. Functional resources to increase gait speed in people with stroke: strategies adopted compared to healthy controls. Gait Posture. 29: 355-359, 2009.

Oberg T, Karsznia PT, Oberg K. Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. Journal of Rehabilitation Research and Development 31(3): 199-213, 1994.

Ocarino JM, Silva PLP, Vaz DV, Aquino CF, Brício RS, Fonseca ST. Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. Revista Fisioterapia Brasil 6 (4):305-309, 2005.

Olney SJ, Griffin MP, Mcbride IO. Temporal, kinematic, and variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. Physical Therapy.74(9): 872-885, 1994.

Ottoboni C, Fontes SV, Fukujima. Estudo comparativo entre a marcha normal e a de pacientes hemiparéticos por acidente vascular encefálico: Aspectos Biomecânicos. Revista Neurociências 10(1): 10-16, 2002.

Patterson SL, Rodgers MM, Macko MD, Forrester LW. Effect of treadmill exercise training on spatial and temporal gait parameters in subjects with chronic stroke: A preliminary report. *Journal of Rehabilitation Research & Development* 45(2): 221-228, 2008.

Romei M, Galli M, Motta F, Schwartz M, Crivellini M. Use of the normalcy index for the evaluation of gait pathology. *Gait Posture* 19: 85-90, 2004.

Sawicki GS, Domingo A, Ferris DP. The effects of powered ankle-foot-orthoses on joint kinematics and muscle activation during walking in individuals with incomplete spinal cord injury. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 3(3): 1-17, 2006.

Sawicki GS, Ferris DP. Powered ankle exoskeletons reveal the metabolic cost of plantar flexor mechanical work during walking with longer steps at constant step frequency. *The Journal of Experimental Biology* 212: 21-31, 2009.

Zancan A, Beretta MV, Schmid M, Schieppati M. A new hip-knee-ankle-foot sling: kinematic comparison with a traditional ankle-foot orthosis. *J. Rehabil. Res. Dev* 41(5), p. 707-12, 2004.

Zeni JA, Richards JG, Higginson JS. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait Posture* 27(4): 710-714, 2008.

Artigo 2

Artigo a ser submetido

“Análise da aplicabilidade de uma órtese tornozelo-pé durante a marcha de pacientes pós-AVE”

Analysis of the Applicability of an Ankle-Foot Orthosis during Gait in Post-Stroke Patients

Rafael Vital Costa¹; João Carlos Ferrari Correa²; Fernanda Ishida Corrêa³; Claudia Santos Oliveira⁴

1. Fisioterapeuta, Aluno do curso de mestrado em Ciências da Reabilitação da universidade Nove de Julho – UNINOVE – São Paulo – Brasil. e-mail: vitalcorafa@hotmail.com
2. Diretor do Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação – Universidade Nove de Julho - UNINOVE – São Paulo - Brasil. e-mail: jcorrea@uninove.br
3. Professora do Curso de Fisioterapia – Universidade Nove de Julho - UNINOVE – São Paulo- Brasil. e-mail: fecorrea@uninove.br
4. Professora do Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação – Universidade Nove de Julho - UNINOVE – São Paulo- Brasil. e-mail: csantos@uninove.br

Laboratório de Biodinâmica do Movimento Humano, Universidade Nove de Julho- UNINOVE – São Paulo - SP - Brasil

Autor correspondente: Claudia Santos Oliveira

Endereço para Correspondência – R. Itapicuru 380 apto 111 – Perdizes- CEP- 05006-000 - São Paulo, SP – Brasil Fax: 55 11 3868 1681

RESUMO

A alteração na marcha é uma das principais seqüelas residuais em pacientes pós acidente vascular encefálico. Em virtude disso, as órteses de tornozelo-pé são muito utilizadas por essa população. O objetivo deste estudo foi desenvolver e avaliar a aplicabilidade de uma órtese de tornozelo-pé experimental durante a marcha de pacientes hemiparéticos. Foram inclusos no estudo 10 pacientes adultos hemiparéticos capazes de realizar marcha independente. A avaliação da marcha foi feita utilizando duas plataformas de força e um eletromiografo ambos da marca *EMG System do Brasil*, além de uma câmera de vídeo da marca *Sony*. A órtese experimental desenvolvida é composta basicamente por um compartimento inteiriço que é acoplado diretamente ao pé e ao 1/3 (terço) distal do osso tibial e um dispositivo (mola de aço). Os resultados mostraram que houve uma maior ativação dos músculos reto femoral e vasto lateral durante as fases de apoio e apoio médio ($p<0,05$) quando comparados a utilização de órtese de tornozelo-pé experimental com a utilização de órtese de tornozelo-pé de polipropileno e sem uso de órtese. Com relação aos parâmetros espaço-temporais da marcha os indivíduos obtiveram um aumento do comprimento da passada com utilização de órtese de tornozelo-pé experimental em comparação com o uso de órtese de tornozelo-pé de polipropileno ($p<0,05$). O nosso estudo demonstrou que os indivíduos apresentaram uma melhora nas fases de apoio e apoio médio com a utilização da órtese de tornozelo-pé experimental, no entanto, a velocidade da marcha não aumentou. Acreditamos que seja necessária a realização de um estudo longitudinal para melhor avaliar a eficácia da utilização da órtese experimental em pacientes hemiparéticos.

Palavras-chave: Órtese, hemiplegia, marcha, eletromiografia.

ABSTRACT

The change in gait is one of the main residual effects in patients following a stroke. Thus, ankle-foot orthoses are often used on this population. The aim of the present study was to develop and assess the applicability of an experimental ankle-foot orthosis during the gait of patients with hemiparesis. Ten adult patients with hemiparesis capable of performing independent gait were included in the study. Gait assessment was performed using two force plates and an electromyograph (both *EMG System do Brasil*) as well as a video camera (Sony). The experimental brace was made up of a single piece that fits over the foot and 1/3 of the distal tibia and has a steel spring. The results revealed that there was greater activation of the rectus femoralis and vastus lateralis muscles in the support and mid-support phases ($p < 0,05$) with the experimental ankle-foot orthosis in comparison to the use of a polypropylene ankle-foot orthosis and non-use of the brace. Regarding spatial-temporal gait parameters, the individuals achieved an increase in stride length with the use of the experimental ankle-foot orthosis in comparison to the use of a polypropylene ankle-foot orthosis ($p < 0,05$). The present study demonstrated that the individuals achieved an improvement in the support and mid-support phases with the use of the experimental ankle-foot orthosis. However, gait speed did not increase. A longitudinal study is needed to better assess the efficacy of the experimental brace on patients with hemiparesis.

Keywords: Orthosis, hemiparesis, gait, electromyography

INTRODUÇÃO

O acidente vascular encefálico (AVE) é uma das principais causas de morbidade e mortalidade, sendo após doenças cardíacas e câncer, a terceira maior causa de morte em todo o mundo¹. Estima-se que nos países europeus são gastos cerca de 21.9 bilhões de euros anualmente com essa enfermidade².

Frequentemente, pacientes hemiparéticos exibem padrões patológicos pós-AVE. O déficit na locomoção é uma das principais alterações dessa população, por isso a reabilitação da marcha é uma importante e interessante terapia para esses indivíduos³.

Os laboratórios de análise de marcha são utilizados na avaliação de sujeitos saudáveis, para melhor entendimento das fases do ciclo da marcha normal, e para avaliação biomecânica e dos parâmetros espaço-temporais da marcha de indivíduos que apresentam alguma alteração da mesma, como crianças com paralisia cerebral e pacientes pós-AVE⁴.

A eficiência na detecção de eventos da marcha é importante para avaliar a marcha humana, sendo que, a determinação da fase de contato inicial e da fase de impulso permite analisar as forças e os momentos naquele instante^{5,6}.

O registro dos sinais elétricos, gerados pela despolarização das membranas das células musculares, mostra o padrão de atividade EMG dos músculos. Devido a isso, existe a possibilidade da captação da atividade muscular durante a contração muscular, porém, essa não fornece informações sobre o torque produzido pelos músculos analisados⁷.

As plataformas de força são muito utilizadas para a avaliação tanto da marcha normal quanto da marcha patológica, com o intuito de verificar as forças de reação ao solo, sendo essas utilizadas antes ou pós-programas de tratamento^{8,9}.

A análise dos parâmetros espaço-temporais da marcha é importante para entender como as variáveis do padrão de marcha são modificados em decorrência de uma patologia. A velocidade da marcha, assim como outros parâmetros como cadência e comprimento dos passos e da passada, são indicadores funcionais importantes da locomoção e da qualidade de vida de indivíduos pós AVE¹⁰.

Inúmeros tipos de órteses são utilizadas, por pacientes hemiparéticos, como forma de tratamento para suprir as alterações na marcha que estes indivíduos apresentam, principalmente às compensações que acarretam em padrões anormais da mesma¹¹.

A utilização de órtese de tornozelo-pé (AFO) ameniza a perda da função fisiológica e ajuda na marcha de pacientes hemiparéticos. Estas órteses podem ser feitas de metal ou de

plástico, sendo que a função biomecânica desta dependerá do modelo e do material utilizado¹².

O presente estudo objetivou avaliar e comparar a aplicabilidade de uma órtese de tornozelo-pé experimental (AFOe) com uma órtese de tornozelo-pé de polipropileno (AFOp) durante a marcha de pacientes pós-AVE e verificar a atividade eletromiográfica (EMG) simultânea dos músculos tibial anterior (TA), reto femoral (RF), sóleo (SO) e vasto lateral (VL) e os parâmetros espaço-temporais da marcha: força de reação ao solo, velocidade, cadência e comprimento dos passos e da passada durante a marcha com ambas órteses e sem uso de órtese.

MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo se caracterizou como um estudo transversal e não controlado, o mesmo foi realizado no laboratório de biodinâmica do movimento humano da Universidade Nove de Julho, São Paulo, SP.

Sujeitos

Participaram do estudo dez pacientes hemiparéticos (seis homens e quatro mulheres), com idade média de $52,85 \pm 12,60$ anos, com valor médio de massa corporal de $65,22 \pm 13,70$, e altura média de $1,66 \pm 0,06$. Na amostra seis pacientes sofreram AVE isquêmico e quatro sofreram AVE hemorrágico. Seis pacientes, do total da amostra, apresentavam hemiparesia a direita enquanto que, quatro pacientes apresentavam hemiparesia a esquerda, esses possuíam um tempo médio de lesão de $1,63 \pm 0,94$. Foram incluídos no estudo pacientes com diagnóstico de AVE que realizavam marcha independente, e apresentavam mobilidade passiva de tornozelo, de acordo com a escala de deambulação funcional (adaptado de Chen, 2001)¹³. Todos os pacientes concordaram em participar do estudo com a assinatura do Termo de Consentimento livre e esclarecido realizada pelos mesmos e ou responsáveis. O estudo foi encaminhado e aprovado pelo comitê de ética e pesquisa da Instituição Universidade Nove de Julho, seguindo a resolução 196/96. Protocolo de pesquisa referente ao Registro Conep 15196 Processo nº 25000.172928/2008-81.

Órtese de tornozelo-pé experimental - AFOe

A AFOe em questão foi desenvolvida e patenteada durante o estudo (protocolo 018090022818). Essa é compreendida por um compartimento inteiriço que é acoplado

diretamente ao pé e ao 1/3 (terço) distal do osso tibial e um dispositivo (mola de aço), que é encaixada entre dois pontos anatômicos, 4º e 5º dedos do pé do membro inferior acometido ao terço distal do osso tibial do mesmo membro, sobre tensão exatamente para auxiliar o movimento de dorsiflexão do tornozelo. A presente órtese é caracterizada por ser leve, funcional, e feita basicamente de couro, borracha, tecido neoprene e algumas argolas.



Figura 1- Órtese experimental de tornozelo-pé (AFOe)

Fonte: Autor

Órtese de tornozelo-pé de polipropileno (AFOp)

Essa órtese de tornozelo-pé é feita de material polipropileno e é caracterizada por ser rígida, não articulada e ter um custo elevado. Dos dez participantes do estudo, seis possuíam e utilizavam AFOp. As AFOp que os indivíduos utilizavam eram órteses feitas sob medida (moldáveis), não sendo órteses pré-fabricadas.

Equipamentos

Durante a mensuração da massa corporal e altura dos pacientes utilizamos uma balança mecânica da marca Filizola, com precisão de 0,1kg. Os pacientes avaliados permaneciam descalços, posicionados em pé, no centro da plataforma da balança e vestindo roupas leves. A estatura foi medida em um estadiômetro fixo, de madeira, com precisão de 0,1cm, voltados, de costas, para a superfície vertical do aparelho, os membros superiores, relaxados ao lado do tronco, com as palmas das mãos voltadas para as coxas, os calcanhares deviam permanecer unidos, tocando a parte vertical do estadiômetro, e as bordas mediais afastadas. A parte móvel do estadiômetro era trazida até tocar o vértex, com compressão do cabelo.

Para avaliar a atividade EMG dos músculos: RF, VL, TA e SO, durante a marcha sem uso de órtese, com uso de AFOP e com uso AFOe, foi utilizado um eletromiógrafo, modelo *EMG System do Brasil*, que possui 16 canais, os componentes do sistema de aquisição de sinais, eletrodos, foram conectados a um módulo condicionador de sinais, onde os sinais analógicos, amplificados em 10 vezes são amplificados novamente, com um ganho comum de 100 vezes, totalizando, portanto, um ganho final de 1000, filtrados com filtro passa banda de 10 Hz a 500 Hz. Foram utilizados quatro pares de eletrodos de superfície do tipo ativo, bipolar, esses foram colocados sobre o ponto motor dos músculos RF, VL, TA e SO, conforme a *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*¹⁴.

Foram utilizadas duas plataformas de força da marca *EMG System do Brasil*, para captação das curvas de força de reação ao solo, pois assim verificamos exatamente quando o indivíduo realizou o contato inicial (CI) de calcâneo e a fase de impulso (FI).

Foi colocado um *footswitch*, da marca *EMG System do Brasil*, adaptado dentro do calçado dos indivíduos (região de calcâneo) para haver sincronismo entre eletromiógrafo e plataformas de força no momento da coleta de dados. O Software utilizado foi o *EMG System Coleta - EMG System do Brasil*.

Foi utilizada uma passarela, (que media 5 metros de comprimento, 1.5 metro de largura e 10 centímetros de altura), contendo as duas plataformas de força posicionadas paralelamente, para a realização do teste.

Uma câmera da marca Sony foi utilizada para registrar a análise do comprimento do passo e da passada, da velocidade e da cadência, durante todos os testes de todos os indivíduos. A câmera filmadora da marca Sony, modelo DCR-HC15, com zoom digital de 640x, foi posicionada num ângulo que era possível acompanhar toda a realização do teste dos pacientes, essa foi posicionada sobre um tripé com um metro de altura.

Procedimentos

Após verificação do ponto motor dos músculos avaliados foi realizada a limpeza da área onde foram colocados os eletrodos para reduzir a bioimpedância, baseando-se nas recomendações da *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (1999)*^{14,15}. Os eletrodos bipolares ativos foram colocados a uma distância de 20mm de centro a centro de cada eletrodo, sendo que, os eletrodos e o *footswitch* foram colocados no membro avaliado, com os pacientes hemiparéticos sentados em uma cadeira.

Foram avaliados os sinais EMG dos músculos: RF, VL, TA e SO, do membro inferior esquerdo (em quatro pacientes), e do membro inferior direito (em seis pacientes), totalizando os dez sujeitos que participaram do estudo.

Os dez pacientes hemiparéticos participantes do estudo caminharam sobre uma passarela realizando o percurso de 6 a 10 vezes, primeiramente sem órtese, depois com AFOP e por último com AFOe, sendo que somente seis indivíduos possuíam a AFOP. Com isso, seis pacientes realizaram três coletas: sem órtese e com ambas órteses e quatro pacientes realizaram somente duas coletas: com e sem AFOe.

O protocolo de análise foi realizado da seguinte forma: com o paciente sempre usando roupas leves e calçando (sapato ou tênis) durante a coleta dos dados.

Os sinais EMG foram analisados em três momentos: durante todo ciclo de marcha, durante CI e durante a FI.

Foram avaliados os sinais EMG em todos os dez pacientes, assim como os parâmetros espaço-temporais da marcha: comprimento dos passos e da passada, velocidade da marcha e cadência.

Análise dos dados

Os resultados foram expressos em média e desvio-padrão. Os dados foram submetidos ao teste de análise de distribuição de frequência (*Kolmogorov-Smirnov*), os dados apresentaram-se normais após a realização desse teste, sendo aplicado um teste paramétrico. Para a realização dos testes estatísticos foi utilizado o programa *software GraphPad InStat. Versão 3.0 (1994-1999)*. O teste ANOVA com repetição foi utilizado na comparação dos dados sem uso de órtese, com uso de AFOe e com uso de AFOP. O valor dado como significativo foi de $p < 0,05$. O tamanho de amostra foi calculado usando o software de *GraphPad StatMate*, versão 1.01. Baseado em um estudo piloto, o número alvo dos pacientes foi calculado para ser de 13, com um tipo erro de 5% de I, e em um poder de 85%.

RESULTADOS

A tabela 1 mostra os dados antropométricos dos indivíduos do estudo.

Tabela 1- Dados antropométricos dos pacientes.

	Indivíduos (n)	Idade (anos)		Massa corporal (Kg)		Altura (m)		IMC (kg)	
		Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
Sujeitos	10	52,85	12,60	65,22	13,70	1,66	0,06	22,10	8,48

Nota: Médias e desvios-padrão, Kg.: Kilograma, m.: metros, IMC: índice de massa corpórea

A figura 2 mostra a variação da atividade EMG dos músculos analisados durante todo ciclo da marcha. Os músculos RF e VL apresentaram aumento da atividade EMG com utilização de AFOe em comparação com uso de AFOp ($p < 0,05$), a atividade desses músculos foi maior também quando comparado uso de AFOe com não uso de órtese, entretanto sem significância estatística ($p > 0,05$). Os músculos TA e SO não apresentaram variações significantes com a utilização das AFOs e sem uso de órtese.

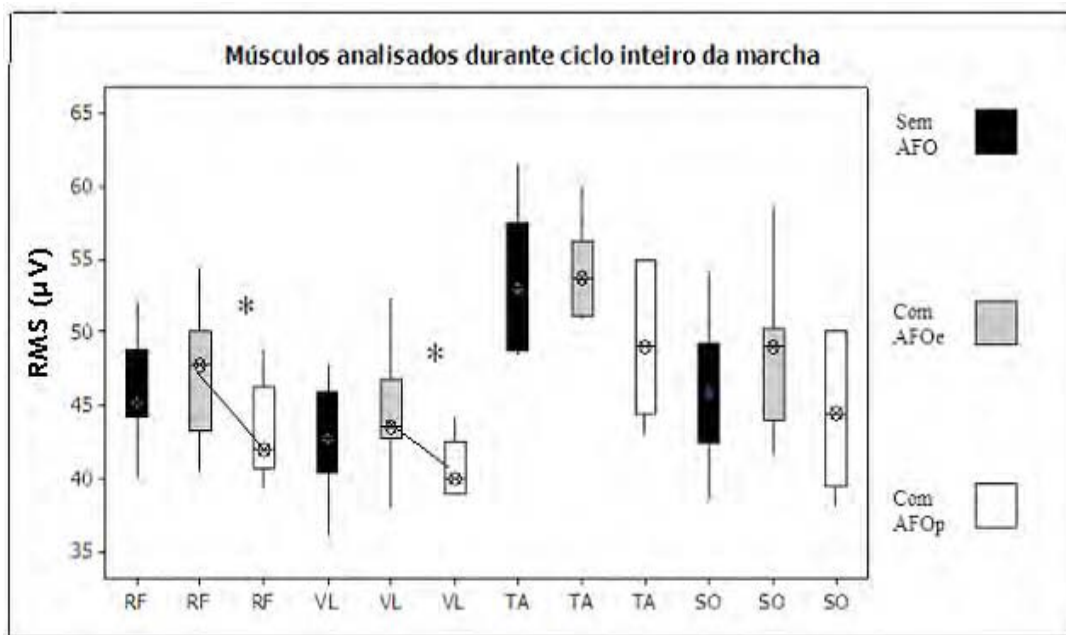


Figura 2- Variação da atividade EMG (RMS) dos músculos avaliados durante ciclo da marcha (média e DP), $*(p < 0,05)$, AFOe: órtese experimental, AFOp: órtese de polipropileno, sem AFO: sem órtese, μV : microvolt

A figura 3 apresenta os valores da atividade EMG dos músculos na fase de apoio (contato inicial). O músculo TA apresentou diminuição significativa da atividade EMG

quando comparado sem uso de órtese com AFOP ($p < 0,05$), e sem uso de órtese com AFOe ($p > 0,05$). Os demais músculos avaliados não apresentaram variações significantes.

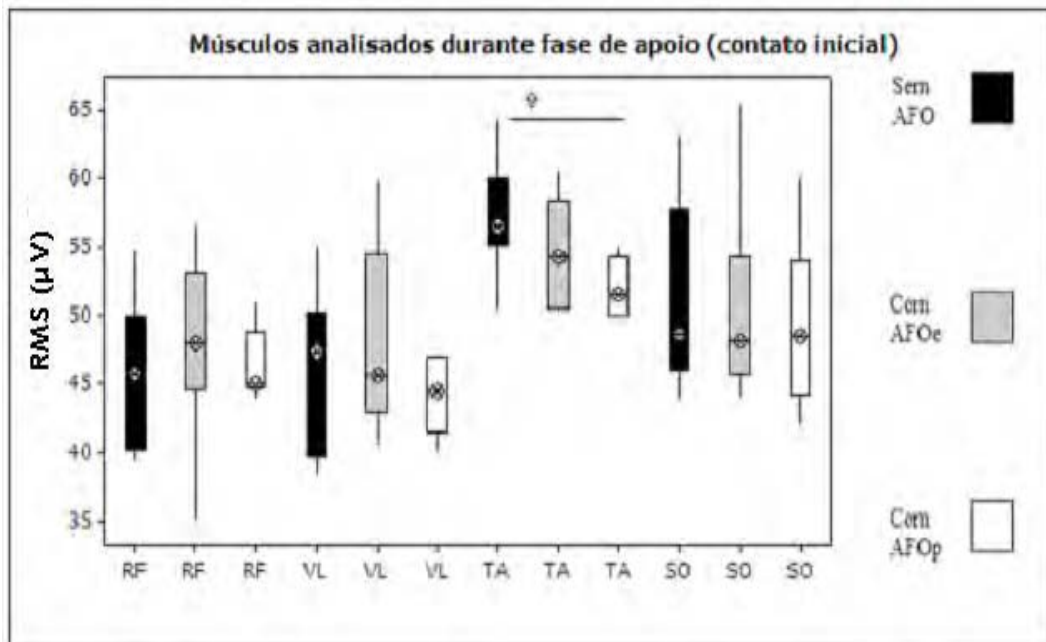


Figura 3- Variação da atividade EMG dos músculos avaliados durante a fase apoio (toque inicial de calcâneo), $*(p < 0,05)$, AFOe: órtese experimental, AFOP: órtese de polipropileno, sem AFO: sem órtese, μV : microvolt.

A figura 4 demonstra os valores da atividade EMG dos músculos durante a fase de impulso (pré-balanço) da marcha. Os resultados apresentaram uma diminuição da atividade EMG do músculo SO quando comparado a atividade sem uso de órtese com AFOP ($p < 0,05$). O músculo RF apresentou uma diminuição da atividade quando comparado a atividade sem uso de órtese com uso de AFOP ($p > 0,05$), entretanto, sem valor significativo.

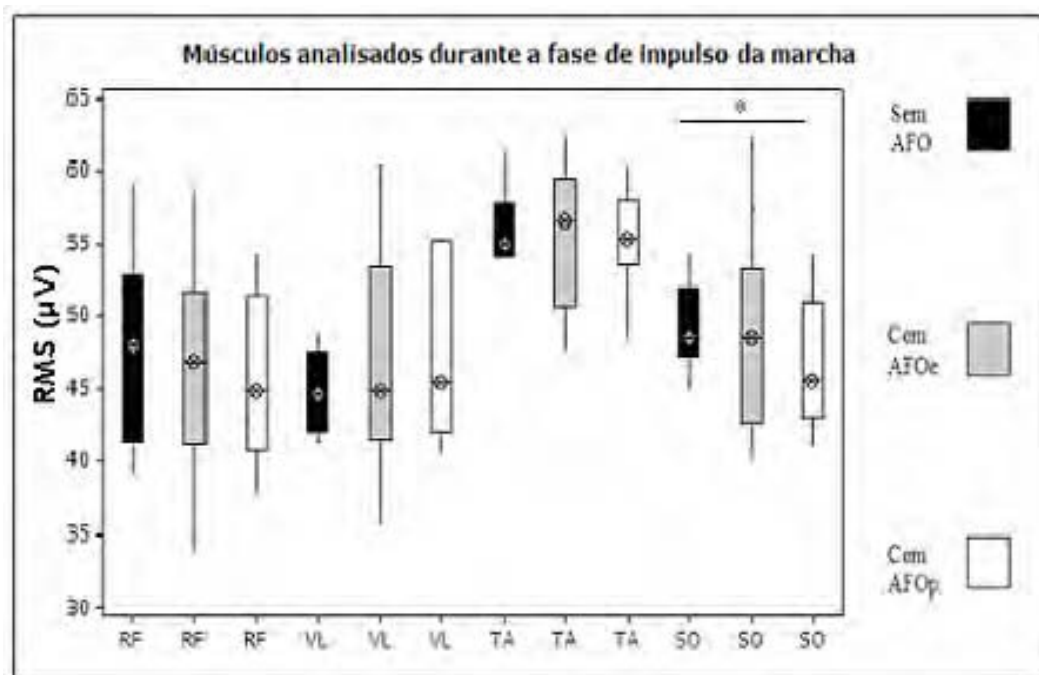


Figura 4 - Variação da atividade EMG dos músculos avaliados na fase de impulso, $*(p < 0.05)$, AFOe: órtese experimental, AFOp: órtese de polipropileno, sem AFO: sem órtese, μV : microvolts

A figura 5 apresenta os valores de comprimento da passada durante a marcha dos indivíduos com e sem utilização das órteses. Os resultados mostraram que houve um aumento do comprimento da passada quando comparado a utilização de AFOe com a utilização de AFOp, ($p < 0.05$), esse gráfico também mostra que sem uso de órtese os pacientes apresentaram maior comprimento da passada quando comparado com o uso de ambas órteses ($p < 0,05$). Os outros parâmetros da marcha: velocidade, comprimento do passo e cadência não apresentaram diferenças com e sem utilização das órteses, no entanto, sem utilização de órtese os indivíduos apresentaram valores mais altos em comparação com o uso das órteses em estudo ($p > 0.05$).

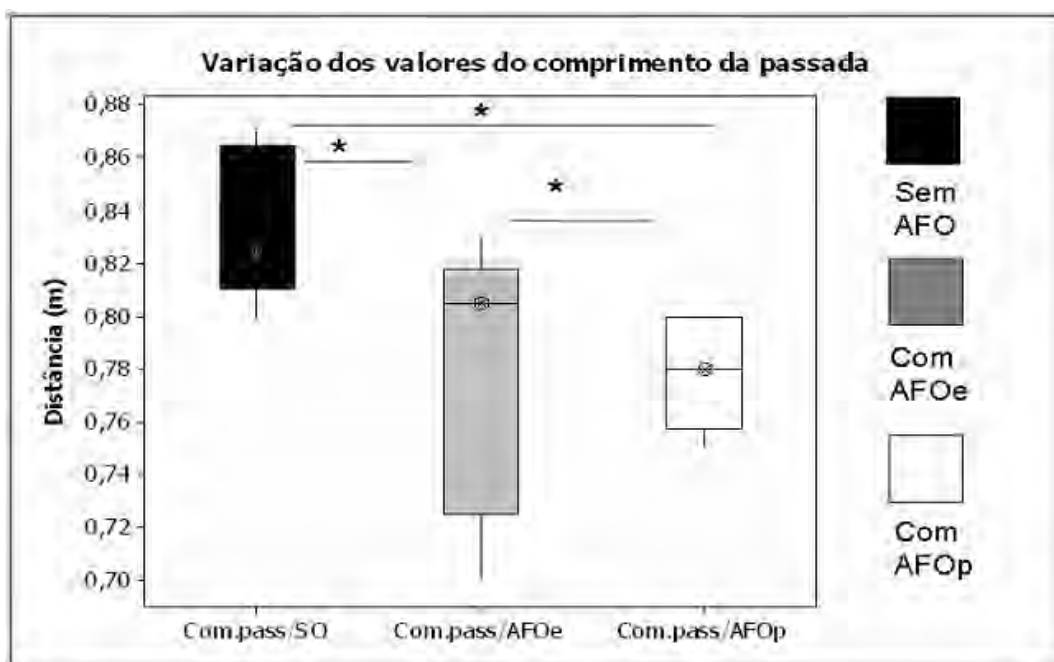


Figura 5- Variação do comprimento da passada com utilização AFOe, com utilização de AFOp e sem uso de órtese, AFOe: órtese experimental, AFOp: órtese de polipropileno, sem AFO: sem órtese, m: metros.

A figura 6 apresenta as curvas da força de reação ao solo sem utilização de órtese e com utilização de AFOe e AFOp. Podemos verificar que as curvas apresentaram-se similares com e sem uso das órteses.

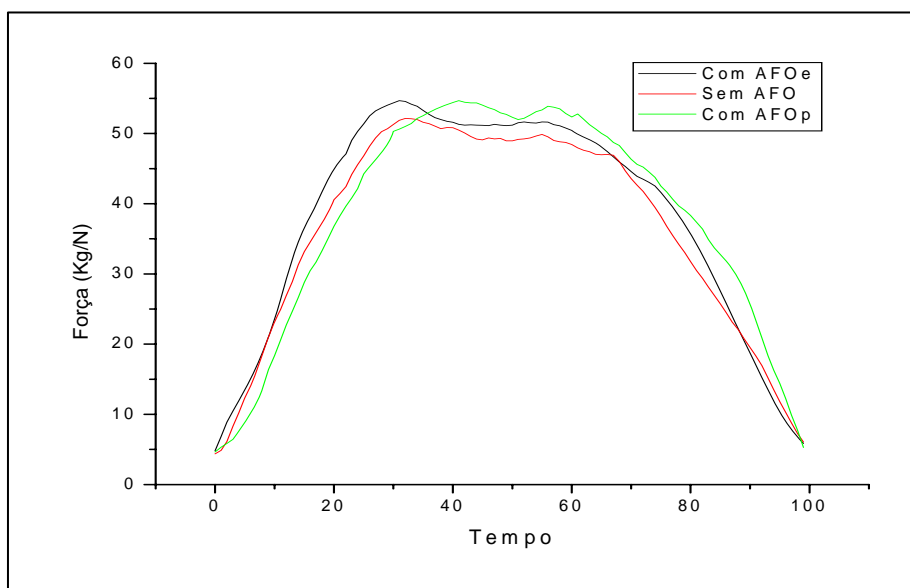


Figura 6- Curvas da força de reação ao solo sem o uso de órtese e com uso de AFOe e AFOp, Kg/N: Kilograma / Newton.

A Figura 7 apresenta a curva da atividade EMG dos músculos avaliados. Podemos observar que as curvas dos músculos RF e VL apresentaram-se mais fisiológicas com uso de AFOe em comparação as curvas da atividade desses músculos sem uso de órtese e com uso de AFOp. As curvas dos músculos TA e SO apresentaram-se similares.

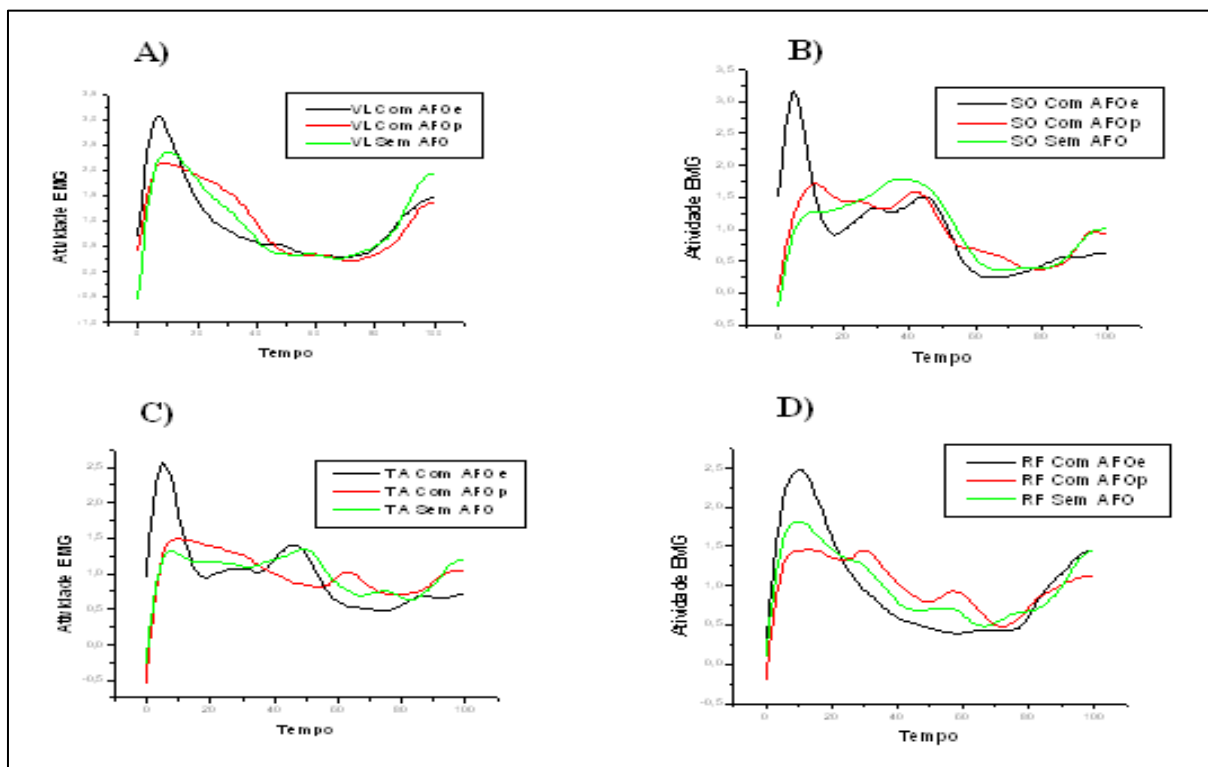


Figura 7- Curva da atividade EMG dos músculos avaliados com AFOe, AFOp e sem órtese, A) músculo vasto lateral; B) músculo sóleo; C) músculo tibial anterior e D) músculo reto femoral; linha preta: AFOe, linha vermelha: AFOp e linha verde: sem órtese, Tempo em centímetros.

DISCUSSÃO

Atualmente existem modernos laboratórios de marcha, os quais visam avaliar a marcha, de indivíduos saudáveis e ou que possuem alguma patologia, com intuito de planejar novas formas de tratamento.

As AFOs são utilizadas como forma de tratamento para imobilizar e ou melhorar a biomecânica de uma articulação, além disso, podem melhorar a marcha e a habilidade de conduzir as atividades de vida diária¹².

As AFOs são geralmente utilizadas por pacientes que apresentam dificuldade em dorsifletir o tornozelo, assim essas melhoram a estabilidade médio-lateral do tornozelo durante a fase de apoio da marcha e auxilia na fase de balanço do membro parético¹⁶. A utilização da AFO reduz a flexão plantar e auxilia a dorsiflexão na fase de balanço, sendo assim a mesma ajuda pessoas que possuem fraqueza dos músculos dorsiflexores a terem um contato inicial de calcâneo mais fisiológico¹⁷.

As AFOs alteram a atividade EMG dos músculos da marcha nos membros inferiores de pacientes hemiparéticos. No presente estudo observamos que houve um aumento da atividade EMG dos músculos VL e RF durante a fase de apoio e apoio médio quando comparado uso de AFOe com uso de AFOP e sem uso de órtese, esses resultados concordam com Hesse et al. (1999)¹⁸ que realizou um estudo com 21 hemiparéticos e mostrou que a atividade EMG do músculo VL foi maior com utilização de AFO quando comparado com o não uso da mesma durante a fase de apoio e apoio médio. A AFOe foi desenvolvida para pacientes hemiparéticos com intuito de auxiliar a dorsiflexão desses indivíduos tanto na fase de apoio quanto na fase de balanço.

Com relação às curvas dos músculos analisados, houve uma melhora da curva dos músculos RF e VL durante a fase de apoio e médio apoio com uso de AFOe, que possivelmente tenha ocorrido pela maior ativação desses músculos durante essas fases com a utilização da mesma; essa melhora não ocorreu com os músculos TA e SO. A curva desses músculos na fase de apoio apresentou-se praticamente idênticas, isso possivelmente tenha ocorrido devido a uma interferência da mola durante essa fase ocorrendo uma atividade nesse momento da curva, que não foi realizada pelos músculos, mais sim possivelmente pela mola de aço.

Estudos prévios sugerem que uma alteração na atividade muscular ocasionará num efeito nas forças de reação ao solo, com isso, uma melhor ação dos músculos acarretará num melhor padrão de marcha e menos gasto energético^{20,21}. Em relação à força de reação ao solo, o presente estudo demonstrou que o primeiro pico da curva do ciclo da marcha (contato inicial) apresentou similaridade com a utilização das AFOs e sem uso de órtese. Esse primeiro pico apresentou-se mais fisiológico com a utilização da AFOe em comparação com o uso de AFOP e sem uso de órtese, além disso, a fase de apoio médio e impulso apresentaram uma curva mais próxima do normal, o que não ocorreu nas curvas com a utilização de AFOP e sem uso de órtese, essas apresentaram uma queda após a fase de CI. Esses resultados ocorreram possivelmente em virtude de uma melhor ativação dos músculos RF e VL na fase de apoio,

devido ao auxílio que a mola de aço desempenhou nessa fase, tornando o toque de calcâneo com o solo mais funcional e fisiológico.

Bleyenheuft et al¹⁹, em um estudo com dez pacientes hemiparéticos, comparou e analisou a marcha desses em três momentos: com o uso de AFO dinâmica (Chignon[®]), com uso de AFOP pré-fabricada e sem uso de AFO. Esse estudo mostrou melhora significativa da velocidade da marcha com a utilização de AFO dinâmica quando comparado com a utilização de AFOP pré-fabricada e sem órtese. No presente estudo os pacientes hemiparéticos apresentaram melhora da velocidade da marcha quando comparado utilização de AFOe com utilização de AFOP, entretanto, quando foram comparados os resultados dos valores das variáveis espaço-temporais sem utilização de AFO com utilização de ambas órteses, houve uma diminuição dos parâmetros com a utilização das mesmas. Esse resultado pode ser explicado pelo fato de que o presente estudo se tratou de um estudo transversal, ou seja, os indivíduos utilizaram a AFOe somente durante o teste, com isso acreditamos que a utilização prolongada da AFOe por esses pacientes possa melhorar os parâmetros espaço-temporais da marcha em longo prazo.

No nosso estudo, o uso de AFOe não alterou a velocidade da marcha quando comparado com a não utilização da mesma, esses resultados foram similares ao estudo de Fatone et al²². Em relação a outros parâmetros espaço-temporais como: comprimento do passo e da passada e cadência, os indivíduos apresentaram um leve decréscimo desses parâmetros com a utilização da AFOe em comparação com o não uso de órtese.

Esta diminuição nos parâmetros espaço-temporais da marcha que os indivíduos apresentaram com a utilização da AFO experimental pode ser explicado, pelo fato de que esses indivíduos realizaram o teste com a utilização da AFOe em um único momento, pois o nosso estudo se tratou de um estudo transversal, com isso acreditamos que esse motivo foi preponderante para piora das variáveis; Patterson et al²³ relatou em seu estudo que frequentemente, a mensuração da velocidade, assim como outros parâmetros espaço-temporais, são utilizados para avaliar a função da marcha de indivíduos hemiparéticos, entretanto, o aumento da velocidade da marcha não melhora o padrão da mesma. No nosso estudo nós filmamos todas as coletas de dados e acreditamos que houve uma melhora do padrão de marcha desses indivíduos, mesmo não ocorrendo aumento de todos os parâmetros espaço-temporais.

LIMITAÇÕES DO ESTUDO

O nosso estudo apresentou na amostra pacientes heterogêneos quanto ao tempo de lesão, quanto ao grau de acometimento funcional e a idade. Esses fatores fizeram com que os pacientes apresentassem respostas divergentes um do outro com a utilização da órtese em estudo.

CONCLUSÃO

Os resultados do nosso estudo sugerem que houve uma melhora no padrão de marcha dos indivíduos que participaram do estudo, pois houve uma alteração significativa dos valores do sinal EMG e de um dos parâmetros espaço-temporais da marcha. A melhora da ação dos músculos RF e VL na fase de apoio, demonstra que a AFOe melhorou a fase de toque de calcâneo com o solo tornando a fase de apoio mais fisiológica. Verificamos também quando comparamos as curvas de força de reação ao solo, que houve uma melhora da fase de apoio e apoio médio com utilização da AFOe em comparação com as outras situações. O objetivo primário da órtese foi alcançado, a mesma auxiliou os indivíduos hemiparéticos a realizarem um contato inicial mais fisiológico, entretanto, faz-se necessário a realização de um estudo longitudinal para melhor avaliar a eficácia da órtese experimental em pacientes hemiparéticos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Kabayel L, Balei K, Turgut N, Kabayel DD. Development of entrapment neuropathies in acute stroke patients. *Acta Neurol. Scand.* 2009; 120:53-58.
2. Winter Y, Wolfram C, Schaeg M, Reese J, Oerted W, Dodel R, et al. Evaluation of costs and outcome in cardioembolic stroke or TIA. *J. Neurol.* 2009; 256:954-963.
3. Hussemann B, Friedemann M, Krewer C, Heller PT, Koenig E. Effects of locomotion training with assistance of a robot-driven gait orthosis in hemiparetic patients after stroke. *Stroke.* 2007; 38:349-354.
4. Caty D, Detrembleur C, Bleyenheuff C, Lejeune TM. Reliability of lower limb kinematics, mechanics and energetics during gait patients after stroke. *J Rehabil Med.* 2009; 41:588-590.
5. Zeni JA, Richards JG, Higginson JS. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait Posture.* 2008; 27(4): 710-714.
6. Bowden MG, Balasubramaian CK, Neptune RR, Kautz SA. Anterior-posterior ground reaction forces as a measure of paretic leg contribution in hemiparetic walking. *Stroke.* 2006; 37:872-876.
7. Ocarino JM, Silva PLP, Vaz DV, Aquino CF, Brício RS, Fonseca ST. Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. *Rev. Fisiot. Brasil.* 2005;6(4):305-309.
8. Muniz AMS, Nadal J. Application of principal component analysis in vertical ground reaction force to discriminate normal and abnormal gait. *Gait Posture.* 2009; 29:31-35.
9. Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis part III – Kinetics and energy assessment. *Gait Posture.* 2005; 21:447-461.

10. Olney SJ, Griffin MP, McBride I.O. Temporal, kinematic, and variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Physical Therapy*. 1994; 74(9):872-885.
11. Chin R, Hsiao-Wecksler ET, Loth E, Kogler G, Manwaring SD, Tyson SN, et al. A pneumatic power harvesting ankle-foot orthosis to prevent foot-drop. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2009; 6(19):1-19.
12. Lehmann JF. Orthotics for the wounded combatant - Rehabilitation of the Injured Combatant. *Textbook of Military Medicine*. 1999; 2:703-740.
13. Chen YL, Li YC, Kuo TS, Lai JS. The development of a closed-loop controlled functional electrical stimulation (FES) in gait training. *Journal of medical & Technology*. 2001; 25(2): 41-48.
14. Hermens H.J. European recommendations for surface electromyography – SENIAM. 1999; 16-17.
15. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997; 13(2):135-163.
16. Kottink SIR, Hermens HJ, Nene AV, Tenniglo MJ, Oudshoorn CGG, IJzerman MJ. Therapeutic effect of an implantable peroneal nerve stimulator in subjects with chronic stroke and footdrop: a randomized controlled trial. *Gait Posture*. 2008; 88(4):437-448.
17. Kao PC, Ferris DP. Motor adaptation during dorsiflexion-assisted walking with a powered orthosis. *Gait Posture*. 2009; 29:230-236.
18. Hesse S, Werner C, Matthias K, Stephen K, Berteau M. Non-velocity-related effects of a rigid double-stopped ankle-foot orthosis on gait and lower limb muscle activity of hemiparetic subjects with an equinovarus deformity. *Stroke*. 1999; 30:1855-1861.

19. Bleyenheuft C, Caty G, Lejeune T, Detrembleur C. Assessment of the Chignon dynamic ankle-foot orthosis using instrumented gait analysis in hemiparetic adults. *Ann Readapt Med Phys.* 2008;51(3):154-60.
20. Neptune RR, Zajac FE, Kautz SA. Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait Posture* 2004;19:194–205.
21. Liu MQ, Anderson FC, Pandy MG, Delp SL. Muscles that support the body also modulate forward progression during walking. *J Biomech* 2006;39:2623–30.
22. Fatone S, Gard SA, Malas BS. Effect of ankle-foot orthosis alignment and foot-plate length on the gait of adults with poststroke hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009; 90:810-818.
23. Patterson SL, Rodgers MM, Macko MD, Forrester LW. Effect of treadmill exercise training on spatial and temporal gait parameters in subjects with chronic stroke: A preliminary report. *Journal of Rehabilitation Research & Development.* 2008; 45(2):221-228.

Considerações Finais

CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo objetivou desenvolver e avaliar a aplicabilidade de uma órtese de tornozelo-pé experimental durante a marcha de pacientes hemiparéticos. Foram avaliados indivíduos saudáveis, no primeiro estudo, e com diagnóstico de acidente vascular encefálico, no segundo estudo. Muitos estudos demonstram que a utilização de órtese de tornozelo-pé melhora a marcha de indivíduos hemiparéticos. Com utilização de AFOe tanto indivíduos saudáveis quanto pacientes hemiparéticos apresentaram maior ativação, de modo geral, dos músculos avaliados, estes achados sugerem que a órtese em questão melhorou a marcha dos pacientes estudados, entretanto, não podemos concluir que houve uma melhora significativa do padrão de marcha dos mesmos, pois o nosso estudo se tratou de um estudo transversal, ou seja, os indivíduos do estudo realizaram o teste com a órtese durante um único momento, sendo assim, sugerimos que seja feito um estudo longitudinal para averiguar a eficácia desta órtese em longo prazo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Winter Y, Wolfram C, Schaeg M, Reese J, Oerted W, Dodel R, et al. Evaluation of costs and outcome in cardioembolic stroke or TIA. *J. Neurol.* 2009; 256:954-963.
2. Fernandes MR, Carvalho LBC, Prado GF. A Funcional Electric Orthesis on the Paretic Leg Improves Quality of Life of Stroke Patients. *Arq. Neuropsiquiatr.* 2006; 64(1):20-23.
3. Lotufo PA, Bensenor I.M. Stroke Mortality in São Paulo (1997-2003). *Arq. Neuropsiquiatr.* 2004; 62(4):1008-1011.
4. Williams R. Incidence and characteristics of total stroke in the united states. *BMC Neurology, London.* 2001; 1(1):1-3.
5. Kabayel L, Balei K, Turgut N, Kabayel DD. Development of entrapment neuropathies in acute stroke patients. *Acta Neurol. Scand.* 2009; 120:53-58.
6. Radanovic M. Características do Atendimento de Pacientes com acidente Vascular Cerebral em Hospital Secundário. *Arq. Neuropsiquiatr.* 2000; 58(1):99-106.
7. Hacke W, Kaste M, Bogousslavsky J, Brainin M, Chamorro A, Lees K, Kwieceinski H, Toni D. Isquemic Stroke. *European Stroke Initiative.* 2003; 1-14.
8. Sridharan SE, Unnikrishnan JP, Sukumaran S, Sylaja PN, Nayak SD, Sarma PS, et al. Incidence, Types, Risk factors, and outcome of stroke in a developing country. *Stroke.* 2009; 40:1212-1218.
9. Pires SL, Gagliardi RJ, Gorzoni ML. Estudo das Frequências dos Principais Fatores de Risco para Acidente Vascular Cerebral Isquêmico em Idosos. *Arq. Neuropsiquiatr.* 2004; 62 (3-B):844-851.
10. O'Sullivan SB. Acidente Vascular Cerebral. Em: O'sullivan, SB, Schmitz, TJ (eds): *Fisioterapia: avaliação e tratamento.* São Paulo: Manole, p. 225-250, 1993.

11. Teixeira-Salmela LF, Olney SJ, Nadeau S, Brouwer B. Muscle strengthening and physical conditioning to reduce impairment and disability in chronic stroke survivors. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1999; 80(10):1211-1218.
12. Rezende FB, Viana CAP, Faria JLC. Análise da hiper-extensão de joelho em pacientes hemiparéticos usando órtese para neutralização da flexão plantar. *Rev. Neurociências.* 2006; 14(3):140-143.
13. Ottoboni C, Fontes SV, Fukujima MM. Estudo Comparativo entre Marcha Normal e a de Pacientes Hemiparéticos por Acidente Vascular Encefálico: Aspectos Biomecânicos. *Rev. Neurociência.* 2002; 10(1):10-16.
14. Feys HM, De Weerd WJ, Selz BE. Effect of a therapeutic intervention for the hemiplegic upper limb in the acute phase after stroke. *Stroke.* 1998; 29:785-792.
15. Sharps A, Brouwer BJ. Isokinetic strength training of the hemiparetic knee: effects on function and spasticity. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1997; 78:1231-1236.
16. Leitão AV, Musse CAI, Granero LHM, Rossetto R, Pavan K, Lianza S. Espasticidade: Avaliação Clínica. *Associação Brasileira de Medicina Física e Reabilitação*, 2006; 1-8.
17. Huitema RB, Hof AL, Mulder T, Brouwer WH, Dekker R, Postema K. Functional Recovery of Gait and Joint Kinematics After Right Hemispheric Stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2004; 65(12):1962-1966.
18. Rowland LP. *Merritt tratado de neurologia*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.
19. Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis part I: Kinesiological EMG. *Gait Posture.* 2001; 14:61-70.
20. Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis part III – Kinetics and energy assessment. *Gait Posture.* 2005; 21:447-461.

21. Baker, R. Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2006; 3:1-10.
22. Sousa DSS, Tavares JMRS, Correia MV, Mendes, E. Análise Clínica da Marcha Exemplo de Aplicação em Laboratório de Movimento. 2º Encontros Nacionais de Biomecânica, Portugal, 2007.
23. Mao DW, Hong Y, Li JX. Characteristics of foot movement in Tai Chi exercise. *Physical Therapy*. 2006; 86(2):215-222.
24. Marconi NF, Almeida GL, Gottlieb GL. Electromyographic and kinetic strategies to control movements. *Rev. Bras. Fisioter*. 2006; 10(1):1-8.
25. Chin R, Hsiao-Wecksler ET, Loth E, Kogler G, Manwaring SD, Tyson SN, et al. A pneumatic power harvesting ankle-foot orthosis to prevent foot-drop. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2009; 6(19):1-19.
26. Lehmann JF. Orthotics for the wounded combatant - Rehabilitation of the Injured Combatant. *Textbook of Military Medicine*. 1999; 2:703-740.
27. Zancan A, Beretta MV, Schmid M, Schieppati M. A new hip-knee-ankle-foot sling: kinematic comparison with a traditional ankle-foot orthosis. *J. Rehabil. Res. Dev*. 2004; 41(5):707-12.
28. Diamond MF, Ottenbacher KJ. Effect of a Tone-Inhibiting Dynamic Ankle-Foot Orthosis on Stride Characteristics of an Adult with Hemiparesis. *Physical Therapy*. 1990; 70(7):423-430.

Produções Realizadas durante o Mestrado

Artigos completos publicados (Anexo D)

Artigo 1 – Effect of treadmill-based gait training on the stationary balance of elderly individuals. Archives Medical Science. 2009; 5(3): 443-449.

Artigo 2 - Incidência de lombalgia em taxistas do aeroporto internacional André franco Montoro (Cumbica) em Guarulhos, São Paulo, Brasil, Terapia Manual. 2009; 7(33): 351-355.

Artigo 3 - The effect of manual therapy on masseter muscle pain and spasm. Electromyography Clinical Neurophysiology. 2009; 49:000-000.

Resumos expandidos em Congressos (Anexo E)

1 – Abstract 19th Conference International Society for Posture & Gait Research.(Ispgr)- Bologna, Italy. 21-25th June 2009.

2 – Abstract 18th European Society of Movement Analysis in Adults and Children (ESMAC) 18th Annual General Meeting, Savoy Place, London, UK. 17-19th September 2009.

Estágios Realizados no exterior (Anexo F)

1 – Estágio realizado de 29 de junho – 03 de julho, 2009 na Universidade de Bologna no “Laboratório Analisi Del Movimento” – Istituti Ortopedici Rizzoli di Bologna, Itália.

2 –Estágio realizado de 06 de julho – 10 de julho, 2009 na Fondazione Salvatore Maugeri – “Clinica Del Lavoro e della Riabilitazione”, Veruno, Itália.

Patente da Órtese Experimental (Anexo G)

APÊNDICES

APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Universidade Nove de Julho

Nome do participante: _____

Endereço: _____

Telefone para contato: _____ Cidade: _____ CEP: _____

E-mail: _____

Esse trabalho visa a avaliação de um novo dispositivo (órtese de tornozelo experimental), com o intuito de melhorar a qualidade de vida das pessoas acometidas pelo acidente vascular encefálico. Por meio desse termo, agradecemos a participação de vocês (pacientes) no estudo, pois sem a colaboração dos mesmos não seria possível a realização do deste.

As Informações contidas neste termo foram fornecidas pelos pacientes e ou responsáveis objetivando firmar acordo escrito mediante o qual, o participante 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: “Análise da aplicabilidade de uma órtese tornozelo-pé durante a marcha de pacientes pós-AVE”.

2. Objetivo: Avaliar e comparar a aplicabilidade de uma órtese de tornozelo-pé experimental com uma órtese de tornozelo-pé pré-fabricada durante a marcha de pacientes pós-AVE.

3. Justificativa: Acredita-se que o uso da órtese experimental seja mais leve e funcional para pacientes adultos pós-AVE.

4. Experimental: Serão avaliados pacientes adultos pós-AVE, encaminhados a Clínica de Fisioterapia do Centro Universitário Nove de Julho, unidade Memorial. A coleta dos dados será realizada com o paciente deambulando na passarela com órtese e sem a órtese. Com ficha de avaliação com dados pessoais, história da doença, classificação do paciente.

5. Coleta de dados: O protocolo de análise será realizado da seguinte forma: com o paciente sempre usando calçado (sapato ou tênis) quando for utilizar a órtese experimental e a órtese pré-fabricada, assim como quando for realizar a marcha sem órtese; a análise será feita numa passarela (que mede 5 metros de comprimento, 1,5 metro de largura e 10 centímetros de altura, contendo duas plataformas de força justapostas) em três momentos, ou seja, com o paciente deambulando sem uso de órtese, com a órtese pré-fabricada e por fim com a órtese experimental, também será analisados através de EMG a atividade dos músculos tibial anterior, reto femoral, sóleo e vasto lateral do membro acometido nos três momentos citados durante a marcha.

6. Orientação: Os pacientes serão previamente orientados quanto à deambulação em passarela. O mesmo deverá realizar a marcha sobre a passarela contendo duas plataformas, como se estivesse caminhando normalmente. O comando verbal será dado se caso o paciente houver dificuldade quanto à realização e ou entendimento do que foi pedido. O teste será cancelado se o paciente apresentar qualquer tipo de desconforto seja esse, medo de cair, dor ou outros, sendo que o paciente será orientado e observado quando estiver realizando o teste.

7. Desconforto ou Riscos Esperados: Os participantes serão submetidos a um teste de análise de marcha, sendo que haverá riscos de queda durante o período experimental.

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

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

10. Aspecto Legal: Este estudo foi elaborado de acordo com as diretrizes e normas regulamentadas de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à Resolução n.º 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério de Saúde – Brasília – DF.

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

12. Formas de Ressarcimento das Despesas decorrentes da Participação na Pesquisa: O estudo não inclui qualquer despesa ou ônus ao participante.

13. Local da Pesquisa: A pesquisa será desenvolvida na Clínica de Fisioterapia do Centro Universitário Nove de Julho - UNINOVE, localizada à Rua Francisco Matarazzo nº 612 CEP: 05001-100, Fone: 36659052, Água Branca – SP.

14. Telefones dos Pesquisadores para Contato: Prof^a Dra Cláudia Santos Oliveira (11)36659052, (11), Prof^a Fernanda Corrêa (11) 66339300, Rafael Vital Costa (11) 81695052.

15. Consentimento Pós-Informação:

Eu, _____, após leitura e compreensão deste termo de informação e consentimento, entendo que a minha participação é voluntária, e que poderei 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 de 2.009.

Nome do paciente ou responsável

(por extenso): _____

Assinatura: _____

1ª via: Instituição

2ª via: Voluntário

APÊNDICE B

Ficha de Avaliação

Data da Avaliação: ____/____/____.

Nome: _____

Data de nascimento: _____ idade: _____ Sexo: () M () F

Endereço: _____

Telefone: _____

Responsável: _____

Diagnóstico clínico: _____

Hemicorpo acometido: _____

Tempo de lesão: _____

Diagnóstico fisioterapêutico: _____

Apresenta doenças associadas? Quais?

Há quanto tempo realiza tratamento fisioterapêutico? Houve interrupção no tratamento?

Quantas vezes realizam tratamento fisioterapêutico por semana?

Realizou alguma cirurgia ou procedimento clínico? Quando? Qual foi o procedimento?

Utiliza algum dispositivo auxiliar (órtese)?

Faz uso de algum medicamento?

APÊNDICE C

FAC (Functional Ambulation category) (adaptado de CHEN, et al., 2001).

Nível 0	Paciente não pode andar, ou requer de duas ou mais pessoas
Nível 1	Paciente requer de suporte firme de uma pessoa que ajuda-o transportando-o e com balanço
Nível 2	Paciente necessita de suporte contínuo ou intermitente de uma pessoa para ajudar com balanço e coordenação
Nível 3	Paciente requer de supervisão verbal de uma pessoa para ajudar a ficar em pé sem contato físico
Nível 4	Paciente pode andar independentemente em um mesmo nível, mas requer ajuda em escadaria, declive e superfícies irregulares
Nível 5	Paciente pode andar independentemente em qualquer lugar

Fonte: *Journal of medical & Technology, 2001*

ANEXO A

*Parecer da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (Conep) e do
Comitê de Ética e Pesquisa da Uninove (Coep)*



MINISTÉRIO DA SAÚDE
Conselho Nacional de Saúde
Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP

PARECER Nº 126/2009

Registro CONEP 15196 (Este nº deve ser citado nas correspondências referentes a este projeto)

CAAE: não consta **Processo nº 25000.172928/2008-81**
Projeto de Pesquisa: "Análise e comparação da aplicabilidade de uma órtese tornozelo-pé durante a marcha de pacientes pós-AVE"
Pesquisador Responsável: Rafael Vital Costa
Instituição: Centro Universitário Nove de Julho – UNINOVE - SP
CEP de origem: Centro Universidade Nove de Julho
Área Temática Especial: Novos equipamentos; Novos procedimentos
Patrocinador: não há

Sumário geral do protocolo

Segundo o protocolo, o acidente vascular encefálico (AVE) é uma das principais causas de morbidade e mortalidade em todo o mundo. A alteração na marcha é uma das principais seqüelas residuais em pacientes pós-AVE. Em virtude disso, as órteses são muito utilizadas para auxiliar a marcha destes pacientes, sendo que a órtese de tornozelo-pé é a mais utilizada pelos mesmos. No entanto, a órtese de tornozelo-pé rígida de polipropileno, que é a mais utilizada, tem um custo muito elevado. A órtese de tornozelo-pé experimental que será validada pelo pesquisador, segundo o protocolo, é uma ferramenta atraente por ser leve, de baixo custo, funcional e articulada tendo como finalidade a melhora do padrão da marcha do paciente.

Assim, o objetivo do protocolo é avaliar e comparar a aplicabilidade de uma órtese de tornozelo-pé experimental com uma órtese de tornozelo-pé pré-fabricada durante a marcha de pacientes pós-AVE e verificar a atividade eletromiográfica (EMG) simultaneamente dos músculos tibial anterior, reto femoral, sóleo e vasto lateral e os parâmetros da marcha: força de reação ao solo, velocidade e comprimento dos passos durante a marcha com ambas órteses.

O estudo será realizado no laboratório de biodinâmica do movimento humano na Instituição apresentada. Serão selecionados vinte pacientes adultos hemiparéticos com diagnóstico clínico de AVE em tratamento fisioterapêutico na clínica-escola da Instituição apresentada.

Serão incluídos no estudo pacientes adultos pós-AVE com hemiparesia capazes de realizar marcha independente com ou sem auxílio de órtese, que apresentarem mobilidade articular de tornozelo passiva, de acordo com a escala modificada de Ashworth. Serão excluídos do estudo os pacientes pós-AVE que apresentarem outras alterações neurológicas ou ortopédicas além das alterações associadas pertinentes a este distúrbio. Da mesma forma, não participarão do estudo pacientes pós-AVE que apresentem quadro de deficiência mental ou demência impossibilitando o entendimento das orientações para coleta dos dados.

Serão utilizadas duas plataformas de força para determinar o centro e a distribuição da força e o deslocamento antero-posterior (AP) durante a marcha com ambas órteses e sem órtese, e um eletromiógrafo para avaliar a atividade eletromiográfica dos músculos tibial anterior, reto femoral, sóleo e vasto lateral durante a marcha com ambas órteses e sem órtese. Também será colocado um

Cont. Parecer CONEP nº 126/09

switch adaptado no calçado do paciente para haver sincronização entre eletromiografo e plataforma de força no momento da coleta de dados, além de *software* específico do equipamento.

A órtese experimental que será utilizada no membro parético do paciente caracteriza-se como sendo funcional e articulada. Na órtese, será acoplado um dispositivo (mola de aço). A órtese experimental será colocada e fixada no pé do paciente e posteriormente fixada no 1/3 (terço) distal do osso tibial (acima dos maléolos lateral e medial). A parte que é colocada diretamente no pé é feita de borracha (solado), couro (todo molde do pé), tecido (neoprene) e velcro para fixação da mesma no pé do indivíduo, além de três argolas para fixação do velcro e colocação da mola de aço, sendo que todas estas estruturas foram coladas e costuradas; A parte que entra em contato com 1/3 distal do osso tibial é constituída de borracha (parte interna), algodão (reveste parte interna), tecido neoprene (revestimento de toda parte externa), velcro para fixação da mesma na perna do indivíduo e três argolas para fixação do velcro, além de duas pequenas argolas que estão localizadas na região central da mesma para colocação da mola de aço. A mola de aço a ser utilizada apresenta um diâmetro constante e comprimento variável, e possui um pequeno gancho em cada extremidade para acoplamento deste dispositivo na órtese. O comprimento da mola irá variar de acordo com a distância entre o 4º e 5º dedos do pé do membro inferior acometido ao terço distal do osso tibial do mesmo membro. Este irá variar também de acordo com o grau de resistência ao movimento de flexão plantar do tornozelo. A mola de aço será encaixada entre as duas partes da órtese (I e II) sobre tensão, ou seja, o comprimento da mola não será o mesmo da distância de um ponto anatômico ao outro, sendo um pouco menor justamente para auxiliar o movimento de dorsiflexão do tornozelo. A órtese de tornozelo-pé pré-fabricada é feita de polipropileno e velcro para fixação da mesma no paciente, esta se apresenta em três tamanhos: pequena, média e grande. Sendo que o paciente utilizará o tamanho de órtese conforme tamanho do pé.

Os pacientes responderão a uma ficha de avaliação antes de ser realizada a análise da marcha com e sem o uso da órtese experimental.

O procedimento de estudo será realizado com o paciente sempre usando calçado (sapato ou tênis) quando for utilizar a órtese experimental e a órtese pré-fabricada. A análise será feita numa passarela (que mede 5 metros de comprimento, 1,5 metro de largura e 10 centímetros de altura, contendo duas plataformas de força justapostas) em três momentos: sem uso de órtese, com a órtese pré-fabricada e por fim com a órtese experimental. Também será analisada, através de EMG, a atividade dos músculos tibial anterior, reto femoral, sóleo e vasto lateral do membro acometido nos três momentos citados durante a marcha. No momento da coleta de dados será colocado um *switch* no calçado do voluntário, para que se tenha o exato momento do contato inicial, permitindo, assim, a sincronia do eletromiografo com a plataforma de força.

Para captar os sinais eletromiográficos, será utilizada a EMG superficial, ou seja, serão colocados eletrodos no ponto motor e ventre muscular dos músculos: tibial anterior, reto femoral, sóleo e vasto lateral. Os pacientes serão previamente orientados quanto à deambulação em passarela. O mesmo deverá realizar a marcha sobre a passarela contendo duas plataformas, como se estivesse caminhando normalmente. O comando verbal será dado se caso o paciente houver dificuldade quanto à realização e ou entendimento do que foi pedido. O teste será cancelado se o paciente apresentar qualquer tipo de desconforto seja esse, medo de cair, dor ou outros, sendo que o paciente será orientado e observado quando estiver realizando o teste.

Cont. Parecer CONEP nº 126/09

Apresentação do protocolo

O projeto será realizado inteiramente no Brasil, em um único centro, sem participação estrangeira nem patrocínio de empresa.

Na Folha de Rosto, os dados estão corretamente preenchidos e assinados.

O currículo do pesquisador responsável está presente e demonstra que sua formação está de acordo com a proposta da pesquisa.

O orçamento financeiro do estudo está detalhado e prevê gastos da ordem de R\$ 970,50 (novecentos e setenta reais e cinquenta centavos), que incluem despesas com materiais a seres utilizados no procedimento de estudo.

Comentários/Considerações

1. Solicita-se ao CEP cadastrar a Folha de Rosto do estudo junto ao SISNEP – Sistema Nacional de Informações sobre Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos – para emissão do CAAE – Certificado de Apresentação para Apreciação Ética.
2. O cronograma do estudo informa o início da fase de coleta de dados para Novembro de 2008, necessitando ser atualizado, uma vez que até o presente momento o protocolo se encontra sob análise do Sistema CEP-CONEP. Solicita-se adequação.
3. Solicita-se apresentar Carta de Anuência/Declaração da Clínica-Escola de fisioterapia ou Laboratório de Biodinâmica do Movimento Humano da UNINOVE atestando concordância com o desenvolvimento do estudo e demonstrando condições de realização da pesquisa no local (Resolução CNS 196/96 itens V.1. "h" e "i").
4. Em relação ao Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE, devem ser observados os seguintes aspectos:
 - a. Seu texto não foi redigido em forma de convite à participação. Solicita-se adequação.
 - b. Não há descrição suficiente dos procedimentos que serão usados na pesquisa (Resolução CNS 196/96 item IV.1. "a"). Solicita-se detalhá-los.
 - c. A informação "Os participantes não serão submetidos a riscos durante o período experimental está em desacordo com o que prevê a Resolução CNS 196/96 item V - toda pesquisa envolvendo seres humanos envolve risco. Solicita-se adequação.

Diante do exposto, a Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP, de acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, manifesta-se pela aprovação do projeto de pesquisa proposto, devendo o CEP verificar o cumprimento das questões acima, antes do início do estudo.

Situação: **Protocolo aprovado com recomendação.**

Brasília, 16 de março de 2009.


Gyselle Saddi Tannous
Coordenadora da CONEP/CNS/MS

COMITE DE ÉTICA EM PESQUISA - CoEP

Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado "ANÁLISE E COMPARAÇÃO DA APLICABILIDADE DE UMA ÓRTESE TORNOZELO-PÉ DURANTE MARCHA DE PACIENTES PÓS-AVE" sob a responsabilidade de " RAFAEL VITAL COSTA" está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde M/S, de 10/10/96, tendo sido APROVADO pelo Comitê de Ética em Pesquisa - UNINOVE.

São Paulo, 25 de Junho de 2008.



Profa. Dra. Daniela Ap. Biasotto-Gonzalez
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa

ANEXO B

Carta de submissão do artigo

E-mail enviado ao editor chefe da revista *Electromyography clinical Neurophysiology*

De: Claudia Santos Oliveira
Enviado: segunda-feira, 23 de novembro de 2009 17:05
Para: EMGJournal@uz.kuleuven.ac.be
Cc: nauwelaerts@swing.be
Assunto: manuscript

Dear Frans BRUYNINCKX, M.D.
Editor-in-Chief ,

I am sending the manuscript " "Analysis of electromyographic muscles activity of gait in healthy subjects with and without AFO developed for patients with hemiparesis" for evaluation in this journal. I sent this manuscript for adress "Electromyography and Clinical Neurophysiology University Hospital Gasthuisberg - Herestraat 49- B - 3000 Leuven- BELGIUM"

I need a confirmation.

Thank you for your attention and opportunity,

Profa. Dra. Claudia Santos Oliveira
Fisioterapeuta
Professora do Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação
Universidade Nove de Julho-UNINOVE
website: portal.uninove.br/mestrado/reabilitacao
e-mail: csantos@uninove.br<mailto:csantos@uninove.br>

ANEXO C

Artigo (em inglês) submetido a revista *Electromyography clinical
Neurophysiology*

“Analysis of electromyographic muscles activity of gait in healthy subjects with and without AFO developed for patients with hemiparesis”.

Rafael Vital Costa¹; Aline Aparecida Rosa²; Talita Alexandre Santana³; Luciana Maria Malosa Sampaio Jorge⁴; Fernanda Ishida Corrêa⁵; Claudia Santos Oliveira⁶

1. Physiotherapist, Student of the Master’s Program in Rehabilitation Sciences, Universidade Nove de Julho – UNINOVE, SP, Brazil. e-mail: vitalcorafa@hotmail.com
2. Student in the Physiotherapy Course, Universidade Nove de Julho – UNINOVE, SP, Brazil e-mail: aline_rosa@uninove.edu.br
3. Student in the Physiotherapy Course, Universidade Nove de Julho – UNINOVE, SP, Brazil e-mail: talitaasantana@hotmail.com
4. Professor of the Master’s Program in Rehabilitation Sciences, Universidade Nove de Julho – UNINOVE, SP, Brazil. e-mail: lucianamalosa@uninove.br
5. Professor of the Physiotherapy Course, Universidade Nove de Julho – UNINOVE, SP, Brazil. e-mail: fecorrea@uninove.br
6. Professor of the Master’s Program in Rehabilitation Sciences, Universidade Nove de Julho – UNINOVE, SP, Brazil. e-mail: csantos@uninove.br

Laboratory of Biodynamic of human movement, Universidade Nove de Julho- UNINOVE – São Paulo - SP - Brasil

Correspondence author: Prof Dr Claudia Santos Oliveira

Address for correspondence – R. Itapicuru 380 apto 111 – Perdizes- CEP- 05006-000 - São Paulo, SP – Brasil Fax: 55 11 3868 1681

ABSTRACT

The aim of the present study was to analyze the electromyographic (EMG) signals of the rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), tibialis anterior (TA) and soleus (SO) muscles in young healthy adults with and without the use of an experimental ankle-foot-orthosis (AFO) designed for patients with hemiparesis. Twenty-eight individuals with an average age of 22 ± 3.63 years participated in the study. An electromyograph, surface electrodes and two force plates were used. There was a non-significant increase in the TA activity with the use of the AFO ($6,04 \pm 2,81$) when compared to non-use ($5,91 \pm 2.49$) ($p > ,05$); the same was true for the other muscles evaluated. There was a positive correlation ($r=0,37$) between TA and SO activity ($p < 0,05$). The results demonstrate that the AFO did not affect the gait pattern of healthy young adults.

Keywords: AFO, gait, EMG

INTRODUCTION

Gait is an extremely complex motor ability made up of a sequence of cyclical movements of the lower limbs for the locomotion of the body (Abreu 2008). Human locomotion is a complex process that involves the generation and dissipation of mechanical energy throughout the entire gait cycle (De Vita et al. 2007).

A gait cycle is defined as an interval of time during which a sequence of successive, regular events is completed. Gait is characterized by a support phase (period in which the foot is in contact with the ground) and a balance phase. The support phase is subdivided into three periods – initial double support (touching the foot on the ground and releasing the contralateral foot), simple support (contralateral foot not in contact with the ground) and second double support (initial contralateral contact and release of ipsilateral toes). The balance phase is also subdivided into three phases – initial balance (release of foot from ground), mid balance (passage of foot to the vertical leg) and terminal balance (deceleration of the limb) (Kirtley, 2006).

The quantitative evaluation of gait is widely recognized as an important tool for planning treatment programs for different movement disorders (Romei et al. 2004). According to Baker (2006), gait analysis is the measurement, processing and systematic interpretation of the biomechanical parameters that characterize human locomotion and facilitates the identification of limitations to movement as well as effective rehabilitation procedures.

Electrical signals generated by the depolarization of muscle cell membranes are captured by electromyography (EMG), which enables the determination of muscle activity during contraction, but does not provide information on the torque produced by the muscles analyzed (Ocarino et al. 2005; Granata et al. 2005).

Ground reaction force is often analyzed using a force plate, which may be employed to evaluate normal or pathological gait (Muniz et al. 2009).

According to Zeni et al. (2008), accuracy and efficiency in the detection of gait events are essential to gait analysis. The determination of initial contact (contact of heel on to ground) and impulse phase (pre-balance) allows evaluating gait forces and movements in that instant. Together with EMG analysis, it is possible to determine the action of the muscles involved in these phases of the gait cycle.

Gait speed is the mean velocity reached after approximately three steps and is expressed as distance/time (m/s). The mean gait speed of healthy young adults is

approximately 1.1 m/s. Step cadence or frequency is defined as the number of steps an individual carries out in an interval of time (Ottoboni et al. 2002).

The measurement of gait speed is often used to assess gait function. However, an increase in gait speed does not improve its pattern (Patterson et al. 2008). In the analysis of the spatial and temporal gait parameters, it is important to understand how normal gait pattern variables are altered due to changes in these parameters. For instance, gait speed may be increased when an individual increases the length or cadence of the step (Olney et al. 1994).

In patients with clubfoot, an AFO is used to stabilize the ankle and reduce the hypertension of the knee in the support and mid-support phases (Zancan et al. 2004). An AFO keeps the patient from dragging his/her foot during the balance phase and improves the positioning of the ankle during initial contact (Fatone & Hansen 2007).

The aim of the present study was to analyze and compare the electromyographic (EMG) signals of the rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), tibialis anterior (TA) and soleus (SO) muscles as well as spatial and temporal parameters (speed, step length, stride length, cadence) during gait in young healthy adults with and without the use of an experimental AFO designed for patients with hemiparesis.

MATERIALS AND METHODS

Participants

Thirty-four individuals were recruited, but six did not complete the study. Thus, the sample was made up of twenty-eight healthy young adults (18 females and 10 males) between 18 and 30 years of age (mean age = 22 ± 3.63 years, height of 171.07 ± 0.08 cm and body mass of 69.57 ± 10.05 Kg). All participants signed terms of informed consent. The study received approval from the Ethics Committee of the Universidade Nove de Julho (São Paulo, Brazil) in compliance with Resolution 196/96 (process nº 201867/2007).

Experimental AFO

The AFO in question was patented (patent no. 018090022818) and is a single piece that fits over the foot and 1/3 of the distal tibia (over the lateral and medial malleoli) and has a steel spring. The part placed directly on the foot is made of rubber (sole), leather (entire foot mold), neoprene, Velcro and three rings for the adjustment of the Velcro and attachment of the spring. All structures were glued and sewn. The part in contact with the distal third of the tibia is made of rubber (internal part), cotton (internal lining), neoprene (external lining),

Velcro, three rings for adjustment of the Velcro and two rings located in the central region for the attachment of the steel spring. The spring has a constant diameter and variable length and has a small hook at both ends for attachment to the rings on the AFO (Figure 1).

Equipment

A 16-channel electromyograph (EMG System do Brasil) with 20-500 Hz frequency band filter and amplifier (100x gain) and self-adhesive, disposable passive surface electrodes (Medtrace) coupled to a pre-amplifier (20x) were used to assess the EMG activity of the RF, VL, TA and SO muscles during gait with and without the AFO. The electrodes were placed over the motor point of the muscles, which was determined by a transcutaneous electrostimulator (Ibramed).

Two force plates (EMG System do Brasil) were used for capturing the ground reaction force curves to determine precisely the initial contact and impulse phases precisely. A footswitch (EMG System do Brasil) was placed in the heel region of the participant's shoe in order to have synchronism between the electromyography and force plates during the data collection. The EMG System Collection software program (EMG System do Brasil) was used for the data collection. A catwalk (5 meters long, 1.5 meters wide and 10 centimeters tall) containing the two force plates was used for the test. A video camera (Sony) was used to record the step length, stride length, speed and cadence with and without the AFO during the test.

Procedures

After determining the motor point of the muscles to be evaluated, the area over which the electrodes were to be placed was cleaned in order to reduce bioimpedance, based on the Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (1999). The active bipolar electrodes were placed 20 mm apart and the footswitch was placed with the participant seated on a chair. An additional electrode was placed over the bony protuberance to serve as a neutral reference point, thereby reducing external signals or noise (cross-talk). This electrode is necessary in order to have a common reference for the differential amplifier and should be placed as far as possible from an electrically neutral tissue (usually over a bony protuberance) in order to have good electrical contact with the skin (De Luca, 1997).

The EMG signals of the RF, VL, TA and SO muscles were captured on the lower left (non-dominant) leg of seventeen individuals and lower right (non-dominant) leg of eleven

individuals. The EMG signals were analyzed for the total gait cycle as well as during the initial contact phase and impulse phase. The participants walked along the catwalk six to 10 times – first without the AFO, then with it. Analysis was carried out with the individuals wearing light clothes and shoes (normal or athletic). The EMG signals were captured from all 28 individuals, whereas the spatial and temporal parameters of the gait (step length, stride length, gait speed and cadence) were analyzed in only 17 individuals.

Statistical analysis

Results are expressed as mean and standard deviation. The data were submitted to a frequency distribution analysis test (Kolmogorov-Smirnov) and, as normality was determined, a parametric test was applied. The paired Student's t-test was used for intra-group comparisons (pre and post), using the GraphPad InStat program (version 3.0, 1994-1999) for Windows. The level of significance was set at $p < 0.05$. Pearson's correlation analysis was employed to assess the relationships between the root mean squares of the muscles analyzed.

RESULTS

Mean EMG signals of the muscles analyzed during two gait cycles increased with the use of the experimental AFO when compared to non-use of the AFO, but this increase was non-significant ($p > 0.05$) (**Figure 2**). During initial contact, there was a slight, non-significant increase in EMG activity of the TA muscle with the use of the AFO (6.04 ± 2.81) in comparison to non-use of the AFO (5.91 ± 2.49) ($p > 0.05$). There was a reduction in EMG activity in the RF, VL and SO muscles during initial contact with the use of the AFO in comparison to its non-use (**Figure 3**). During the impulse phase, there was a slight increase in EMG activity in the SO muscle with the use of the AFO (5.23 ± 2.91) in comparison to its non-use (4.91 ± 3.03); the same was true for the other muscles evaluated, but these increases were non-significant ($p > 0.05$). There was a positive correlation ($r=0.37$) between the EMG signals of the TA and SO muscles ($p < 0.05$) – as the EMG activity of the TA increased during gait, the activity of the SO increased proportionately (**Figure 4**).

Table 1 displays the values of the spatial and temporal parameters analyzed with and without the AFO among seventeen of the participants. There were no significant differences in any of the variables studied (step length, stride length, gait speed and cadence), as the results were virtually the same with and without the AFO ($p > 0.05$).

DISCUSSION

Gait laboratories evaluate the gait of healthy individuals or those with pathologies in order to plan new forms of treatment. An AFO is used as a form of treatment for immobilizing or improving the biomechanics of a joint and can help improve gait as well as the ability to perform activities of daily living (Lehmann, 1999).

AFOs are generally used for patients who have a dorsiflexion problem in the ankle and help improve the medial-lateral stability of the ankle during the support phase of the gait and help in the balance phase of a paretic limb (Kottink et al. 2008). The use of an AFO reduces plantar flexion and helps dorsiflexion in the balance phase. It therefore assists individuals with weakness in the dorsiflexor muscles to have a more physiological initial contact (Kao & Ferris, 2009).

AFOs generally alter the EMG activity of gait muscles in the lower limbs of patients with hemiparesis. Hesse et al. (1999) carried out a study involving 21 patients with hemiparesis and found that EMG activity in the TA muscle of the affected side was lower with the use of a polypropylene AFO in comparison to its non-use and also found an increase in EMG activity of the VL in the support and mid-support phases. In the present study, there was an increase in EMG activity of the TA muscle during the support phase with the use of the AFO, whereas activity of the RF, VL and SO was diminished in this same phase. The experimental AFO was designed for patients with hemiparesis to help dorsiflexion in both the support and balance phases. The increase in EMG activity of the TA muscle may have occurred due to the assistance of the AFO during the end of the balance phase and beginning of the support phase.

Kao & Ferris (2009) studied motor adaptations during dorsiflexion with the use of an AFO on 10 healthy individuals and found that ankle dorsiflexion increased substantially with the use of the AFO in comparison to its non-use, without altering EMG activity in the TA muscle. In contrast, the present study found an increase in EMG activity in the TA during the support phase when the participants were using the experimental AFO in comparison to its non-use, although this increase was non-significant. This may have occurred because the steel spring tends to retract during the end of the balance phase and beginning of the support phase, as it is positioned between the distal third of the tibia and the fourth and fifth metatarsals on the paretic side, performing one of the functions of the TA muscle (dorsiflexion).

In the present study, there was a positive correlation between the EMG activity of the TA and SO muscles during the gait cycle. This likely occurred because the steel spring also

offers resistance during the end of the support phase and beginning of the balance phase, making the plantar flexor muscles tend to increase their activity in order to overcome this resistance. In a study involving the use of an AFO made of polypropylene and carbon fiber on healthy individuals, Sawicki & Ferris (2009) found no increase in EMG activity in the TA or SO. In another study with the same AFO, Sawicki et al. (2006) assessed EMG activity in eight muscles [TA, SO, medial and lateral gastrocnemius (MG, LG) RF, VL, medial vastus and medial hamstrings] during the gait of healthy individuals and concluded that five of the eight muscles exhibited an increase in EMG activity, three of which were the plantar flexor muscles (SO, GM and GL). According to the authors, the increase in activity of these muscles may have occurred because the AFO used had an elastic band that assisted in ankle dorsiflexion and therefore offered resistance in the impulse phase, which triggered the activation of the plantar flexor muscles, as in the present study.

Jonsdottir et al. (2009) and Oberg et al. (1994) report gait speed values in healthy individuals ranging from 1.1 m/s to 1.3 m/s. In the present study, gait speed was identical with and without the use of the experimental AFO, remaining an average of 1.1 m/s. Moreover, the spatial and temporal gait parameters were unchanged with and without the use of the AFO. Fatone et al. (2009) studied the effects of an AFO on spatial and temporal gait parameters in patients with hemiparesis and healthy individuals and found no significant differences among the healthy individuals with and without the AFO. Likewise, in a systematic review, Leung & Moseley (2002) found that AFOs have no effect when used by healthy individuals and improve gait velocity only in patients suffering the effects of a stroke.

CONCLUSION

The use of the experimental AFO by healthy young adults did not alter gait pattern. Throughout the gait cycle, there were slight increases in EMG activity in the RF, VL, TA and SO muscles with the use of the AFO when compared to its non-use, but these increases were non-significant. The increase in EMG activity of the TA during the support phase was expected, as one of the functions of this AFO is to assist dorsiflexion in patients with hemiparesis stemming from a stroke. However, the positive correlation that occurred between the TA and SO muscles may be a concern; although the increase in SO activity did not alter the gait pattern in healthy young adults, it may alter the gait pattern of patients with hemiparesis.

There were no significant differences in spatial and temporal parameters when comparing the use or non-use of the experimental AFO, which was also expected, as AFOs generally only change gait parameters in patients with hemiparesis.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abreu, S.S.E.: Velocidade de marcha, equilíbrio e idade: um estudo correlacional entre idosas praticantes e idosas não praticantes de um programa de exercícios terapêuticos. *Rev. bras. Fisioterapia*. 12(4): 15-21, 2008.

Baker, R.: Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 3(1): 3-4, 2006.

De luca, C.J.: The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13 (2):135-163, 1997.

DeVita, P., Heiseth, J., Hortobagyi, T.: Muscles do more positive than negative work in human. *J Exp Biol*. 210(19): 3361-3373, 2007

Fatone, S., Gard, S.A., Malas, B.S.: Effect of ankle-foot orthosis alignment and foot-plate length on the gait of adults with poststroke hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*.90: 810-818, 2009.

Fatone, S., Hansen, A.H.: Effect of ankle-foot orthosis on roll-over shape in adults with hemiplegia. *J. Rehabil. Res. Dev* 44(1): 11-20, 2007.

Granata, K.P., Padua, D.A., Abel, M.F.: Repeatability of surface EMG during gait in children. *Gait Posture*; 22(4): 346-350, 2005

Hermens, H.J.: European recommendations for surface electromyography - SENIAM, 16-17, 1999.

Hesse, S., Werner, C., Matthias, K., Stephen, K., Berteau, M.: Non-velocity-related effects of a rigid double-stopped ankle-foot orthosis on gait and lower limb muscle activity of hemiparetic subjects with an equinovarus deformity. *Stroke* 30: 1855-1861, 1999.

Kao, P.C., Ferris, D.P.: Motor adaptation during dorsiflexion-assisted walking with a powered orthosis. *Gait Posture* 29: 230-236, 2009.

- Kirtley, C.: *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Churchill Livingstone, Toronto, 2006
- Kottink, S.I.R., Hermens, H.J., Nene, A.V., Tenniglo, M.J., Oudshoorn, C.G.G., Ijzerman, M.J.: Therapeutic effect of an implantable peroneal nerve stimulator in subjects with chronic stroke and footdrop: a randomized controlled trial. *Gait & Posture* 88(4):437-448, 2008.
- Lehmann, J.F.: Orthotics for the wounded combatant - Rehabilitation of the Injured Combatant. *Textbook of Military Medicine* 2: 703-740, 1999.
- Leung, J., Moseley, A.: Impact of ankle-foot orthoses on gait and leg muscle activity in adults with hemiplegia. *Physiotherapy*. 89: 39-55, 2002
- Muniz, A.M.S., Nadal, J.: Application of principal component analysis in vertical ground reaction force to discriminate normal and abnormal gait. *Gait Posture*. 29:31-35, 2009
- Jonsdottir, J., Recalcati, M., Rabuffetti, M., Casiraghi, A., Boccardi, S., Ferrarin, M.: Functional resources to increase gait speed in people with stroke: strategies adopted compared to healthy controls. *Gait Posture*. 29: 355-359, 2009.
- Oberg, T., Karsznia, P.T., Oberg, K.: Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 31(3): 199-213, 1994.
- Ocarino, J.M., Silva, P.L.P., Vaz, D.V, Aquino, C.F., Brício, R.S., Fonseca, S.T.: Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. *Revista Fisioterapia Brasil* 6 (4):305-309, 2005.
- Olney, S.J., Griffin, M.P., McBride, I.O.: Temporal, kinematic, and variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Physical Therapy*. 74(9): 872-885, 1994.
- Ottoboni, C., Fontes, S.V., Fukujima.: Estudo comparativo entre a marcha normal e a de pacientes hemiparéticos por acidente vascular encefálico: Aspectos Biomecânicos. *Revista Neurociências* 10(1): 10-16, 2002.
- Patterson, S.L., Rodgers, M.M., Macko, M.D., Forrester, L.W.: Effect of treadmill exercise training on spatial and temporal gait parameters in subjects with chronic stroke: A preliminary report. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 45(2): 221-228, 2008

Romei, M., Galli, M., Motta, F., Schwartz, M., Crivellini, M. Use of the normalcy index for the evaluation of gait pathology. *Gait Posture*. 19: 85-90, 2004.

Sawicki, G.S., Domingo, A., Ferris, D.P.: The effects of powered ankle-foot-orthoses on joint kinematics and muscle activation during walking in individuals with incomplete spinal cord injury. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 3(3): 1-17, 2006.

Sawicki, G.S., Ferris, D.P.: Powered ankle exoskeletons reveal the metabolic cost of plantar flexor mechanical work during walking with longer steps at constant step frequency. *The Journal of Experimental Biology* 212: 21-31, 2009.

Zancan, A., Beretta, M.V., Schmid, M., Schieppati, M.: A new hip-knee-ankle-foot sling: kinematic comparison with a traditional ankle-foot orthosis. *J. Rehabil. Res. Dev* 41(5), p. 707-12, 2004.

Zeni, J.A., Richards, J.G., Higginson, J.S.: Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait Posture* 27(4): 710-714, 2008.

Table 1 – Effect of the AFO on spatial-temporal parameters of gait

	With AFO		Without AFO		p-value
	Mean	SD	Mean	SD	
Step length (cm)	0.64	0.06	0.63	0.06	NS
Stride length (m)	1.28	0.12	1.26	0.13	NS
Speed (m/s)	1.14	0.18	1.14	0.18	NS
Cadence (steps/min)	106	12.12	108	10.10	NS

Note: Mean and standard deviation (SD) of spatial-temporal parameters of gait with and without the use of the AFO; NS = non-significance



Figure 1 – Experimental ankle-foot orthosis (AFO)

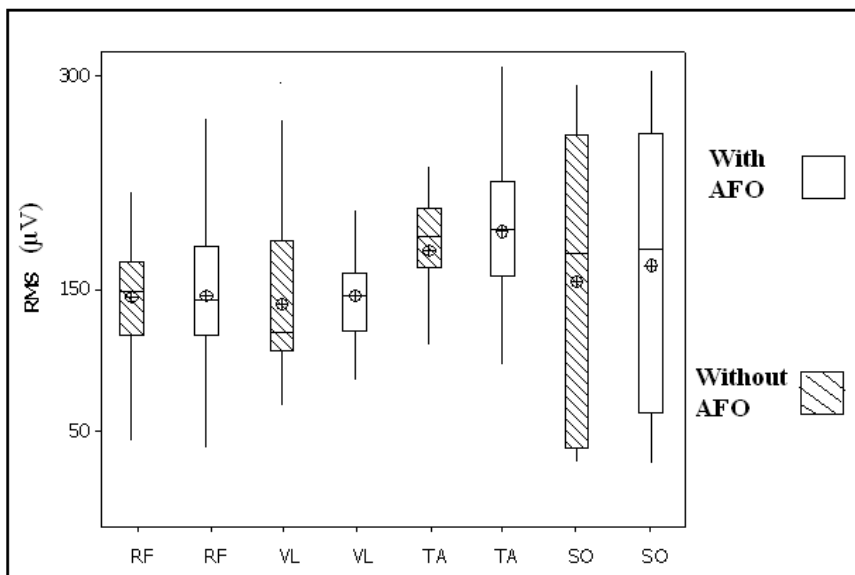


Figure 2 – Variation in RMS (root mean square) of EMG activity among muscles evaluated with and without AFO use during entire gait cycle (Mean \pm Standard Error); all values were non-significant ($p > 0.05$)

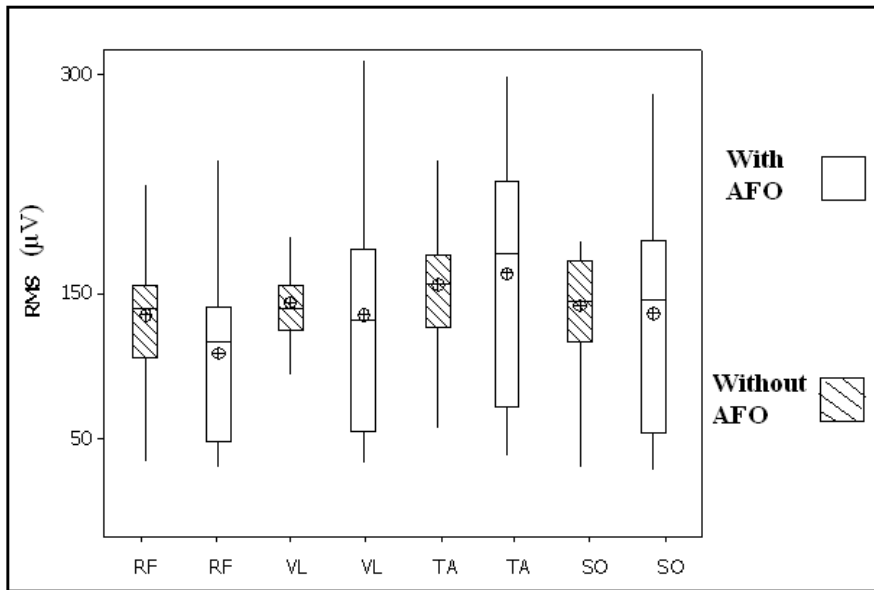


Figure 3 - Variation in RMS (root mean square) of EMG activity among muscles evaluated with and without AFO use during initial contact (Mean \pm Standard Error); all values were non-significant ($p > 0,05$)

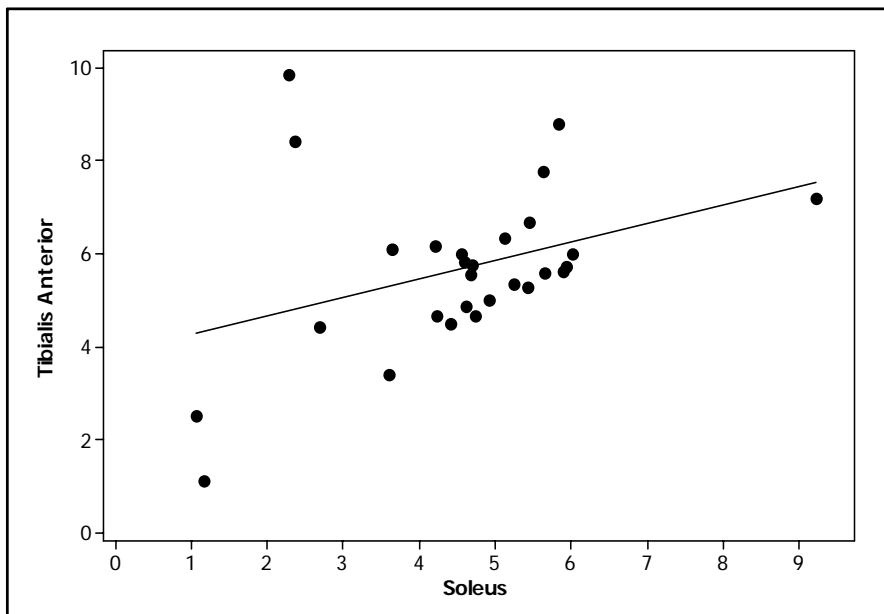


Figure 4 – Correlation between RMS (root mean square) of EMG activity of TA and SO muscles ($r = 0,37$) with and without AFO use throughout entire gait cycle ($p < 0,05$).

ANEXO D

Produções durante o mestrado: *Artigos completos publicados*

Artigo 1 – Effect of treadmill-based gait training on the stationary balance of elderly individuals. Archives Medical Science. 2009; 5(3): 443-449.

Artigo 2 - Incidência de lombalgia em taxistas do aeroporto internacional André franco Montoro (Cumbica) em Guarulhos, São Paulo, Brasil, Terapia Manual. 2009; 7(33): 351-355.

Artigo 3 - The effect of manual therapy on masseter muscle pain and spasm. Electromyography Clinical Neurophysiology. 2009; 49:000-000.

Effect of treadmill-based gait training on the stationary balance of elderly individuals

Fernanda F. Monteiro¹, Wagner Monteiro², Rafael V. Costa³, Maricilia S. Costa¹, João Carlos F. Correa³, Claudia S. Oliveira³

¹Universidade do Vale do Paraíba, UNIVAP, São José dos Campos, São Paulo, Brazil

²Faculdade de Pindamonhangaba, FAPI, Pindamonhangaba, São Paulo, Brazil

³Rehabilitation Sciences Master's Program, Nove de Julho University, UNINOVE, São Paulo, Brazil

Submitted: 3 September 2008

Accepted: 30 January 2009

Arch Med Sci 2009; 5, 3: 443-449

Copyright © 2009 Termedia & Banach

Corresponding author:

Claudia Santos Oliveira
Rua Itapicuru 380 apto 111,
Perdizes,
São Paulo, SP, Brazil
São José do Rio Preto, SP
CEP 05006-000
Phone: 55 11 3868 1681
Fax: 55 11 3868 1681
E-mail: csantos@uninove.br

Abstract

Introduction: The purpose of the present study was to compare stationary balance between a group of elderly women and young adult women using stabilometric parameters.

Material and methods: Sixty elderly women with an average age of 67.6 ±4.7 years and 60 young adult women with an average age of 25.1 ±2.2 years participated in the study. A Medicauteurs quartz/piezoelectric force platform (Loran Engineering™) was used for data collection, with the sampling frequency set at 50 Hz. The experimental protocol consisted of the analysis of individuals in bipedal support, with their feet on the platform in an orthostatic position and the upper limbs in extension alongside the body. The data collection time was standardized as 20 s. Data were exported to the Microcal/Origin (version 6.0) environment for processing and interpretation. The following variables were analyzed by means of this software program: i) Center of Pressure Displacement Velocity (P) and ii) Radial Displacement of Center of Pressure (Rd).

Results: The elderly individuals exhibited a significant decrease in *p* and *Rd* values under both conditions (eyes open and closed) following treadmill-based gait training. The elderly group exhibited a significant reduction in center of pressure displacement velocity under both experimental conditions (eyes open and closed) following the treadmill-based gait training.

Conclusions: The results of the present study indicate that a specific exercise program, such as treadmill-based gait training, which is a dynamic activity, can improve stationary balance in successful elderly women.

Key words: elderly, balance, stabilometry, treadmill.

Introduction

The increase in the elderly population brings forth the discussion on incapacitating events in this age group, especially the occurrence of falls [1, 2]. The risk of falls is related to ageing, which is characterized by a series of physical alterations, including an alteration in balance in an orthostatic or dynamic posture due to deficiencies in the postural control system [3]. Rehabilitation protocols have demonstrated to be quite effective in minimizing the harmful effects of the physiological ageing process, principally in improving this system in the elderly population [4, 5].

Treadmill-based gait training currently stands out among the methods that seek improved balance and coordination. The success of this protocol

is attributed to its practicality, safety and experimental control during rehabilitation [6]. Indeed, the fundamental resource of this rehabilitation model is the perturbation generated by the ground to stimulate improvement in anticipatory responses during walking [7]. The net result of this work is a reduction in the number of bodily oscillations in the performance of the task of locomotion [8].

A large number of studies have shown that the number of oscillations generated during movement is one of the factors that predispose elderly individuals to falls [9]. The greater incidence of falls is known to occur in elderly women during the performance of dynamic activities, such as walking, and not due to the demand of control while maintaining an orthostatic position [10].

Thus, the aim of the present study was to investigate the influence of treadmill-based gait training on stationary balance parameters in successful elderly women under two distinct experimental conditions and compare these values to those of young adult women. The hypothesis of the study is centered on the correlation between improved stationary balance and the performance of dynamic work carried out simply by walking on a treadmill.

Material and methods

Sample

The sample was made up of 120 women divided into two groups. The first group was composed of 60 successful, non-institutionalized women with an average age of 67.6 ± 4.3 years, who frequented the COMAS Municipal Social Action Center and students of the Senior Citizen Open University of the city of São José dos Campos (SP, Brazil). The second group (control) was made up of 60 young adult women with an average age of 25.6 ± 2.2 years.

The inclusion criteria for voluntary participation in the study were:

- I) female gender;
- II) age between 60 and 70 years (elderly group) or between 20 and 30 years (young adults);
- III) independent locomotion without a gait assistance device.

The exclusion criteria were:

- I) impossibility of responding to the questionnaires proposed for the assessment due to severe hearing impairment or severe communication deficiency;
- II) unstable angina and/or acute myocardial infarction having occurred within one month prior to the execution of the tests;
- III) verbal or written refusal following clarification and contact with the term of informed consent.

Instrument

A Mediacapturs quartz/piezoelectric force platform (model Twin 99 version 2.08), 90 cm in length and 75 cm in width, was used for data collection. This platform has 1600 sensors for gathering information on body oscillations in two vectors of movement [z (medial-lateral) and x (anterior-posterior)], with the sampling signal at a frequency of 50 Hz (Figure 1).

Experimental procedure

All participants signed terms of informed consent, fulfilling the requirements of the Research Ethics Committee of the Universidade do Vale do Paraíba, in compliance with Resolution 196/96 of the National Board of Health (Health Ministry) under process nº L085/2005/CEP. The participants were instructed to remain barefoot in an orthostatic position (bipedal support) on the platform and to seek a position that provided the

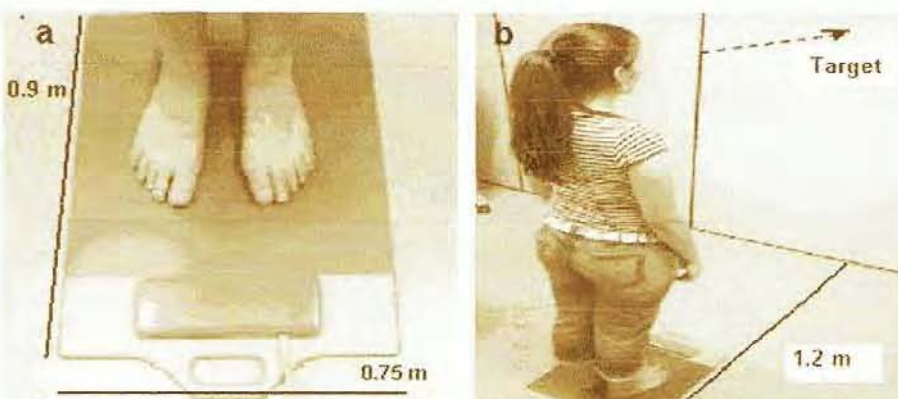


Figure 1. Figure 1a illustrates the positioning of the participant in relation to the dimensions of the stabilometric platform. Figure 1b illustrates how participants were positioned in relation to experimental control

greatest sensation of stability, with upper limbs extended alongside the body and the feet parallel to one another. The participants were asked to focus their eyes on a target placed in front of them at a distance of 1.2 m, following the procedure established in the current literature [11]. Data collection was performed under two distinct experimental conditions: eyes open and eyes closed. The initial collection with the participant's eyes open was performed for 20 s, followed by a 1-min interval and a second collection was performed with the participant's eyes closed for an additional 20 s [12].

After the initial data collection, only the elderly individuals performed the gait training on a treadmill, which was adapted from a study carried out by Wernig *et al.* [13] and consisted of the women walking at a comfortable pace for 60 min. In order for the participants to experience different terrain conditions, moments of upward and downward slope were added. The training time was divided into the following order:

- I) walking on a horizontal plane with no slope for 15 min;
- II) walking at a 5% upward slope for 15 min;
- III) walking at a 5% downward slope for 15 min and
- IV) walking on a horizontal plane with 0% slope for 15 min.

The complete training period was eight weeks, with a weekly frequency of three sessions, each separated by one to two days. After this period, data collection was performed on the elderly individuals again under the same experimental conditions in order to determine the influence of gait training on the balance of the participants. All phases of the experiment were performed at the Gait and Balance Laboratory of the Research and Development Institute of the Universidade do Vale do Paraíba.

Variable and analysis procedure

Postural oscillation of the center of pressure of the right and left feet in the anterior-posterior (x) and medial-lateral (z) directions under both experimental conditions was calculated from the values obtained in the stabilometric analysis with the patients in orthostatic posture, using the following mathematical equation:

$$P = \frac{f}{(N-1)} \sum_{i=1}^{N-1} \sqrt{[(x_{i+1} - x_i)^2 + (z_{i+1} - z_i)^2]}$$

for the center of pressure displacement velocity (P). This is the mean distance traveled per second during the sampling period, in which f is the frequency of the sample (N/T), with N as the

number of points recorded, x_i and z_i are the locations of the center of pressure at each instant in the medial-lateral and anterior-posterior directions, respectively, in sample index i .

Radial displacement of the center of pressure (Rd) demonstrates the oscillation of the center of pressure from the formula below:

$$Rd = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{[(x_i - x_c)^2 + (z_i - z_c)^2]}$$

where:

$$x_c = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i) \quad z_c = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (z_i)$$

which are the coordinates of the centroid, and x_i and z_i are the displacements around this point.

The entire sequence of data analysis and calculation of the equations was performed on the Origin version 6.0 (Microcal) software program.

Statistical analysis

From the mean values of the data collection, the inter-group effect (effect of the variables between samplings) and the intra-group effect (effect of the experimental conditions on each sample) were investigated using two-way analysis of variance (ANOVA). The *post hoc* Tukey test was used to identify where these possible differences may be representative in the different variables. Statistical significance was defined as $\alpha \leq 0.05$.

Results

Center of pressure displacement velocity

The elderly group exhibited a significant reduction in center of pressure displacement velocity under both experimental conditions (eyes open and closed) following the treadmill-based gait training. These differences were more pronounced during the analysis of the variables with eyes closed. There were no significant differences when comparing the results obtained from the elderly individuals following gait training and those obtained by the control group (Figure 2, Table I).

Radial displacement of center of pressure

Similarly to the previous variable, the elderly group exhibited a significant reduction in radial displacement of the center of pressure under both experimental conditions (eyes open and closed)

following the treadmill-based gait training. These differences were more pronounced during the analysis of the variables with eyes closed. There were no significant differences when comparing the results obtained from the elderly individuals following gait training and those obtained by the control group (Figure 3, Table I).

Anterior-posterior oscillation of center of pressure

The elderly group exhibited a reduction in anterior-posterior oscillation of the center of

pressure under both experimental conditions (eyes open and closed) following the treadmill-based gait training. However, significant differences remained between the values obtained by the elderly individuals and the control group (Figure 4, Table I).

Medial-lateral oscillation of the center of pressure

The elderly group exhibited a reduction in medial-lateral oscillation of the center of pressure under both experimental conditions (eyes open and closed) following the treadmill-based gait training. However, the values of the control group continued to be lower than those achieved by the elderly individuals, even after having performed the treadmill-based gait training (Figure 5, Table I).

Discussion

Assessing balance and related it to falls among the elderly is a complex task due to physiological, psychological and social alterations in these individuals. The reduction in functional decline among the elderly, especially among elderly women, is an urgent healthcare need. Thus, it is of summary importance to identify factors that contribute to this functional decline, one of which is postural stability, especially during gait. The ageing process leads to a deficiency in postural control and maintenance of balance. Consequently, functional and structural changes occur, leading to lower functional performance and an increased risk of falls in this population. Most falls occur due to deficient anticipatory postural control. Elderly individuals do not have adequate reaction time and end up falling after an unexpected perturbation [14].

This demonstrates the importance of treatment protocols that stimulate anticipatory postural control among the elderly, with a consequent improvement in balance and reduced risk of falls. In the present study, we present a treadmill-based training rehabilitation protocol that has been used in the rehabilitation of individuals who exhibit postural control alterations due to diverse neurological pathologies [15-17].

Following the treadmill-based gait training exercises, there was a significant reduction in center of pressure displacement velocity values under both experimental conditions (eyes open and closed). Moreover, there were no significant differences between the results obtained in the elderly group after training and those obtained in the control group. Another result concerned radial displacement, for which the anterior-posterior and medial-lateral oscillation values diminished in the elderly group following training under both conditions analyzed (eyes open and closed). This result suggests the treadmill-based gait training

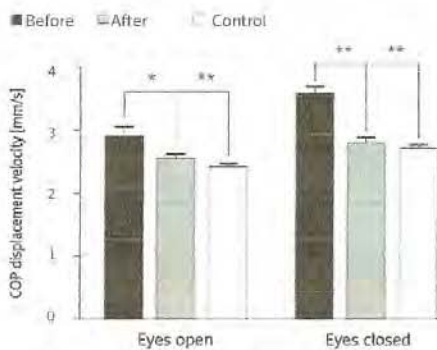


Figure 2. Results of the center of pressure displacement velocity under distinct experimental conditions (eyes open and closed) in elderly individuals before and after treadmill-based gait training. The values achieved by the elderly women were compared to those achieved by young adult women, revealing a significant improvement following gait training under both conditions analyzed

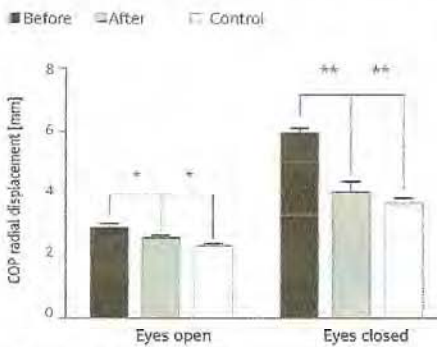


Figure 3. Results of radial displacement of center of pressure under distinct experimental conditions (eyes open and closed) in elderly individuals before and after treadmill-based gait training. The values achieved by the elderly women were compared to those achieved by young adult women, revealing a significant improvement following gait training under both conditions analyzed

improved postural oscillation and functional performance among the elderly individuals. Such improvement leads to a lower risk of falls during activities of daily living.

The present study corroborates the findings described by Shimada *et al.*, who investigated the effects of unexpected perturbation on the prevention of falls among healthy elderly individuals. To stimulate postural reactions, one group used a treadmill for training and another group used an exercise protocol. After 6 months of training, the group that used the treadmill demonstrated a greater improvement in balance and reaction time when compared to the other

group. The study revealed that the group that underwent treadmill-based training had a greater reduction in falls when compared to the group that underwent the exercise protocol [18].

In a previous study, with no type of training, carried out on healthy young people, healthy elderly individuals and elderly individuals with Parkinson's disease, it was demonstrated that with open eyes, even the healthy elderly exhibited center of pressure displacement as well as a greater displacement velocity when compared to the healthy young people [19]. Following the treadmill training in the present study, there was a significant reduction in center of pressure

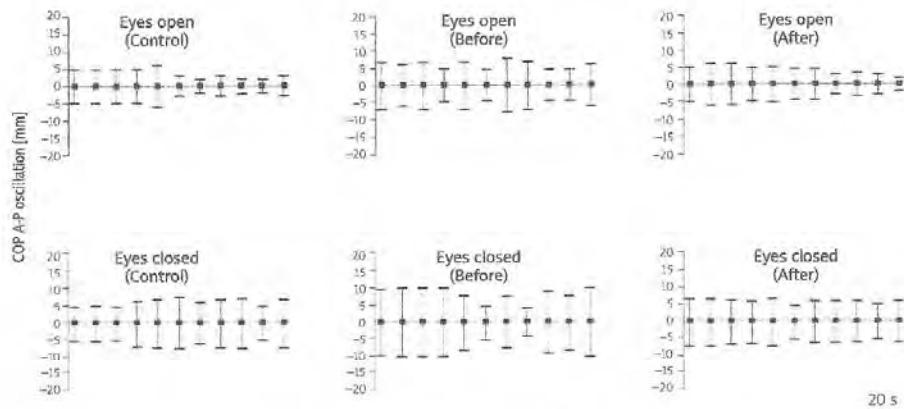


Figure 4. Results of anterior-posterior oscillation analysis, revealing that treadmill-based gait training in the group of elderly women led to lower values under both conditions (eyes open and closed), but remained significantly different from the control group

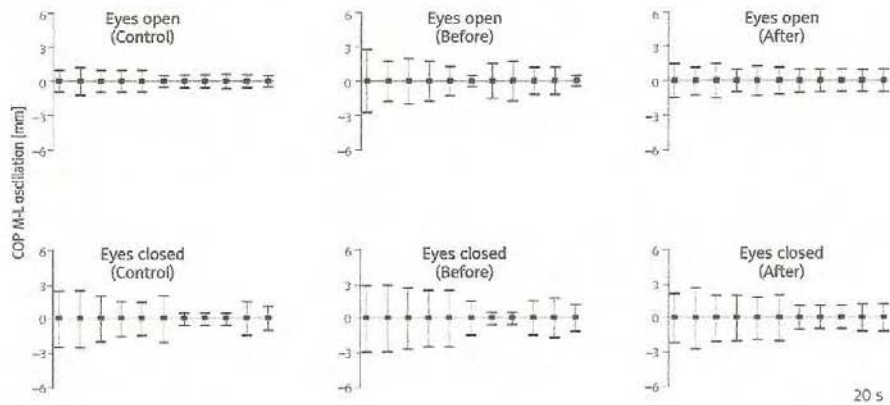


Figure 5. Results of medial-lateral oscillation analysis, revealing that treadmill-based gait training in the group of elderly women led to lower values under both conditions (eyes open and closed), but remained significantly lower in the control group, even the elderly group had performed gait training

Table 1. Results of the inter-group effect (effect of the variables between samplings) and intra-group effect (effect of the experimental conditions on each sample), using two-way analysis of variance (ANOVA). The *post hoc* Tukey test was used to identify where these possible differences may be representative in the different variables. Statistical significant was defined as $\alpha \leq 0.05$

N	Age [years]	Condition	D-S [mm/s]	R-D [mm]	A-P [mm]	M-L [mm]	Bf. vs. Af. (α value)	Cc. vs. Af. (α value)	Cc. vs. Bf. (α value)
60	25.1 ±4.7	Eyes open	2.42 ±0.03	2.30 ±0.07	3.63 ±1.40	0.77 ±0.26	0.01*(D-V)	0.09 (D-V)	0.001*(D-V)
60	67.6 ±2.2	Eyes open	2.87 ±0.17	2.87 ±0.17	6.04 ±1.25	1.47 ±0.64	0.01*(R-D)	0.1 (R-D)	0.01*(R-D)
		Eyes open	2.50 ±0.07	2.45 ±0.05	4.22 ±1.19	1.15 ±0.20	0.001*(A-P)	0.08 (A-P)	0.01*(A-P)
		Eyes open					0.001*(M-L)	0.01*(M-L)	0.01*(M-L)
60	25.1 ±4.7	Eyes closed	2.71 ±0.04	3.75 ±0.19	6.19 ±0.97	1.40 ±0.82	0.001*(D-V)	0.2 (D-V)	0.001*(D-V)
60	67.6 ±2.2	Eyes closed	3.53 ±0.1	5.98 ±0.17	8.33 ±2.10	1.86 ±0.94	0.001*(R-D)	0.11 (R-D)	0.001*(R-D)
		Eyes closed	2.80 ±0.07	4.12 ±1.06	6.16 ±0.69	1.62 ±0.60	0.001*(A-P)	0.095 (A-P)	0.001*(A-P)
		Eyes closed					0.001*(M-L)	0.01*(M-L)	0.01*(M-L)

D-V – center of pressure displacement velocity, R-D – radial displacement of center of pressure, A-P – anterior-posterior oscillation, M-L – medial-lateral oscillation, Cc. – control, Bf. – before, Af. – after

displacement velocity in the elderly group with eyes closed. This is important, as previous studies have demonstrated that elderly individuals exhibit sensory deficiencies, such as in proprioception, with vision being an important sensory mechanism for such individuals to maintain balance [20-23].

The results of the present study may be explained by theoretical evidence and previous studies that suggest adaptive motor control for anticipatory adjustments is successful in the prevention of a loss of balance and that this control can be acquired through treadmill-based gait training. This is because anticipatory adjustments are predominantly made through feed-forward control, which is an anticipatory postural adjustment with the function of minimizing the disequilibrium caused by a self-generated focal movement and maintaining body stability. This mechanism is initiated prior to beginning the main movement, but undergoes a delay in elderly individuals [24-27].

Different exercise modalities have been described in the literature and the results have not been effective in improving balance among elderly individuals. Brown and Holloszy found no significant improvement in balance during gait in volunteers aged 60 to 71 years after training involving a general physical activity program [28]. Combined exercise programs, especially those with a multi-sensory approach, may be more effective in improving balance when compared to programs focused on a single modality, such as aerobics, strength training or flexibility training. Telian *et al.* report that vestibular rehabilitation was effective in increasing stability [29]. Tanaka *et al.* state that a training program designed to

stimulate both sensory as well as motor function is effective in improving balance in the elderly [30].

During gait on a treadmill, different sensory and motor stimuli are given with safety and in a continuous fashion. Thus, the environment does not interfere during training. However, we suggest the development of studies to identify the optimum duration, frequency and specific intensity for this population. As with other modes of exercise, it is expected that results would be better with a longer duration, greater frequency and greater intensity. There is also a need to compare the effects of different training modes in order to determine the most effective approach to improving balance in elderly individuals.

We also suggest future studies to identify the alterations in postural stability among elderly individuals in a more complete manner, associating the stabilometric test to electromyography and thereby obtaining further information on the muscle strategies used by such individuals for maintaining balance. The sample should also be increased to include elderly men as well in order to analyze their postural stability and compare it to that encountered in elderly women.

In conclusion, the results of the present study indicate that a specific exercise program, such as treadmill-based gait training, which is a dynamic activity, can improve stationary balance in successful elderly women.

Acknowledgments

Work carried out in the of the Rehabilitation Sciences Master's Program, Nove de Julho University, UNINOVE and Research and Development Institute, IP&D University of Vale do Paraíba, UNIVAP.

References

1. Ramos LR, Veras RP, Kalache A. Envelhecimento populacional: uma realidade brasileira. *Rev Saúde Pública* 1987; 21: 211-24.
2. Perracini MR, Ramos LR. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes na comunidade. *Rev Saúde Pública* 2002; 6: 709-16.
3. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Controle Motor. Teorias e Aplicações Práticas*. São Paulo: Manole, 2003.
4. Kirkendall DT, Garrett WE Jr. The effects of aging and training on skeletal muscle. *Am J Sports Med* 1998; 26: 598-602.
5. Lord SR, Ward JA, Williams P, Strudwick M. The effect of a 12-month exercise trial on balance, strength, and falls in older women: a randomized controlled trial. *J Am Geriatr Soc* 1995; 43: 1198-206.
6. Yagura H, Hatakenaka M, Miyai I. Does therapeutic facilitation add to locomotor outcome of body weight-supported treadmill training in nonambulatory patients with stroke? A randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87: 529-35.
7. Henry WA, Van C, Theo M, Jacques D. Neural control of locomotion: sensory control of the central pattern: Review article (Part 2) generator and its relation to treadmill training. *Gait Posture* 1998; 7: 251-63.
8. Manning CD, Pomeroy VM. Effectiveness of treadmill retraining on gait of hemiparetic stroke patients: systematic review of current evidence. *Physiotherapy* 2003; 89: 337-49.
9. Tang PF, Woollacott MH. Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1998; 53: M471-80.
10. Lord SR, Ward JA, Williams P, Anstey KJ. Physiological factors associated with falls in older community-dwelling women. *J Am Geriatr Soc* 1994; 42: 1110-7.
11. Freitas Junior PB, Barela JA. Análise da postura ereta não perturbada de jovens adultos e idosos. *Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica* 2003; 1: 36-9.
12. Rose J, Wolff DR, Jones VK, Block DA, Oehlert JH, Gamble JG. Postural balance in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2002; 44: 58-63.
13. Wernig A, Müller S, Nanassy A, Cagnol E. Laufband therapy based on 'rules of spinal locomotion' is effective in spinal cord injured persons. *Eur J Neurosci* 1995; 7: 823-9.
14. Tang PF, Woollacott MH. Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1998; 53: M471-80.
15. Kendrick C, Holt R, Mcglashan K, Jenner JR, Kirker S. Exercising on a treadmill to improve functional mobility in chronic stroke: case report. *Physiotherapy* 2001; 87: 261-5.
16. Cakit, BD, Saracoglu M, Genç H, Erdem HR, Inan L. The effects of incremental speed-dependent treadmill training on postural instability and fear of falling in Parkinson's disease. *Clin Rehabil* 2007; 21: 698-705.
17. Wirz M, Zemon DH, Rupp R, et al. Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: a multicenter trial. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86: 672-80.
18. Shimada H, Obuchi S, Furuta T, Suzuki T. New intervention program for preventing falls among frail elderly people: The effects of perturbed walking exercise using a bilateral separated treadmill. *Am J Phys Med Rehabil* 2004; 83: 493-9.
19. Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait Posture* 2005; 21: 48-58.
20. Duarte M, Zatsiorsky VM. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Exp Brain Res* 2002; 146: 60-9.
21. Lee HK, Scudds RJ. Comparison of balance in older people with and without visual impairment. *Age Ageing* 2003; 32: 643-9.
22. Lord SR, Lloyd G, Li SK. Sensorimotor function, gait patterns and falls in community dwelling women. *Age Ageing* 1996; 25: 292-9.
23. Shumway-Cook A, Woollacott MH. Attentional demands and postural control: the effect of sensory context. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2000; 55: M10-6.
24. Pai YC, Wenig JD, Runtz EF, Iqbal K, Pavol MJ. Role of feedforward control of movement stability in reducing slip-related balance loss and falls among older adults. *J Neurophysiol* 2003; 90: 755-62.
25. Pavol MJ, Pai YC. Feedforward adaptations are used to compensate for a potential loss of balance. *Exp Brain Res* 2002; 145: 528-38.
26. Tang PF, Woollacott MH, Chong RK. Control of reactive balance adjustments in perturbed human walking: Roles of proximal and distal postural muscle activity. *Exp Brain Res* 1998; 119: 141-52.
27. Obuchi S, Kojima M, Shiba Y, Shimada H, Suzuki T. A randomized controlled trial of treadmill training with the perturbation to improve the balance performance in the community dwelling elderly subjects [Japanese]. *Nippon Ronen Igakkai Zasshi* 2004; 41: 321-7.
28. Brown M, Holloszy JO. Effects of a low intensity exercise program on selected physical performance characteristics of 60- to 70-years olds. *Aging* 1991; 3: 129-9.
29. Telian SA, Shepard NT, Smith-Wheelock M, Kemink JL. Habituation therapy for chronic vestibular dysfunction: preliminary results. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1990; 103: 89-95.
30. Tanaka T, Noriyasu S, Ino S, Fukube T, Nakata M. Objective method of determining the contribution of the great toe to standing balance and preliminary observations of age-related effects. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1996; 4: 84-90.

Artigo Original

Incidência de lombalgia em taxistas do Aeroporto Internacional André Franco Montoro (Cumbica) em Guarulhos, São Paulo, Brasil

Incidence of low-back pain among taxi drivers at the André Franco Montoro International Airport (Cumbica) in Guarulhos, São Paulo, Brazil

Rafael Vital Costa ⁽¹⁾, Eduardo Colucci ⁽²⁾, Luciana Maria Malosá Sampaio ⁽³⁾, Claudia Santos Oliveira ⁽³⁾.

Resumo: A lombalgia é um dos maiores problemas de saúde pública das nações industrializadas. Motoristas profissionais apresentam até três vezes mais riscos de sofrerem dor lombar quando comparados a profissionais de outras áreas. O presente estudo objetivou averiguar a incidência de lombalgia em taxistas do aeroporto internacional de São Paulo e analisar a intensidade da dor e o índice de massa corpórea (IMC) dos mesmos. Este trabalho foi realizado no laboratório de biodinâmica do movimento humano da Universidade Nove de Julho (UNINOVE); participaram do estudo 151 taxistas, com idade média de 44,28 ± 11,04. Foi utilizada uma balança portátil para mensuração do peso, uma fita métrica para mensuração da altura e um questionário elaborado para o presente estudo, o qual foi introduzido em entrevista individual com cada participante. Os 151 taxistas foram divididos em quatro grupos relacionados ao tempo de profissão, sendo (grupo 1) menor tempo de profissão e (grupo 4) maior tempo de profissão. Não houve diferença significativa ($p > 0.05$) entre os grupos em relação à intensidade da dor pela escala de Borg, entretanto, quando comparados os grupos 1 e 4, houve um aumento da intensidade da dor ($p < 0.01$). Em relação ao IMC, não houve diferença significativa entre os grupos ($p > 0.05$). Alguns autores, em estudos realizados sobre lombalgia e carga de trabalho, mostraram que há uma correlação positiva entre essas variáveis; entretanto, não houve associação entre as variáveis IMC e intensidade da dor, condizendo com a literatura, pois ainda não há evidências de que a obesidade possa ser um fator etiológico da lombalgia. O presente estudo demonstrou que existe uma grande incidência de lombalgia em taxistas do aeroporto internacional de São Paulo (42%) e que quanto maior o tempo de profissão, maior a intensidade da dor lombar nos taxistas.

Palavras-chave: lombalgia, taxistas, motoristas profissionais, obesidade.

Abstract: Low-back pain is one of the largest public health problems in industrialized nations. Professional drivers have a threefold greater risk of suffering from lumbar pain in comparison to other occupations. The aim of the present study was to determine the incidence of low-back pain among taxi drivers at the Sao Paulo International Airport (Brazil), with an analysis of pain intensity and body mass index (BMI). This study was carried out at the Human Movement Biodynamics Laboratory of the Universidade Nove de Julho (Brazil). One hundred fifty-one taxi drivers participated (mean age = 44.28 ± 11.04 years). A portable scale was used to determine weight; a metric tape was used to determine height; and a questionnaire drafted for the present study was administered in individual interview form to each participant. The 151 taxi drivers were divided into four groups based on duration of the profession, with Group 1 having the shortest duration and Group 4 having the longest. No significant differences ($p > 0.05$) were found between groups with regard to pain intensity measured by the Borg scale, except when comparing Group 1 with Group 4, the latter of which reported greater pain intensity ($p < 0.01$). There was no statistically significant difference in BMI between groups ($p > 0.05$). In studies on low-back pain and work load, a number of authors have demonstrated a positive correlation between these variables. In the present study, there was no association between BMI and pain intensity, which corroborates the literature, as there is no evidence that obesity is an etiological factor for low-back pain. The present study demonstrated a considerable incidence of low-back pain among taxi drivers at the Sao Paulo International Airport (42%). Moreover, a greater duration of the profession denoted greater lumbar pain among the drivers.

Keywords: low-back pain, taxi drivers, professional drivers, obesity

*Artigo recebido em 2 de setembro de 2009 e aceito em 17 de setembro de 2009.

1 Fisioterapeuta, aluno do Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação, Universidade Nove de Julho, UNINOVE, SP.

2 Fisioterapeuta, aluno do Programa de Mestrado em Pneumologia, Universidade Federal do Estado de São Paulo, UNIFESP, SP.

3 Professor do Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação, Universidade Nove de Julho, UNINOVE, SP.

Endereço para correspondência: Prof Dr Claudia Santos Oliveira – Av. Francisco Matarazzo 612. Água Branca. São Paulo. SP. Brazil. CEP 05001-100, email: csantos@uninove.br

INTRODUÇÃO

A lombalgia é um problema que acomete grande parte da população mundial, causando enorme impacto socioeconômico. A mesma está associada com altos custos direta e indiretamente para os sistemas de saúde, sendo que pacientes com lombalgia usam os serviços de saúde até cinco vezes mais que pacientes sem dor lombar ^(1,2,3).

Esta patologia é o maior problema de saúde pública nas nações industrializadas, sendo substancialmente responsável pela morbidade e incapacidade dos trabalhadores. Os gastos com a saúde e os danos na produtividade crescem à medida que a doença vai se tornando mais crônicas ^(4,5).

Estudos mostram que 80% da população apresentam ou apresentarão dor lombar durante a vida ativa; e que aproximadamente 25% da população acometida apresenta idade entre 30-50 anos ⁽⁶⁾.

Fatores biológicos, psicológicos e sociais têm um significativo impacto na persistência da lombalgia e no desenvolvimento de incapacidades ⁽⁷⁾.

A lombalgia sempre está relacionada à dor, isso inclui dor e formigamento nas pernas ou dor que começa na região lombar e irradia para as pernas e ou pés. A dor lombar é definida como sendo uma dor localizada entre a 12ª costela e a região glútea inferior com ou sem dor nas pernas ⁽⁸⁾.

Geralmente, a lombalgia não possui uma etiologia específica, já que em 85% das pessoas, essa patologia é secundária a causas funcionais ou inespecíficas ^(5,9).

A dor lombar pode ser relacionada por múltiplas causas como: neoplasias, doenças infecciosas e inflamatórias, alterações nos ossos, anormalidades congênitas, traumas e doenças degenerativas ⁽¹⁰⁾.

A lombalgia ocorre com grande frequência em motoristas profissionais como: motoristas de ônibus, motoristas de caminhões, motoris-

tas de tratores e motoristas de táxis. Esses profissionais apresentam até três vezes mais riscos de sofrerem dores lombares quando comparado com indivíduos que exercem outras atividades remuneradas ⁽¹¹⁾.

As principais causas da dor lombar de motoristas profissionais são: o estresse mental associado com fatores externos, como o trânsito; dirigir por longas horas numa postura restrita e a vibração do carro ⁽¹²⁾.

Uma das possíveis causas da lombalgia em motoristas, apesar de existirem controvérsias, é a obesidade. A obesidade é um problema de proporções epidêmicas, sendo um dos maiores problemas de saúde no mundo. Acredita-se que a obesidade pode ser o agente causador de doenças crônicas como: doenças cardiovasculares, diabetes tipo 2, dislipidemia e lombalgia ^(13,14).

Existem outros fatores que também podem contribuir para o desenvolvimento da lombalgia, como por exemplo: sedentarismo, alimentação inadequada, consumo de álcool e ou cigarro, condições de trabalho impróprias e ou carga de trabalho em excesso. Todas essas características são encontradas no perfil de motoristas profissionais e também são relatadas na presença de dor lombar ⁽¹⁵⁾.

O presente estudo terá como finalidade investigar a incidência de lombalgia em taxistas do aeroporto internacional de São Paulo, assim como analisar a intensidade da dor lombar e o índice de massa corpórea (IMC) dos mesmos.

MATERIAIS E MÉTODO

O presente estudo tratou-se de um estudo longitudinal, realizado no laboratório de biodinâmica do movimento humano na Universidade Nove de Julho – UNINOVE, os taxistas entrevistados trabalhavam no aeroporto internacional Governador André Franco Montoro (Cumbica) em Guarulhos – SP.

Foram incluídos no estudo to-

dos os taxistas que trabalhavam no aeroporto internacional de São Paulo, os quais quiseram participar do mesmo, concordando com a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE).

Não participaram do estudo taxistas que trabalhavam no aeroporto, porém não quiseram participar do mesmo.

A amostra contou com 151 taxistas do sexo masculino, com idade média de $44,28 \pm 11,04$ (20 a 70 anos de idade).

Apesar de haver uma cooperativa que presta serviços aos taxistas, todos os taxistas entrevistados eram autônomos.

Foi utilizada uma balança portátil para mensuração do peso dos taxistas e uma fita métrica para mensuração da altura dos mesmos. Posteriormente, foi analisado o IMC (índice de massa corpórea) de cada indivíduo com os valores de peso e altura.

Foi utilizado, também, um questionário desenvolvido para o presente estudo, ao qual os taxistas responderam numa entrevista com o pesquisador, após a concordância e assinatura do TCLE. Esse questionário apresentava perguntas claras e objetivas, compostas por itens de múltipla escolha, onde cada indivíduo entrevistado preencheu as respostas de acordo com suas características. Dentro desse questionário, havia perguntas pessoais sobre: idade, sexo, peso, altura; perguntas referentes à profissão de taxista como: carga horária diária, tempo de profissão, se exerce outras profissões, frequência semanal de trabalho; perguntas relacionadas à lombalgia como: se há ocorrência de dor lombar, localização, se há incapacidades e limitações na presença da dor e sobre a intensidade da dor (escala de Borg). A escala de Borg é um dos instrumentos mais frequentemente utilizados para a avaliação da percepção subjetiva de dor e esforço. Esta escala possui uma pontuação

de acordo com o nível de dor ou de esforço do indivíduo. A classificação das intensidades segundo Borg é: 0,5 - 1,9 = muito fraco / 2,0 - 2,9 = fraco / 3,0 - 4,9 = moderado / 5,0 - 6,9 = forte / 7,0 - 9,9 = muito forte / ≥ 10 = extremamente forte ⁽¹⁶⁾.

A entrevista foi realizada de forma individual com os taxistas, e ocorreu após os mesmos terem assinado o TCLE.

A entrevista com os taxistas foi realizada no período de junho de 2003 a maio de 2004, no laboratório de biodinâmica do movimento humano UNINOVE, todos os domingos pela manhã.

RESULTADOS

A tabela 1 mostra os dados antropométricos dos indivíduos do presente estudo.

A tabela 2 mostra a incidência da dor lombar e o IMC, nos quatro grupos relacionados ao tempo de profissão.

Todos os taxistas entrevistados do aeroporto internacional de São Paulo trabalhavam um período maior do que 8 horas diárias e somente como taxistas, além disso, a grande maioria destes trabalhava nos finais de semana e ou feriados.

Os resultados iniciais foram obtidos através de análise dos questionários. Após a primeira análise, os questionários foram divididos em quatro grupos relacionados ao tempo de profissão (taxista). Esses grupos foram divididos da seguinte forma: no grupo 1 estavam os taxistas que tinham entre 0 - 5 anos de profissão, no grupo 2 os taxistas que tinham entre 5 - 10 anos de profissão, no grupo 3 os taxistas que tinham entre 10 - 15 anos de profissão e no grupo 4 os taxistas que tinham mais de 15 anos de profissão.

Após a realização da análise estatística, observamos que houve um aumento da intensidade da dor, quando comparado o grupo 1 com o grupo 4 ($p < 0.01$), entretan-

to, não houve diferença significativa quando foi comparado todos os grupos entre si ($p > 0.05$).

A tabela 3 mostra os valores de IMC correlacionados com a intensidade da dor lombar.

Os taxistas obesos (19%) e os que estavam acima do peso (40%) apresentaram uma intensidade de dor lombar maior, quando comparado com aqueles que apresentavam IMC normal (39%), entretanto, não houve diferença significativa entre os grupos ($p > 0.05$).

DISCUSSÃO

Na literatura, é evidenciado que motoristas profissionais pos-

suem um grande risco de apresentarem lombalgia e outras desordens musculoesqueléticas.

O presente estudo demonstrou que existe uma grande incidência de lombalgia em taxistas do aeroporto internacional de Guarulhos - SP, quase 50% da população entrevistada, e que quanto maior o tempo de profissão maior a intensidade da dor lombar dos mesmos.

Alguns autores, como Miyamoto et al ⁽¹²⁾ e Bovenzi & Zandini ⁽¹⁷⁾ relataram que alguns importantes fatores de lombalgia em taxistas são: a vibração do carro, o estresse mental e o fato de dirigir por longas horas numa postura restrita.

Tabela 1. Dados Antropométricos.

	(n) indivíduos	Idade (anos)	Peso (Kg)	Altura (m)
Taxistas	151	44,28 ± (11,04)	78,97 ± (12,98)	1,72 ± (0,07)
Com dor	63	43,70 ± (10,61)	79,22 ± (14,60)	1,73 ± (0,07)
Sem dor	88	44,70 ± (11,38)	78,80 ± (11,76)	1,71 ± (0,07)

Nota: Médias e desvios-padrão.

Tabela 2. Dados de incidência de dor lombar e IMC relacionados ao tempo de profissão.

Tempo de Profissão	Dor Lombar		IMC			Nº Taxistas
	Sim	Não	< 25	≥ 25	≥ 30	
-						-
0 - 5 anos	32%	36%	32%	35%	36%	34%
5 - 10 anos	35%	11%	26%	15%	23%	21%
10 - 15 anos	17%	22%	18%	23%	18%	21%
+ de 15 anos	16%	31%	24%	27%	23%	24%
Sem Dor	-	58%	53%	61%	60%	-
Com Dor	42%	-	47%	39%	40%	-
Total	100%		100%			100%

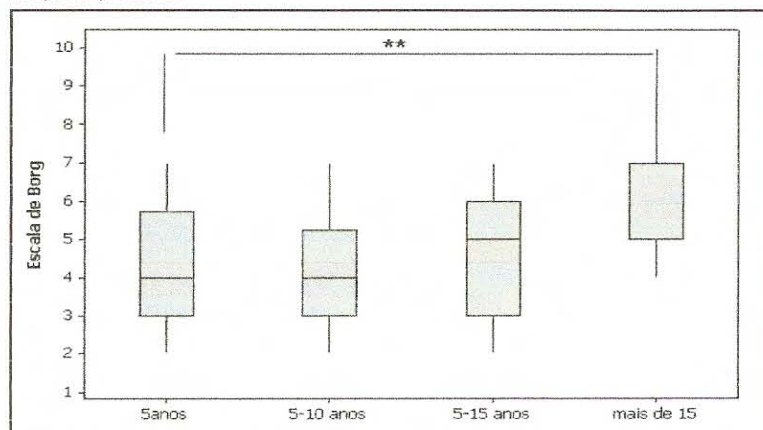
Nota: Valores dos dados de incidência de dor lombar e IMC expressos em porcentagem.

Tabela 3. Intensidade da dor (escala de Borg) comparado com IMC.

Nº Taxistas	IMC	Médias e Desvios-padrão da Intensidade da dor (Escala de Borg)
39%	< 25	4,64 ± 2,12
40%	≥ 25	4,88 ± 1,88
19%	≥ 30	5 ± 2,04

Nota: Médias e desvios-padrão. Os valores de IMC < 25 indicam que os indivíduos estão no peso ideal, os valores ≥ 25 indicam que os indivíduos estão acima do peso, e os valores ≥ 30 indicam que os indivíduos são obesos.

tempo de profissão:



Nota: ** $p < 0,001$ grupo 1 em relação ao grupo 4.

Uma das principais hipóteses do fator etiológico da lombalgia é a carga horária de trabalho. Todos os taxistas entrevistados trabalhavam por um período maior do que 8 horas diárias, sendo que a grande maioria desses trabalhavam nos finais de semana e ou feriados.

No Japão existem aproximadamente 400 mil motoristas de táxis, sendo que a carga horária de trabalho dos taxistas japoneses é de 18 horas por dia; esse dado pode ser um fator etiológico da lombalgia nessa população, já que, mais de dois terços (2/3) do dia os motoristas permanecem sentados (18).

Por muitos anos, a posição sentada vem sendo identificada como uns dos maiores fatores de risco para desenvolvimento da lombalgia, entretanto, há muitas controvérsias e ainda não existe um consenso sobre o assunto (19). Wilke et al. acredita que exista um aumento na pressão intradiscal, quando um indivíduo permanece por longas horas na postura sentada (20).

O presente estudo mostrou que quanto maior o tempo de profissão maior a intensidade da dor lombar nos taxistas. Chen et al, num estudo realizado sobre fatores ocupacionais associados a lombalgia em taxistas, demonstrou que possivelmente o aumento da

intensidade da dor lombar, nessa população, tenha ocorrido porque, quanto maior o tempo de profissão e a carga horária de trabalho, maior o risco destes indivíduos apresentarem lesões nos músculos lombares e possíveis patologias musculoesqueléticas (21).

O nosso estudo comparou valores de IMC com valores médios de intensidade da dor lombar (escala de Borg) dos taxistas entrevistados. Os resultados não mostraram correlação significativa entre as variáveis, isso condiz com a literatura. Leboeuf-Yde realizou uma revisão sistemática da literatura de 56 jornais, todos os artigos reportavam sobre obesidade associada à lombalgia. Esse estudo evidenciou que a obesidade pode ser considerada um fator de risco, entretanto, ainda não há evidências científicas suficientes que comprovem que a obesidade possa ser um fator etiológico da lombalgia (22).

Alguns estudos têm mostrado que há uma relação entre obesidade e lombalgia, porém outros não encontraram associação. Shiri et al, em estudo realizado sobre a associação entre obesidade e a prevalência de lombalgia em adultos jovens, mostrou que a obesidade esta associada a lombalgia em mulheres, mas não em homens

com intuito de verificar se a obesidade era um fator de risco para indivíduos que apresentavam patologias crônicas que afetam a coluna espinhal, e concluiu que a obesidade não afetou negativamente nos resultados do estudo, embora a obesidade seja mais prevalente nessa população (24).

Além da grande carga horária de trabalho, do tempo de profissão e da obesidade como possíveis fatores de risco para dor lombar em taxistas, existem também alguns fatores importantes que podem estar relacionados às causas da lombalgia, como por exemplo, o sedentarismo, o estresse no trânsito, dentre outros. Por estes indivíduos trabalharem mais de oito horas diárias e nos finais de semana e feriados, fica claro que os mesmos possuem um estilo de vida sedentário. Conjuntamente a estes fatores, os taxistas não têm horário fixo para realizar suas atividades de vida diária, pois os mesmos trabalham dia e noite como taxistas no maior aeroporto da América Latina, isso faz com que estes indivíduos trabalhem muitas horas diárias no trânsito caótico da cidade de São Paulo, aumentando assim o risco de desenvolver dores lombares e outros distúrbios de origem musculoesquelética e ate mesmo psicológica.

CONCLUSÃO

O nosso estudo demonstrou que há uma considerável incidência de lombalgia em taxistas, 42% dos entrevistados, do aeroporto internacional Governador André Franco Montoro em Guarulhos – SP.

No presente estudo concluímos que a intensidade média da dor lombar aumentou progressivamente com o aumento do tempo de profissão, e que o IMC não teve correlação com a intensidade da dor lombar, apesar de haver estudos que mostram que há uma associação entre lombalgia e IMC, ainda existe muitas controvérsias.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Van der roer N, Van tulder M, Barendse J, Knol D, Mechelen W, Vet H. Intensive group training protocol versus guideline physiotherapy for patients with chronic low back pain: a randomized controlled trial. *Eur. Spine J* 2008; 17:1193-1200.
2. Van tulder M, Bombardier C. Low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2002; 16: 761-775.
3. Nickel R, Raspe HH. Chronic pain: epidemiology and health care utilization. *Nervenarzt* 2001; 72: 897-906.
4. Axen I, Jensen IB, Halasz L, Jorgensen K, Lange F, Lovgren PW, et al. The Nordic maintenance care program: when do chiropractors recommend secondary and tertiary preventive care for low back pain? *Chiropractic & Osteopathy* 2009; 17(1): 1-6.
5. Licciardone JC. The epidemiology and medical management of low back pain during ambulatory medical care visits in United States. *Osteopathic Medicine and Primary Care* 2008; 2(11): 1-17.
6. Andrusaitis SF, Oliveira RP, Filho TEPB. Study of the prevalence and risk factors for low back pain in truck drivers in the state of São Paulo, Brazil. *Clinics* 2006; 61(6): 503-510.
7. Urquhart DM, Bell RJ, Cicuttini FM, Cui J, Forbes A, Davis SA. Negative beliefs about low back pain are associated with high pain intensity and high level disability in community-based women. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2008; 9(148): 1-8.
8. Krismer M, Van tulder M. Strategies for prevention and management of musculoskeletal conditions. low back pain (non-specific). *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2007; 21: 77-91.
9. Snider KT, Johnson JC, Snider EJ, Degenhardt, B.F. Increased incidence and severity of somatic dysfunction in subjects with chronic low back pain. *J Am Osteopath Assoc* 2008; 108(8), 372-378.
10. Loney PL, Stratford PW. The prevalence of low back pain in adults: a methodological review of the literature. *Phis Ther* 1999; 79: 384-396.
11. Anderson R. The back pain of bus drivers. *Spine* 1992; 17: 1481-1488.
12. Miyamoto M, Konno S, Gembun Y, Liu X, Minami K, Ito H. Epidemiological study of low back pain and occupational risk factors among táxi drivers. *Industrial Health* 2008; 46: 112-117.
13. Hou X, Jia W, Bao Y, Lu H, Jiang S, Zuo Y, et al. Risk factors for overweight and obesity, and changes in body mass index of Chinese adults in Shanghai 2008; 8: 1-9.
14. Mirtz TA, Greene L. IS obesity a risk factor for low back pain? An example of using the evidence to answer a clinical question. *Chiropractic & Osteopathy* 2005; 13: 1-6.
15. Guo HR. Working hours spent on repeated activities and prevalence of back pain. *Occup Environ Med* 2002; 59: 680-688.
16. Borg G. Escalas de Borg para a dor e o esforço percebido, first ed. Manole, São Paulo 2005. p. 1-18.
17. Bovenzi M, Zandini A. Self-related low back symptoms in urban bus drivers exposed to whole-body vibration and postural stress. *Spine* 1992; 17: 1048-1059.
18. Funakoshi M, Taoda K, Tsujimura H, Nishiyama K. Measurement of whole-body vibration in táxi drivers. *Journal of Occupational Health* 2004; 46: 119-124.
19. Lis AM, Black KM, Korn H. Association between sitting and occupational LBP. *Eur. Spine J* 2007; 16: 283-298.
20. Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes LE. New in vivo measurements of pressures in intervertebral disc in daily life. *Spine* 1999; 24(8): 755-762.
21. Chen JC, Chang WR, Chang W, Christiani D. Occupational factors associated with low back pain in urban taxi drivers. *Occup. Med* 2005; 55: 535-540.
22. Leboeuf-Yde C. Body Weight and Low Back Pain: A Systematic Literature Review of 56 Journal Articles Reporting on 65 Epidemiologic Studies. *Spine* 2000; 25(2): 226-237.
23. Shiri R, Solovieva S, Husgafvel-Pursiainen K, Taimela S, Saarikoski LA Huupponen R, et al. The association between obesity and the prevalence of low back pain in young adults. *Am. J. Epidemiol* 2008;167: 1110-1119.
24. Mayer T, Aceska A, Gatchel RJ. Is obesity overrated as a "risk factor" for poor putcomes in chronic occupational spinal disorders? *Spine* 2006; 31: 2967-2972.

The effect of manual therapy on masseter muscle pain and spasm

A. Albertin¹, I.I. Kerppers², C.F. Amorim³, R.V. Costa⁴, J.C. Ferrari Corrêa⁵, C.S. Oliveira⁶

Abstract

Introduction: Orofacial pain and pain in the muscles of mastication are frequent symptoms of temporomandibular disorder. The masseter is the closest masticatory muscle to the surface and has the function of raising and retracting the mandible. This muscle has considerable strength and is one of the main muscles involved in the shredding of food. It is therefore of utmost importance in the masticatory cycle and generally the most affected by pain and spasms.

Objectives: The aim of the present study was to analyze the effect of manual therapy with transversal and circular movements on pain and spasm in the masseter muscle, using electromyography and a visual analogue pain scale (VAPS). Eight women who experienced pain upon palpation of the masseter greater than 6 on the VAPS were selected for participation in the study, which employed electromyography and a VAPS for assessment, followed by manual oral physiotherapy and reevaluation.

Results: The statistical analysis revealed a reduction in pain, but there was no significant difference in electromyographic activity ($p < 0.05$).

Conclusion: It was concluded that massage therapy was effective on pain symptoms, but was not capable of altering the electrical activity of the masseter muscle.

Key-Words: manipulative physiotherapy – electromyography – masseter

Introduction

There is a frequent occurrence of unfavorable situations that affect the temporomandibular joint (TMJ), as this joint needs to accommodate occlusion, muscle and cervical adaptation. Imbalance can result in temporomandibular disorder (TMD), which is a blanket

term for a set of clinical signs and symptoms involving craniocervical-facial muscle fatigue (especially in the muscles of mastication) as well as headache, facial pain, limitation to mandible movement and joint noises (CONTI & PEREIRA, 2001; MANFREDI, SILVA & VENDITE, 2001; SONNESEN, BAKKE & SOLOW, 2001; PIOZZI & LOPES, 2002; VENANCIO, CAMPARIS & LIZARELLI, 2002; ENDO, GUIMARÃES & GUIMARÃES, 2006; OLIVEIRA et al., 2006). Approximately 60 to 70% of the general population experience at least one sign of TMD, such as limited mastication, clicking sound or pain (DWORKIN et al., 1990; DIMITROULIS, 1998).

This disorder has a multifactor etiology (OLIVEIRA et al., 2003; STEGENGA & SCHOUTEN in MERIGHI et al., 2007) and may be related to emotional tension, occlusal disorders and interference, postural abnormalities, dysfunction of the masticatory mus-

¹ Student, Physiotherapy Course – Universidade Estadual do Centro-Oeste (UNICENTRO), Brazil.

² Physiotherapist, Prof. Ms., Physiotherapy Course – UNICENTRO; Master's Degree in Biomedical Engineering.

³ Student, Universidade Estadual Paulista – FEG-UNESP; Master's Degree in Biomedical Engineering.

⁴ Student, Physiotherapy Course – Universidade Nove de Julho (UNINOVE) – SP, Brazil.

⁵ Physiotherapist, Dr. Prof. of Master's Program in Rehabilitation Sciences, UNINOVE – SP, Brazil.

⁶ Physiotherapist, Dr. Prof. of Master's Program in Rehabilitation Sciences, UNINOVE – SP, Brazil; Doctor of Health Sciences.

cles (hyperactivity or hypoactivity), intrinsic changes in the structures that make up the temporomandibular joint, trauma, degenerative problems and harmful habits that lead to an excessive load on the TMJ or musculature (OLIVEIRA et al., 2003; LEHMKUHL, SMITH & WEISS, 1997; BIANCHINI in MARCHESAN, 1998; CHAGAS et al., 2001; PICCOLOTO & HONORATO, 2003; ABRÃO & DELBONI, 2005). Orofacial pain is not life threatening, but can be extremely distressful to patients. It is therefore important to be aware of the factors that contribute toward craniomandibular disorders (BOVE, GUIMARÃES & SMITH, 2005).

The etiology of TMD is both structural as well as psychological. Structural concepts are classified as conditions related to the TMJ (functional, structural, morphopathologic, micro-trauma, macro-trauma), conditions related to the muscles of mastication (muscle spasm, parafunctional habits) and occlusion factors (teeth grinding). Recent studies have demonstrated that occlusion factors are not directly involved in TMD, but can contribute to other etiological factors or aggravate existing circumstances (De KANTER et al., 1992; SUVINEN et al., 2005).

The most frequent sign of extra-capsule or myogenic disorder is diffuse facial pain. Excessive muscle work has long been considered as cause of fatigue that leads to pain. Studies have shown that normal individuals (non-patients) experience pain when voluntarily clenching the teeth or forcing mandibular protrusion. Moreover, grinding the teeth and lateral movements of the mandible involve stretching the masseter and medial pterygoid muscle as they contract. The signs produced when the masseter is the most involved muscle are described "jaw pain" (MANFREDI, SILVA & VENDITE, 2001; CHAGAS et al., 2001; CAMPPELLINI, FARIA & SOUZA, 2005).

Musculoskeletal disorders of the stomatognathic system (TMD) are the most common diagnoses of orofacial pain (ENDO, GUIMARÃES & GUIMARÃES, 2006). Diagnosis of these disorders is generally performed by means of clinical signs and characteristics of the symptoms. These characteristics include joint noises, changes in muscle and joint sensitivity as well as limitation and deviation in mandible movement. Such signs and symptoms are routinely used in clinical practice to determine the success or failure of treatment (OLIVEIRA et al., 2003; OLIVEIRA et al., 2006).

The Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (RDC/TMD) has two diagnostic system axes for TMD. The first axis is divided into three groups regarding muscle disorders, including myofascial pain with or without limitation to mouth opening; disk discrepancy with or without limitation to mouth opening; and arthralgia, arthritis and arthrosis. The second axis is a questionnaire with 31 items addressing behavioral, psychological and psychosocial aspects (pain, depression, non-specific physical symptoms) (DWORKIN & LeRESCHÉ, 1992; ALI, 2002; DWORKIN SF et al., 2002; MEDLLICOTT & HARRIS, 2006).

The masseter is the masticatory muscle closest to the surface. It begins in the zygomatic arch and is divided into surface and deep portions, which attach at the angle and the ramus of the mandible and have the function of raising and retracting it (LEHMKUHL, SMITH and WEISS, 1997). This muscle is of utmost importance in mastication cycle due to its considerable strength and is one of the main muscles involved in the shredding of food (BERRETIN, 2005).

Assessing patients with TMD requires multidisciplinary care. Perceiving the possibility of TMD when gathering patient history guides the direction of the treatment. As many physicians and dentists have difficulty in correctly referring cases of orofacial pain, the use of a directed patient history may facilitate this work, guiding the clinical study and leading to an earlier diagnosis and treatment (MANFREDI, SILVA & VENDITE, 2001; CHAGAS et al., 2001; ABRÃO & DELBONI, 2005).

Electromyography has been shown to be an effective method in the assessment and treatment of muscle disorders. One of the main objectives of treatment using electromyography is to demonstrate to the patient the current state of the muscle being analyzed and its evolution throughout the treatment period until achieving satisfactory function (BARROS et al., 2006). Electromyographic assessment allows the study of muscle activity, enabling the measurement of action potential generated during muscle contraction (O'SULLIVAN & SCHIMTZ in MALTA et al., 2006), which can be analyzed by taking duration and amplitude into account. Duration (generally measured in milliseconds) refers to the time in which a particular muscle group remains contracted or relaxed. Amplitude (in microvolts)

represents the recruitment of motor units for the execution of movement and may be related to muscle strength (BIANCHINI in MARCHESAN, 1998; GOMES et al., 2006).

There is consensus on the fact that chronic pain produces not only biological effects, but psychological and social effects as well, which merit attention in the evaluation process and are often controlled or reversed by therapeutic measures (OLIVEIRA et al., 2003). Physiotherapy has a number of resources for the treatment of TMD (BIVILLAQUA-GROSSO et al., 2002), including manual resources such as massage therapy in order to influence the repair capability of the organism (TAYLOR, SUVINEN & READE, 1994). Thus, manual manipulation affects mechanical properties of the tissues, such as elasticity, strength and stretch as well as serving as an analgesic due to the local release of vasoactive substances (histamine and acetylcholine). Massage produces an increase in local blood flow, facilitates the rapid elimination of residual substances, eliminates extracellular liquid, improves the nutrition of the myofibrils and causes psychological reactions that exhibit a somatic response translated into relaxation and a sensation of wellbeing (MICHELOTTI, 2002).

The aim of the present study was to analyze the effect of manual massage therapy on the masseter muscle regarding the reduction in pain and spasm, using electromyography and a visual analogue pain scale (VAPS).

Methodology

Study design

The study received approval from the Ethics Committee of the Universidade Estadual do Centro-Oeste, Brazil (process n° 9447/2008), in compliance with Resolution 196/96 of the Brazilian National Health Council. A prospective study with quantitative and qualitative analysis was carried out involving consecutively selected volunteers who experienced pain and spasm upon palpation of the masseter muscle. All participants were duly informed regarding the objective of the study and signed terms of informed consent prior to participating in the study. The inclusion criteria were individuals with a

high level of reported pain and spasm in the masseter muscle upon palpation, with no distinctions regarding skin color, ethnic background or gender. Eight female patients between 19 and 55 years of age were selected for scoring more than 6 on the visual analogue pain scale (VAPS), which is considered a high level of pain.

Trichotomy was performed and the skin cleaned with 70% alcohol in order to reduce bioimpedance in the pre-mobilization neural electromyographic evaluation. For the acquisition of the electromyographic signal, an eight-channel electromyograph was used (EMG System Brazil LTD), with the signal passed through a 20-500 Hz bandpass filter, amplified 1000× and a common rejection ratio of > 120 dB. All data were processed with the aid of a specific software program of signal acquisition and analysis (WinDaqXL), converted by a 12-bit A/D board with a sampling frequency of 2 KHz for each channel and an input variation of 5 mV. Active bipolar electrodes spaced 20 mm apart (GOMES et al., 2006) and an order-4 Butterworth filter were used, the data from which were subsequently analyzed using a signal processing program (Matlab 7.0, MatWorks). The electronic mean of the root mean square (RMS) was used to measure the amplitude of the myographic signal. All electromyographic signal capturing and analysis procedures employed in the present study are recommended by the International Society of Electrophysiology and Kinesiology.

Manual therapy was performed in the following manner: the patient remained in a prone position with the mandible relaxed (mouth semi-open and tongue resting on the palate). The massage consisted of circular and transversal movements, with the use of disposable gloves, along the palpable extension of the masseter muscle. These maneuvers were performed for 10 minutes (5 minutes on each side), followed immediately by further electromyography and administration of the VAPS.

Results

Figure 1 displays the results of the VAPS. All individuals obtained a reduction in pain following the manual massage. The second, fourth and sixth individuals achieved a greater reduction than the others, but the statistical analysis revealed this

difference to be non-significant (paired Student's t-test, $p = 1.12$).

Figure 2 displays mean electromyographic activity (RMS) of the eight patients before and after the administration of the manual massage. Values are presented for the right side (RS) and left side (LS) separately. There was a reduction in electromyographic activity following the massage, but the difference did not achieve statistical significance ($p > 0.05$).

Discussion

Bell (1964) reports that muscle fatigue is relieved more quickly with rest and massage than with rest alone, meaning that massage does not directly enhance normal muscle strength. However, as a means for achieving a particular goal, massage is more effective than rest in promoting recovery from fatigue caused by excessive effort. De Laat, Stappaerts & Papy (2003) performed massage therapy, ultrasound and muscle stretching to determine the effect on pain (assessed using a VAPS) in the masseter and temporal muscle groups, achieving significant results in the masseter muscle ($p < 0.02$). Kawazoe et al. (1980) report that the use of biteplates in order to stabilize the function of the TMJ led to a reduction in myoelectrical activity in the masseter muscle.

According to Piozzi (2002), isometric exercises of the facial muscles alternating resistance to mouth opening, mouth closing, lateral excursion and protrusion enhance blood flow to the muscles as well as patient awareness regarding the musculature. These exercises are able to prevent the harmful consequences of immobility as well as promote relaxation and neuromotor reeducation of the muscles of mastication.

Frare & Nicolau (2008) carried out a clinical analysis of the effect of photobiomodulation using a GaAs laser (904 nm) on 20 patients (divided into treatment and control group) with TMD and pain in the masseter muscle as one of their main complaints. Eight applications with laser were performed in the treatment group and eight placebo applications (with the machine turned off) were simulated in the control group. The comparison of groups at the end of the experimental period using an ana-

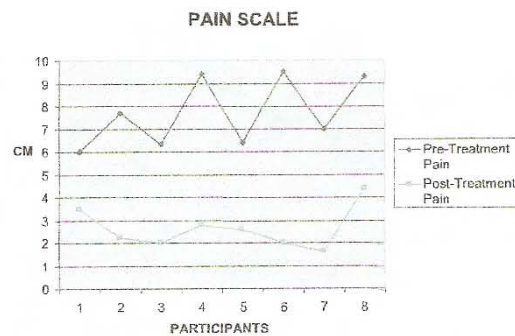


Fig. 1. – Visual Analogue Pain Scale administered before and after manual massage.

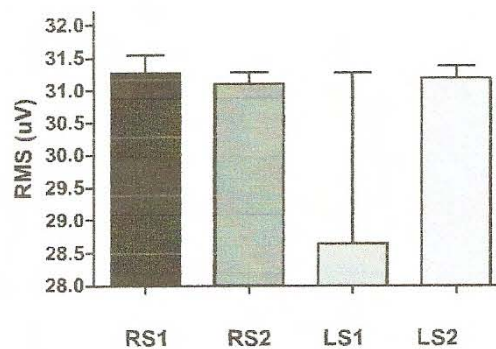


Fig. 2. – Mean and standard variation of the RMS uV of individuals before (1) and after (2) administration of the manual massage technique.

logue pain scale revealed a reduction in pain symptoms in both groups, but only the treatment group achieved statistically significant results. Likewise, Gray et al. (1995) found a reduction in pain using ultrasound (0.25 w/cm; 2.3 MHz) on patients with TMD when compared to a placebo group.

Gavish et al. (2006) report that only one study in the literature on data from the Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (RDC/TMD) with electromyographic findings only considered individuals with TMD and therefore did not assess asymptomatic subjects. Furthermore, there are studies comparing asymptomatic individuals to those with TMD only regarding data on pain and electromyography, while the questionnaires were only administered for the selection of the sample groups and not for the comparison of these individuals. In the present study, the individuals were assessed

through clinical symptoms and clinical dental evaluation, including parafunctional movements, dental wear, intermittent pain and periods of pain relief. For inclusion to the study, participants needed to achieve a score of 6 or higher on the VAPS.

Bassanta, Sproesser & Paiva (1997) carried out a study on 26 patients with TMD and a clinical history of pain or sensitivity to palpation of the masseter and temporal muscles as well as limited mouth opening. The authors analyzed the electromyographic activity of these muscles and the free functional space encountered. This was followed by low-frequency transcutaneous electrical neural stimulation (TENS) for 43 minutes with 60 pulses a minute and a second electromyographic analysis. The authors concluded that TENS induced relaxation of the temporal and masseter muscles, alleviating the sensation of pain and lessening the reduction in free functional space stemming from parafunctional habits and muscle contraction, thereby leading to a reduction in electromyographic activity in the muscles studied. Li et al. (2008) analyzed maximal contraction of the masseter and temporal muscles through electromyography following the use of a biteplate and reported that the likelihood of increased muscle activity is due to muscle tension. The authors describe a significant reduction in electromyographic activity following the use of the biteplate ($p < 0.027$). The present study, using only transversal and circular massage, found not statistically significant difference in the electrical activity of the masseter muscle using electromyography.

Hagberg (1986) worked with 20 individuals with TMD using only a muscle relaxation technique through massage therapy with smoothing and kneading movements of the masseter and temporal muscles for 15 sessions. Smoothing consisted of movement in a single direction varying the degree of pressure from a light touch to considerable pressure. Kneading consisted of the squeezing and compression of a muscle. Electromyography and a VAPS were administered before and after the massage therapy, revealing significant differences in both pain and electrical activity of the muscles. The present study also employed massage therapy, but in a single session and without altering the degree of pressure placed on the muscle. This resulted in a reduction in pain, but no significant difference in electromyographic activity.

Conclusion

The present study employed transversal and circular massage therapy on individuals with pain and spasm in the masseter muscle. VAPS scores revealed a reduction in muscle pain, but electromyography revealed no statistically significant change in the electrical activity of the muscle. TMD can lead to spasm and pain in different muscles of mastication as well as in the cervical region. However, the present study addressed only the masseter muscle due to its importance as one of the principal masticatory muscles in terms of function. As TMD is a complex pathology that is influenced by numerous intrinsic and extrinsic factors, including emotional aspects, further studies are needed on larger populations and employing extremely rigorous methodologies in order to achieve more satisfactory results.

References

1. ABRÃO, J. and DELBONI, MEG.: Estudo dos sinais de DTM em pacientes ortodônticos assintomáticos. *Rev. Dent. Press. Ortodon. Ortop. Facial*, 10(4): 88-96, 2005.
2. ALI, H.M.: Diagnostic criteria for temporomandibular joint disorders: a physiotherapist's perspective. *Physiotherapy*, 88: 421-426, 2002.
3. BARROS, T.E.P., CAMPOLONGO, G.D., OLIVEIRA, R.P. and MALTA, J.: Eletromiografia aplicada aos músculos da mastigação. *Acta ortop. Bras.*, 14(2): 106-107, 2006.
4. BASSANTA, A.D., SPROESSER, J.G. and PAIVA, G.: Estimulação elétrica neural transcutânea (TENS): sua aplicação nas disfunções temporomandibulares. *Rev. Odontol Univ São Paulo*, 11(2): 109-116, 1997.
5. BELL, A.J.: Massage and the physiotherapist. *Phys Ther*, 50: 406-408, 1964.
6. BERRETIN, F.G., GENARO, K.F., TRINDADE, I.E.K. and TRINDADE, A.S.J.: Masticatory function in temporomandibular dysfunction patients: electromyographic evaluation. *J Appl. Oral Science*, 13(4): 360-5, 2005.
7. BEVILLAQUA-GROSSO, D., MONTEIRO-PEDRO, V., DE JESUS, GUIRRO, R.R. and BÉZIM, F.: A physiotherapeutic approach to craniomandibular disorders: a case report. *J Oral Rehabil.*, 29(3): 268-273, 2002.
8. BIANCHINI, E.M.G. and MASTIGAÇÃO E T.M.J.: Avaliação e terapia. In: MARCHESAN IQ. Fundamentos em fonoaudiologia: aspectos clínicos da motricidade oral, 1998 *apud* GOMES, C.F., TREZZA, E.M.C., MURADE, E.C.M. PADOVANI, C.R. Avaliação eletromiográfica com eletrodos de captação de superfície dos músculos masseter, temporal e bucinador de lactentes em situação de aleitamento natural e artificial. *J. Pediatr. (Rio J.)*, 82(2): 103-109, 2006.

9. BOVE, S.R.K., GUIMARÃES, A.S. and SMITH, R.L.: Caracterização dos pacientes de um ambulatório de disfunção temporomandibular e dor orofacial. *Rev. Latino-Am Enfermagem*, 13(5): 686-91, 2005.
10. CAPELLINI, V.K., FARIA, C.R.S. and SOUZA, G.S.: Massage therapy in the management of myogenic TDM: a pilot study. *Journal of applied oral science*, 14(1): 21-6, 2006.
11. CHAGAS, J.F.S., COSTA, C.C., MAGNA, L.A., PASCOAL, M.I.N. and RAPAPORT, A.: Prevalência dos sintomas otológicos na desordem temporomandibular: estudo de 126 casos. *Rev. Brasileira de Otorrinolaringologia*, 67(5): 627-33, 2001.
12. CONTI, P.C.R. and PEREIRA, J.R.: Alterações oclusais e a sua relação com a disfunção temporomandibular. *Rev. FOB*, 9: 139-144, 2001.
13. DE LAAT, A., STAPPAERTS, K. and PAPY, S.: Counseling and physical therapy as treatment for myofascial pain of the masticatory system. *J Orofac Pain.*, 17(1): 42-9, Winter 2003.
14. DE KANTER, R.J., KAYSER, A.F., BATTISTUZZI, P.G., TRUIN, G.J. and VAN't HOF, M.A.: Demand and need for treatment of craniomandibular dysfunction in the Dutch adult population. *J Dent Res.*, 71(9): 1607-12, 1992.
15. DIMITROULIS, G.: Temporomandibular disorders: a clinical update. *BMJ.*, 317: 190-194, 1998.
16. DWORKIN, S.F. et al.: A randomized clinical trial using research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: axis I to targeted clinic cases for tailored self-care TMD program. *J Orofac Pain.*, 6:48-63, 2002.
17. DWORKIN, S.F. and LERESCHE, L.: Research diagnostic for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandib Disord.* 6:301-355, 1992.
18. DWORKIN, S.F., HUGGINS, K.H., LERESCHE, L., VON KORFF, M., HOWARD, J., TRUELOVE, E. and SOMMERS, E.: Epidemiology of signs and symptoms in temporomandibular disorders: clinical signs in cases and control. *J Am Dent Assoc.* 120: 273-281, 1990.
19. ENDO, C., GUIMARÃES, E.L. and GUIMARÃES, E.L.: Uma abordagem fisioterapêutica nos distúrbios crânio-faciais relacionado às desordens craniomandibulares (DCM) e distúrbios posturais: relato de caso. *Rev. FAFIBE on line*, 2(2), 2006.
20. FRARE, J.C. and NICOLAU, R.A.: Análise clínica do efeito da fotobiomodulação laser (GaAs- 904 nm) sobre a disfunção temporomandibular. *Rev. Bras Fisioterapia*, 12(1): 37-42, 2008.
21. GAVISH, et al.: Effect of controlled masticatory exercise on pain and muscle performance in myofascial pain patients. *Cranio*, 24(3): 184-190, 2006.
22. GOMES, C.F., TREZZA, E.M.C., MURADE, E.C.M. and PADOVANI, C.R.: Avaliação eletromiográfica com eletrodos de captação de superfície dos músculos masseter, temporal e bucinador de lactentes em situação de aleitamento natural e artificial. *J. Pediatr. (Rio J.)*, 82(2): 103-109, 2006.
23. GRAY, R.J.M., QUAIL, A.A., HALL, C.A. and SHOFIELD, M.A.: Temporomandibular pain dysfunction (TDM): Can electrotherapy help? *Physiotherapy*, 1: 45-51, 1995.
24. HARBERG, C.: Electromyography and bite force studies of muscular function and dysfunction in masticatory muscles. *Swed Dent J Suppl.* 37: 1-64, 1986.
25. KAWAZOE, Y., KOTANI, H., HAMADA, T. and YAMADA, S.: Effect of occlusal splints on the electromyographic activities of masseter muscles during maximum clenching in patients with miofascial pain-dysfunction syndrome. *J Prosthet Dent.*, 43(5): 578-80, 1980.
26. LEHMKUHL, L.D., SMITH, K.K. and WEISS, E.L.: *Cinesiologia Clínica de Brunnstrom*. 5ª Ed., Manole, São Paulo, 1997.
27. LI, J., JIANG, T., FENG, H., WANG, K., ZHANG, Z. and ISHIKAWA, T.: The electromyographic activity of masseter and anterior temporalis during orofacial symptoms induced by experimental occlusal highspot. *J Oral Rehabil.* 35(2): 79-87, 2008.
28. MANFREDI, A.P.S., SILVA, A.A. and VENDITE, L.L.: Avaliação da sensibilidade do questionário de triagem para dor orofacial e desordens temporomandibulares recomendado pela Academia Americana de Dor Orofacial. *Rev. Bras. Otorrinolaringol.*, 67(6): 763-8, 2001.
29. MEDLICCOTT, M.S. and HARRIS, S.R.: A Systematic review of the effectiveness of exercise, manual therapy, electrotherapy, relaxation training, and biofeedback in the management of temporomandibular disorder. *Phys Ther.*, 86(7): 955-73, 2006.
30. MICHELOTTI, A., STEENKS, M.H., FARELLA, M. and PARISINI, F.: Short-term effects of physiotherapy versus counselling for the treatment of myofascial pain of the jaw muscles. *Journal of Oral Rehabilitation.*, 29(9): 874-874, 2002.
31. OLIVEIRA, A.S., DIAS, E.M., CONTATO, R.G. and BERZIN, F.: Prevalence study of signs and symptoms of temporomandibular disorder in Brazilian college students. *Braz. Oral Res.*, 20(1): 3-7, 2006.
32. OLIVEIRA, A.S., BERMUDEZ, C.C., SOUZA, R.A., SOUZA, C.M.F., DIAS, E.M. and CASTRO, C.E.S., et al.: Impacto da dor na vida de portadores de disfunção temporomandibular. *J. Appl. Oral Sci.*, 11(2): 138-43, 2003.
33. O'SULLIVAN, S.B. and SCHIMTZ, T.I.: Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: *Fisioterapia- Avaliação e tratamento*, 1993 *apud* MALTA, J., CAMPO-LONGO, G.D., BARROS, T.E.P., OLIVEIRA, R.P. Eletromiografia aplicada aos músculos da mastigação. *Acta Ortop. Bras.*, 14(2): 106-107, 2006.
34. PICCOLOTO, M.A. and HONORATO, D.C.: Uma abordagem fisioterapêutica nas desordens temporomandibulares: estudo retrospectivo. *Rev. Fisiot. Univ. São Paulo*, 10(2): 77-83, 2003.
35. PTOZZI, R. and LOPES, F.C.: Desordens temporomandibulares: aspectos clínicos e guia para a odontologia e fisioterapia. *J. Bras. Oclusão ATM Dor Orofac.* 2(5): 43-7, 2002.
36. SONNESEN, L., BAKKE, M. and SOLOW, B.: Temporomandibular disorders in relation to craniofacial dimensions, head posture and bite force in children selected for orthodontic treatment. *Eur. J. Orthod.*, 23: 179-192, 2001.
37. STEGENGA, B. and SCHOUTEN, H.: Mandibular pain and movement disorders, focusing on the temporomandibular joint; 2007 *apud* MERIGHI LBM, SILVA MMA, FERREIRA AT, GENARO KF, FELIX GB. Ocorrência de disfunção temporomandibular (DTM) e sua relação com hábitos orais deletérios em crianças do município de Monte Negro – RO. *Rev. CEFAC*, 9(4): 497-503, 2007.
38. SUVINEN, T.I., READE, P.C., KEMPPAINEN, P., KONONEN, M. and DWORKIN, S.F.: Review of aetiological concepts of

- temporomandibular pain disorders: towards a biopsychosocial model for integration of physical disorder factor with psychological and psychosocial illness impact factors. *Eur J Pain.*, 21: 347-56, 2005.
39. TAYLOR, M., SUVINEN, T. and READE, P.: The effect of Grade IV distraction mobilization on patients with temporomandibular pain-dysfunction disorder. *Physiot Theory and Practice.*, 10(3): 129-136, 1994.
40. VENANCIO, R.A., CAMPARIS, C.M. and LIZARELLI, R.F.Z.: Laser no tratamento de desordens temporomandibulares. *J Bras de Oclusão, ATM e dor orofacial*, 2(7): 229-234, 2002.

Address reprint requests to:
Prof Dr Claudia Santos Oliveira
Av. Francisco Matarazzo 612.
Água Branca, São Paulo, SP, Brazil.
CEP 05001-100.
e-mail: csantos@uninove.br

ANEXO E

Produções durante o mestrado: ***Resumos expandidos em Congressos***

1 – Abstract *19th Conference International Society for Posture & Gait Research.(Ispgr)- Bologna, Italy. 21-25th June 2009.*

2 – Abstract *18th European Society of Movement Analysis in Adults and Children (ESMAC) 18th Annual General Meeting, Savoy Place, London, UK. 17-19th September 2009.*

Abstract: Analysis and comparison of electromyographic activity of gait muscles in healthy young individuals with and without the use of an AFO developed for patients with hemiparesis.

INTRODUCTION: Ankle-foot orthoses (AFO) are often prescribed to those patients to obtain a better heel-strike, and are used to improve gait pattern and or gait speed of hemiparetic patients [1-3]. **OBJECTIVE:** The aim of the present study was to analyze and compare electromyography (EMG) signals in the gait muscles of normal young individuals with and without the use of an ankle brace developed for patients with hemiparesis. **METHODS:** Sixteen healthy normal young individuals (11 women, 6 men; mean age of 22 ± 3.63 years) participated in the study. All participants walked a catwalk (5 m long, 1.5 m wide) first without the brace and then with the brace. The EMG signals of the following muscles were determined simultaneously on the left leg of all individuals under both conditions: soleus, anterior tibial, vastus lateralis and rectus femoris. The experimental brace is comprised of a single cloth piece and steel spring that fits over the foot and 1/3 of the distal region of the tibia (Figure 1). EMG activity was captured by an EMG system (*EMG System do Brasil*), composed of 16 channels, with a frequency band filter between 20-500Hz, amplifier with 100X gain and self-adhesive, disposable passive surface electrodes with a coupled 20x pre-amplifier (Medtrac). Following verification with an Ibramed TENS, the electrodes were placed on the motor point of the muscles assessed. **ANALYSIS:** The data were expressed as mean \pm standard deviation and analyzed using the Student's *t*-test. **RESULTS:** The mean EMG signals of the muscles revealed no significant differences. The anterior tibial muscle exhibited the greatest increase in mean EMG activity with the brace (-4.54 ± 12.21) in comparison to without the brace (-4.22 ± 15.81), but the difference did not achieve statistical significance ($p > 0.05$). **CONCLUSION:** When using the brace, the participants exhibited slight, non-significant increases in mean EMG activity in the rectus femoris, vastus lateralis and soleus when compared to non-use of the brace. The anterior tibial muscle exhibited the greatest increase in mean EMG activity (although also non-significant), which was expected due to the fact that one of the functions of the brace is to aid in the dorsiflexion of patients with hemiparesis stemming from stroke events.



Fig. 1 The experimental brace

REFERENCES

1. Pohl, M.; Mehrholz, J. Immediate effects of an individually designed functional ankle-foot orthosis on stance and gait hemiparetic patients. *Clin. Rehabil*, 20(4):324-330, 2006.
2. Fatone, A.; Hansen, A.H. Effect of ankle-foot orthosis on roll-over shape in adults with hemiplegia. *J. Rehabil. Res. Dev*, 44(1):11-20, 2007.
3. Zancan, A; Beretta, M.V.; Schmid, M.; Schieppati, M. A new hip-knee-ankle-foot sling: kinematic comparison with a traditional ankle-foot orthosis. *J. Rehabil. Res. Dev*, 41(5):707-12,2004.

UP8 - Analysis of electromyographic activity with and without ankle brace developed for patients with hemiparesis

Rafael V Costa, Aline A Rosa, Talita A Santana, Fernanda I Correa, Joao Carlos F Correa, Claudia S Oliveira

Nove de Julho University- UNINOVE, Sao Paulo/SP, Brazil

SUMMARY

The aim of the present study was to analyze electromyography (EMG) signals in the gait muscles of healthy young individuals with and without the use of an ankle brace developed for patients with hemiparesis, during at heel-on and at toe-off. Twenty eight healthy young individuals participated in the study. All participants walked first without the brace and then with the brace. The EMG signals of anterior tibial and soleus muscle were determined. The soleus muscle exhibited the greatest increase in mean EMG activity, during at toe-off. However, no statistically significant differences were found when compared use to non-use of the ankle brace.

CONCLUSIONS

With an ankle brace, the soleus muscle exhibited the greatest increase in mean EMG activity, during at toe-off in comparison to without the brace (although non-significant); the anterior tibial muscle exhibited similar mean EMG activity with and without the use of an ankle brace, during at heel-on.

INTRODUCTION

Generally, the gait in persons post-stroke is typically slower compared to non-disabled individuals [1] Ankle-foot orthoses (AFO) are often prescribed to those patients to obtain a better heel-strike, and are used to improve gait pattern of hemiparetic patients [2].

PATIENTS/MATERIALS AND METHODS

Twenty eight healthy young individuals (18 women, 10 men; mean age of 24 ± 3.50 years) participated in the study. All participants walked a catwalk (5 m long, 1.5 m wide) first without the brace and then with the brace. The EMG signals of the following muscles were determined simultaneously on the left leg of all individuals under both conditions: anterior tibial and soleus, during vertical ground reaction forces at heel-on and at toe-off, respectively. The experimental brace is comprised of a single cloth piece and steel spring that fits over the foot and 1/3 of the distal region of the tibia (Figure 1). EMG activity was captured by an EMG system (*EMG System do Brasil*), composed of 16 channels, with a frequency band filter between 20-500Hz, amplifier with 100X gain and self-adhesive, disposable passive surface electrodes with a coupled 20x pre-amplifier (Medtrace). Following verification with an Ibramed TENS, the electrodes were placed on the motor point of the muscles assessed. The vertical ground reaction forces were captured by two platforms juxtapose (*EMG System do Brasil*) and was available in two moments, during at heel-on and at toe-off



Fig. 1 The experimental brace

RESULTS

The mean EMG signals of the muscles revealed no significant differences. The soleus muscle

exhibited the greatest increase in mean EMG activity with the brace (-4.47 ± 2.10) in comparison to without the brace (-3.98 ± 1.15), but the difference did not achieve statistical significance ($p > 0.05$).

DISCUSSION

When using the brace, the participants exhibited slight, non-significant increase in mean EMG activity in the anterior tibial when compared to non-use of the brace. The soleus muscle exhibited the greatest increase in mean EMG activity, during at toe-off (although also nonsignificant), which was expected due to the fact that the steel spring to resulted in the increase in the plantar flexion because with the steel spring the dorsiflexion was aided, but also increased resistance in the plantar flexion.

REFERENCES

- [1] Jonkers et al (2009) *Gait Posture*, 29 :129-137
- [2] Pohl et al (2006) *Clin. Rehabil*, 20(4):324-330

ANEXO F

Produções durante o mestrado: *Estágios Realizados no exterior*

1 – Estágio realizado de *29 de junho – 03 de julho, 2009* na Universidade de Bologna no “Laboratório Analisi Del Movimento” – Istituti Ortopedici Rizzoli di Bologna, Itália.

2 – Estágio realizado de *06 de julho – 10 de julho, 2009* na Fondazione Salvatore Maugeri – “Clinica Del Lavoro e della Riabilitazione”, Veruno, Itália.



SERVIZIO SANITARIO REGIONALE
EMILIA-ROMAGNA
Istituti Ortopedici Rizzoli di Bologna

Istituto di ricovero e cura a carattere scientifico



San Matteo in Bologna
Azienda Ospedaliera I.R.C.C.S.

Laboratorio Analisi del Movimento Tel: 39 51 63.66.571
Direttore Prof. Sandro Giannini Fax: 39 51 63.66.561

Bologna, July 3 2009

This is to certify that:

Rafael Vital Costa

Attended The Movement Analysis Laboratory of the Istituto Ortopedico Rizzoli in the period

June 29 2009 – July 3 2009 for research activities

Prof. Maria Grazia Benedetti



FONDAZIONE SALVATORE MAUGERI
CLINICA DEL LAVORO E DELLA RIABILITAZIONE

D.P.R. 991/DF 15-6-1965
I.R.C.C.S.

Sede legale e amministrativa:
Via Salvatore Maugeri 4, 27100 Pavia Italy
Tel. 0382 592504 Fax 0382 592576
www.fsm.it
C.F.e P.IVA 00305700189
Registro Persone Giuridiche Private
della Regione Lombardia n. 432

Istituto Scientifico di Veruno

DIREZIONE

Via per Revislate 13
28010 Veruno (NO)
E-mail: direzione.veruno@fsm.it
Tel. 0322 884711
Fax 0322 884816

10.07.2009

Istituti Scientifici:

PAVIA 27100
- Sede di
Via Salvatore Maugeri 10
- Sede di Via Palestro 26
Tel. 0382 5921
Fax 0382 592081
- Sede di Via Boezio 28
Tel. 0382 5931
Fax 0382 593081

MILANO
- Sede di
Via Clefi 9 (cap 20146)
Tel. 02 43069511
Fax 02 43069529
- Sede di
Via Camaldoli 64
(cap 20138)
Tel. 02 507259
Fax 02 50725201

MONTESCANO
27040 (PV)
Via per Montescano
Tel. 0385 2471
Fax 0385 61386

LISSONE
20035 (MI)
Via Mons. Bernasconi 16
Tel. 039 4657235
Fax 039 4657234

LUMEZZANE
25066 (BS)
Via Mazzini 129
Tel. 030 8253011
Fax 030 8920262

TRADATE
21049 (VA)
Via Roncaccio 16
Tel. 0331 829111
Fax 0331 829555

CASTEL GOFFREDO
46042 (MN)
Via Ospedale 36
Tel. 0376 77471
Fax 0376 779886

VERUNO 28010 (NO)
Via per Revislate 13
Tel. 0322 884711
Fax 0322 884816
Sede distaccata di Torino
Casa di Cura Major
TORINO 10124
Via Santa Giuffa 60
Tel. 011 8151611
Fax 011 8171864

NERVI 16167 (GE)
Genova-Nervi
- Sede di Via Missolungi 14
- Sede di Via Val Cismon 7
Tel. 010 307911
Fax 010 30791269

CASSANO DELLE MURGE
70020 (BA)
Via per Mercadante Km 2
Tel. 080 7814111
Fax 080 7814310

TELESE TERME
82037 (BN)
Via Bagni Vecchi 1
Tel. 0824 909111
Fax 0824 909614

*Laboratori di
medicina del lavoro
e igiene industriale:*

PAVIA 27100
Via Salvatore Maugeri 10
Tel. 0382 592300
Fax 0382 592072

CASSANO DELLE MURGE
70020 (BA)
Via per Mercadante Km 2
Tel. 080 7814111
Fax 080 7814310

PADOVA 35127
Via Svizzera 16
Tel. 049 8064511
Fax 049 8064555

Con la presente si attesta che il Dr. Rafael Vital Costa ha frequentato la Divisione di Recupero e Rieducazione Funzionale (Laboratorio di Analisi del Cammino) del nostro Istituto dal 06/07/2009 al 10/07/2009 per aggiornamento professionale.

Si rilascia in carta libera, su richiesta dell'interessato, per gli usi consentiti dalla Legge.

Dr. Stefano Boni
Direttore Sanitario



ANEXO G

Patente da Órtese experimental

ÓRTESE EXPERIMENTAL

A AFO em questão foi desenvolvida e patenteada durante o estudo (protocolo 018090022818).

“ÓRTESE TORNOZELO-PÉ PARA PACIENTES QUE SOFRERAM ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO”. Patente de invenção que é compreendida por uma parte colocada diretamente no pé contendo os seguintes compartimentos: borracha látex (solado) [1]; couro (vaqueta fino) [2]; couro (vaqueta grosso) [3]; velcro, esta presente na parte do calcanhar e do peito do pé para fixação da mesma no pé do paciente [4]; (cola de sapato) e (linha de costurar sapato encerada) [5] e [6], respectivamente; três argolas fundidas de aço (duas estão posicionadas na parte lateral para fixação do velcro e uma está posicionada na região entre quarto e quinto dedos do pé acometido para colocação da mola de aço) [7]; e mola de aço [8]. A parte que entra em contato com 1/3 distal do osso tibial (canela) apresenta os seguintes compartimentos: couro (vaqueta, espessura 2,5 mm) [9]; algodão (reveste parte interna) [10]; tecido neoprene reveste toda a área externa desta parte [11]; velcro serve para fixação desta parte na perna do paciente [4]; duas argolas (em forma de gancho) [12]; três argolas para fixação do velcro na perna do paciente [7]; e dois rebites (um de cada lado) [13] que une as duas partes.



Figura- Órtese experimental de tornozelo-pé (AFOe)