

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
INSTITUTO DE PSICOLOGIA

LIRIA AKIE OKAI

INFLUÊNCIA DO MÚSCULO *FLEXOR DIGITORUM  
BREVIS* (FDB) NA POSTURA ORTOSTÁTICA

SÃO PAULO  
2006

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

LIRIA AKIE OKAI

INFLUÊNCIA DO MÚSCULO *FLEXOR DIGITORUM  
BREVIS* (FDB) NA POSTURA ORTOSTÁTICA

Tese apresentada ao Instituto de  
Psicologia da Universidade de São  
Paulo para obtenção do título de  
Doutora em Psicologia

Área de Concentração: Neurociência e  
Comportamento

Orientador: Prof. Dr. André Fábio  
Kohn

SÃO PAULO  
2006

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Catálogo na publicação  
Serviço de Biblioteca e Documentação  
Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo

Okai, Liria Akie.

Influência do músculo *flexor digitorum brevis* (FDB) na postura ortostática / Liria Akie Okai; orientador André Fábio Kohn. -- São Paulo, 2006.

79 p.

Tese (Doutorado – Programa de Pós-Graduação em Psicologia. Área de Concentração: Neurociências e Comportamento) – Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo.

1. Postura 2. Eletromiografia 3. Cinética 4. Pé 5. Estimulação elétrica I. Título.

RA781.5

## FOLHA DE APROVAÇÃO

Liria Akie Okai

*Influência do músculo Flexor Digitorum Brevis (FDB) no controle da postura ortostática.*

Tese apresentada ao Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutora em Psicologia

Área de Concentração: Neurociência e Comportamento

Aprovado em: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_.

### Banca Examinadora

Prof. Dr. \_\_\_\_\_.

Instituição: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_.

Instituição: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_.

Instituição: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_.

Instituição: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_.

Instituição: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

*“(...) Venho do jardim, onde a olhar o céu, fui, adormeci. Quando despertei, cheirava a jasmim que um anjo esfolhava por cima de mim...”.*

*Vinícius de Moraes*

*Dedico este trabalho aos meus pais, Shozo (in memoriam) e Yemiko Okai, e ao meu irmão Carlos Keiji Okai por serem meu alicerce em todas as etapas da minha vida.*

## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. André Fabio Kohn por ser minha referência como pesquisador, por acreditar em mim e pela confiança, amizade, apoio e paciência em todos esses anos de aprendizado.

Ao Prof. Sérgio Mingrone por ser “nem melhor, nem pior, apenas diferente” e uma referência máxima para mim como profissional, amigo e espelho em todos os momentos...

Ao Prof. Dr. Marcos Duarte pela amizade e “consultorias” em todas as horas.

Ao Prof. José Ângelo Barela pelo apoio, iniciativa, paciência e com uma pontinha de esperança de que ainda vamos conseguir fazer aquele experimento...

A Profa. Dra. Odete de Fátima Durigon (*in memoriam*) por me ensinar e acreditar na fisioterapia.

A Profa. Dra. Clarice Tanaka e aos fisioterapeutas Cássio Marinho Siqueira e Gabriel Bueno Lahoz Moya por me permitirem o uso da plataforma móvel.

A toda a minha família, que são muitos, mas, que sabem que eu os amo e não estaria aqui se não fosse vocês.

Ao meu marido e grande amor da minha vida, Rodrigo Affonso de Albuquerque Nóbrega, pelo companheirismo e apoio constante. As minhas conquistas são as suas conquistas...

A todos os integrantes do Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB/EPUSP) por esses 10 anos de convivência, aprendizado e amizade.

À minha companheira de todas as horas, Eugênia Casella Tavares de Mattos, por TUDO...

Aos meus colegas Sandro Miquelleti e Rinaldo Mezzarane que me auxiliaram tanto na coleta como na análise dos dados.

Aos amigos que convivo todos os dias na UNISA, com vocês aprendi como é fácil e gostoso viver...

Aos integrantes do Grupo de estudo em Postura e Marcha (GPM/UNISA), sem vocês não haveria razão da minha pesquisa.

A todos os meus amigos, que graças, não caberiam aqui nesta folha... AMO vocês...

A todos os voluntários e pacientes. Sem eles não seria possível a realização deste trabalho.

*“(...) Se todos fossem no mundo iguais a você...”.*

*Tom Jobim & Vinícius de Moraes*

*“É na experiência da vida que o homem evolui”*  
*Harvey E. Lewis*



## Resumo

OKAI, L.A. **Influência do músculo *Flexor Digitorum Brevis* (FDB) no controle da postura ortostática.** 2005. 79 f. Tese (Doutorado)- Departamento de Neurociência e Comportamento/Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006

A postura ortostática consiste na manutenção da projeção do centro de gravidade dentro da base de suporte dos pés. Esta simplicidade aparente esconde a enorme complexidade desta postura básica, uma vez que é através dela que outras atividades motoras são passíveis de serem realizadas. Para assegurar uma boa regulação da postura, o sistema de controle neural depende dos componentes de organização sensorial, biomecânico e de coordenação motora. Portanto, além da interpretação das informações sensoriais é extremamente importante analisar o controle das contrações musculares, ou mesmo, das sinergias. Os músculos do pé são co-ativos com os músculos da perna durante várias atividades motoras, como a postura ou a marcha. E, apesar da postura ser um tema bastante discutido e amplo, surpreendentemente pouca atenção tem sido devotada ao papel dos músculos do pé, principalmente na postura ortostática. Este estudo avaliou o papel do músculo *Flexor Digitorum Brevis* na postura ortostática. Esta avaliação foi realizada através: i) da análise dos efeitos de uma contração sustentada deste músculo sobre a postura ereta quieta; ii) da quantificação destes efeitos através de uma relação com o *Sóleus* e finalmente, iii) de uma análise da função do FDB durante perturbações horizontais na postura ortostática. Resultados mostram que o FDB tem a capacidade de alterar a posturografia estática principalmente na situação de olhos fechados e possui uma relação de aproximadamente 5,5 % em relação ao *Sóleus*, mostrando a sua importância, considerando a área de secção transversa destes músculos. A atividade funcional durante perturbações horizontais mostrou que além do FDB estar presente em todas as direções do deslocamento dado, ele apresentou um aumento da sua atividade eletromiográfica pós-estímulo e concomitante uma diminuição da atividade do *Sóleus*. Estes dados mostram que o músculo *Flexor Digitorum Brevis* tem um efeito direto sobre o Centro de Pressão e uma potencial influência no sistema de controle postural. Os efeitos mecânicos do músculo *Flexor Digitorum Brevis* podem e devem ser úteis na reabilitação postural e podal.

**Palavras-chave:** Postura, Eletromiografia, Cinética, Pé, Estimulação elétrica

## Abstract

OKAI, L.A. **Influência do músculo *Flexor Digitorum Brevis* (FDB) no controle da postura ortostática.** 2005. 79 f. Tese (Doutorado)- Departamento de Neurociência e Comportamento/Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005

Postural control is the ability to maintain equilibrium in a gravitational field by keeping the center of body mass over its base of support. This simple activity hides a very complex postural control. The ability to maintain stability in stance is based on which motion can originate. The postural control system involves the complex organization of many senses, biomechanics components and motor coordination. Therefore, the effectiveness of postural control system depends on the availability and integrity of both various sensory inputs and motor outputs. Leg and foot muscles were recruited together during daily activities as posture and gait. Surprisingly little attention has been devoted to the role played by the intrinsic muscles of the human foot during stance. The aim of this work is quantify the activity of the foot muscle (*Flexor Digitorum Brevis*) during stance. The present study will analyze: i) the effects of external electrical muscle contraction at Center Of Pressure (COP); ii) quantify these effects through a ratio between the activity of the FDB and the *Soleus*; iii) the role of FDB at horizontal perturbation at stance posture. Results show FDB as a muscle that can change static posture especially without visual input. 5.5% is the ratio between the sagittal moments of FDB and *Soleus*. The functional analysis during the horizontal perturbations shows the activity of FDB on both evaluated horizontal directions. Moreover, the electromyographic activity of this muscle increased and *Soleus* decreased after the perturbation. These results show the direct effect through COP by the *Flexor Digitorum Brevis* and consequently action at postural control. The mechanical effects of FDB can be a tool to provide information of the postural and podal rehabilitation.

**Key-words:** posture, electromyography, kinetic, foot, electrical stimulation

## LISTA DE FIGURAS

Figura 3. 1 - Figura ilustrativa do esquema experimental utilizado. Os pontos circulares equivalem aos eletrodos de eletromiografia e a placa representa a plataforma de força. ....	10
Figura 3. 2- Posicionamento dos eletrodos de captação, em um dos membros inferiores, dos sinais eletromiográficos dos músculos: FDB (A), TA (B), VM (C) e Sol (D) (adaptado de NETTER (1995))......	11
Figura 3. 3 – Foto ilustrativa do eletrodo de captação de superfície (MATTOS, 2003). ....	12
Figura 3. 4 – Foto ilustrativa do eletrodo de estimulação de barra utilizado para estimular o nervo plantar medial (MATTOS, 2003). ....	13
Figura 3. 5 - Esquema ilustrativo do padrão de estímulos utilizado para gerar uma contração no músculo FDB. ....	14
Figura 3. 6 – Foto dos membros inferiores de um dos sujeitos com todos os eletrodos de EMG e o eletrodo de estimulação do nervo plantar medial do membro inferior direito, indicado pela seta vermelha. ....	15
Figura 3. 7– Sinais eletromiográficos dos músculos analisados neste experimento. Observe o artefato de estímulo presente em todos os sinais. ....	22
Figura 3. 8– Gráfico ilustrativo do processamento para retirada dos artefatos de estímulo. O gráfico traz uma comparação entre os sinais sem e com processamento. ....	22
Figura 3. 9- Gráfico do EMG do músculo FDB, do membro inferior esquerdo, reamostrado e filtrado. ....	23
Figura 3. 10- Foto do aparato experimental em um dos sujeitos com todos os eletrodos de EMG e o eletrodo de estimulação do NT, indicado pela seta vermelha. ....	25
Figura 3. 11 - Foto ilustrativa dos eletrodo de estimulação utilizado para estimulação no nervo tibial (MATTOS, 2003). ....	25
Figura 3. 12- Figura ilustrativa do esquema experimental utilizado. Os pontos circulares equivalem aos eletrodos de eletromiografia e a placa representa a plataforma móvel. ....	27
Figura 3. 13 – Esquema ilustrativo da plataforma móvel. O desenho superior mostra o sujeito antes do deslocamento. As figuras inferiores mostram o sujeito após a perturbação. A seta inferior indica a direção do deslocamento horizontal da plataforma e as setas superiores à direção da inclinação do sujeito. ....	28
Figura 3. 14- Figura ilustrando a atividade eletromiográfica de um dos sujeitos com deslocamento da plataforma anteriormente com o sujeito com os OF. O gráfico superior corresponde ao EMG não processado e o gráfico inferior ao EMG retificado (azul) e filtrado (vermelho). O gráfico a direita corresponde somente a um aumento da escala de visualização do gráfico à esquerda. ....	29

- Figura 3. 15 - Figura ilustrando o valor de 3 desvios padrões da atividade basal existente antes da perturbação de um dos sujeitos. O gráfico à direita corresponde somente a um aumento da escala de visualização do gráfico à esquerda..... 30
- Figura 4. 1- Superposição dos registros de deslocamentos antero-posterior do COP em um sujeito. Os traços superiores, médios e inferiores correspondem aos paradigmas SE, EM e EC, respectivamente. O traço azul corresponde à situação de OA e o traço vermelho aos OF. .... 31
- Figura 4. 2 – Sobreposição do trem de estímulos e o COP\_AP de um dos sujeitos durante o EM na situação de OA. O gráfico à D corresponde a uma visualização em maior escala. .... 32
- Figura 4. 3- Gráfico ilustrativo da curva de densidade normal dos dados obtidos do cop\_ap, no paradigma EM (OA). .... 33
- Figura 4. 4 - Superposição dos FFTs dos registros de deslocamentos antero-posterior do COP em um sujeito. Os traços superiores, médios e inferiores correspondem aos paradigmas SE, EM e EC, respectivamente. O traço azul corresponde à situação de OA e o traço vermelho aos OF. .... 34
- Figura 4. 5 – Medidas no domínio do tempo da estabilidade postural baseadas no COP\_AP durante os três paradigmas e nas duas situações visuais: (a) RMS, (b) Distância Média (Dm), (c) Distância Máxima (MaxD), (d) Velocidade Média (Vm), (e) Frequência Média (Mfreq) segundo Prieto *et. al.*(1995), e (f) Frequência Média (FM) a partir do espectro de frequência. .... 37
- Figura 4. 6- Boxplot dos dados obtidos do cop\_ap nos três paradigmas. O ponto indicado por + encontrado no paradigma SE com os OA, indica que um dos valores que está fora do padrão. .... 38
- Figura 4. 7 – Gráfico das médias das autocovariâncias do COP\_AP nos 10 sujeitos. Os gráficos a e b correspondem à situação de OA e OF respectivamente. Os gráficos à direita correspondem somente a uma visualização em maior escala. O sinal azul corresponde ao paradigma Sem Estímulo (SE), o vermelho ao Estímulo Motor (EM) e o preto ao Estímulo Motor (EC). .... 39
- Figura 4. 8 - Gráfico das médias das análise em frequência (FFT) dos COP\_APs nos diferentes paradigmas nos 10 sujeitos. O Gráfico a) corresponde ao paradigma SE (em azul) e EM (em vermelho) com os olhos abertos, o Gráfico b) corresponde ao EM (vermelho) e ao paradigma EC (preto) com os olhos abertos e, os Gráficos c e d correspondem aos mesmos paradigmas respectivamente mas, com os olhos fechados . .... 40
- Figura 4. 9 - Gráfico das médias das promediações dos EMGs no trecho pós- estímulo dos 10 sujeitos, a=SE, b=EM, c=EC. O gráfico d corresponde a um aumento da escala de visualização do gráfico c. .... 41
- Figura 4. 10- Gráfico do tipo box plot da média dos valores RMS normalizados obtidos nos músculos FDBs em todos os paradigmas nos 10 sujeitos. a) FDB do membro inferior Direito (D) com os OA, b) FDB do membro inferior D com os OF, c) FDB do membro inferior Esquerdo (E) com os OA, d) FDB do membro inferior E com os OF. O sinal (+) indica os valores mais dispersos. .... 42
- Figura 4. 11 – Gráfico da média da covariância cruzada entre o COP\_AP e o trem de estímulos dado nos 10 sujeitos. O sinal azul corresponde ao paradigma SE,

vermelho ao EM e preto ao EC, a faixa em verde indica o intervalo de confiança de 95%. Os gráficos a) e b) correspondem às situações de OA e OF, respectivamente. Os gráficos à direita são somente um aumento de escala, para melhor visualização. ....	43
Figura 4. 12 - Gráfico da covariância cruzada entre o COP_AP e o trem de estímulos dado branqueados. O sinal azul corresponde ao paradigma SE, vermelho ao EM e preto ao EC, a faixa em verde indica o intervalo de confiança de 95%. Os gráficos a e b correspondem às situações de OA e OF, respectivamente. Os gráficos à direita são somente um aumento de escala, para melhor visualização. ....	44
Figura 4. 13 - Gráficos com as médias das covariâncias cruzadas antes (superior) e pós branqueamento(inferior) entre o COP_AP e o músculo FDBD durante o SE com os Olhos Abertos. ....	46
Figura 4. 14- Gráficos com as médias das covariâncias cruzadas entre o COP_AP e os músculos FDB e TA. Os gráficos a e b correspondem a essas covariâncias no membro inferior D nas situações de OA e OF, respectivamente. Os gráficos à direita da Figura são somente um aumento de escala, para melhor visualização. ....	47
Figura 4. 15- Gráficos com as médias das covariâncias cruzadas entre o COP_AP e os músculos FDB e VM. Os gráficos a e b correspondem a essas covariâncias no membro inferior D nas situações de OA e OF, respectivamente. Os gráficos à direita da Figura são somente um aumento de escala, para melhor visualização. ....	48
Figura 4. 16 - Gráficos com as covariâncias cruzadas entre o COP_AP e os músculos FDB e Sol. Os gráficos a e b correspondem a essas covariâncias no membro inferior D nas situações de OA e OF, respectivamente. Os gráficos à direita da Figura são somente um aumento de escala, para melhor visualização. ....	49
Figura 4. 17 - Gráficos com a média das covariâncias cruzadas antes (superior) e pós branqueamento(inferior) entre o COP_AP e o músculo FDBD durante a EM com os Olhos Abertos. O gráfico à direita corresponde somente a um aumento de escala, para melhor visualização. ....	49
Figura 4. 18 - Gráficos com a média das covariâncias cruzadas antes (superior) e pós branqueamento(inferior) entre o COP_AP e o músculo FDBD durante a EM com os Olhos Fechados. O gráfico à direita corresponde somente a um aumento de escala, para melhor visualização. ....	50
Figura 4. 19 - Gráficos com as médias das covariâncias cruzadas (antes e pós branqueamento) entre o COP_AP e os músculos FDB e TA, ambos correspondentes ao membro inferior direito, durante a EM. Os gráficos a esquerda da Figura correspondem a situação de OA (a) e de OF (b). Os gráficos à direita correspondem somente a um aumento de escala, para melhor visualização. ....	51
Figura 4. 20- Gráficos com as médias das covariâncias cruzadas (antes e pós branqueamento) entre o COP_AP e os músculos FDB e VM, ambos correspondentes ao membro inferior direito, durante a EM. Os gráficos a esquerda da Figura correspondem a situação de OA (a) e de OF (b). Os	

gráficos à direita correspondem somente a um aumento de escala, para melhor visualização. ....	52
Figura 4. 21 - Gráficos com as covariâncias cruzadas (antes e pós branqueamento) entre o COP_AP e os músculos FDB e Sol, ambos correspondentes ao membro inferior direito, durante a EM. Os gráficos à esquerda da Figura correspondem a situação de OA (a) e de OF (b). Os gráficos à direita correspondem somente a um aumento de escala, para melhor visualização. ....	53
Figura 4. 22 - Gráficos com as médias das covariâncias cruzadas (antes e pós branqueamento) entre o COP_AP e o músculo FDB, ambos correspondentes ao membro inferior direito, durante a EC. O gráfico a corresponde à situação de OA e b de OF. ....	54
Figura 4. 23 - Gráficos com as médias das covariâncias cruzadas (antes e pós branqueamento) entre o COP_AP e os músculos FDB e TA, ambos correspondentes ao membro inferior direito, durante a EC com os OA. O gráfico à direita corresponde somente a um aumento de escala, para melhor visualização. ....	54
Figura 4. 24- Gráfico com as médias da covariância cruzada (antes e pós branqueamento) entre o COP_AP e os músculos FDB e TA, ambos correspondentes ao membro inferior esquerdo, durante a EC com os OF. Note que não há presença de covariância no gráfico pós branqueamento. ....	55
Figura 4. 25 - Gráficos com as médias da covariâncias cruzadas (antes e pós branqueamento) entre o COP_AP e os músculos FDB e VM, ambos correspondentes ao membro inferior direito, durante a EC com os OF. O gráfico à direita corresponde somente a um aumento de escala, para melhor visualização. ....	55
Figura 4. 26 - Gráficos com as médias das covariâncias cruzadas (antes e pós branqueamento) entre o COP_AP e os músculos FDB e Sol, ambos correspondentes ao membro inferior direito, durante o EC. Os gráficos à esquerda da Figura correspondem à situação de OA (a) e de OF (b). Os gráficos à direita correspondem somente a um aumento de escala, para melhor visualização. ....	56
Figura 4. 27 –Gráficos mostrando as médias das ondas $M_{m\acute{a}x}$ do músculo FDB de 10 sujeitos (bilateralmente). ....	57
Figura 4. 28- Gráficos mostrando as médias das ondas $M_{m\acute{a}x}$ do músculo <i>Sóleus</i> de 10 sujeitos (bilateralmente). ....	58
Figura 4. 29- Gráficos das médias dos EMGs do FDB e do Sol bilateral durante a estimulação. A Figura a) corresponde a atividade eletromiográfica durante a estimulação no NPM, enquanto a b) indica a estimulação do NT. ....	58
Figura 4. 30 – Gráfico dos momentos, no plano sagital, gerados pelas ondas M máxima do FDB e Sol. O gráfico à direita corresponde a um aumento da escala de visualização do gráfico à esquerda. ....	59
Figura 4. 31- Sinais eletromiográficos do músculo FDB em ambos os membros inferiores de um dos sujeitos. A legenda indica o paradigma utilizado, onde NPM corresponde a $M_{m\acute{a}x}$ do FDB através da estimulação no Nervo Plantar Medial e NT a $M_{m\acute{a}x}$ do <i>Sóleus</i> através da estimulação do Nervo Tibial. ....	60

Figura 4. 32 – Gráficos com a atividade eletromiográfica retificada dos músculos FDB, TA e Sóleus de um sujeito com os OA durante o deslocamento anterior da plataforma. A linha tracejada vermelha corresponde a 3 desvios padrão da atividade basal correspondente antes da perturbação. ....	60
Figura 4. 33 – EMG retificado e filtrado do FDB e do Sol em um dos sujeitos na situação de OF com o deslocamento da plataforma para trás e conseqüente inclinação anterior do corpo. ....	61
Figura 4. 34 - Gráficos com a atividade eletromiográfica sem processamento dos músculos FDB, TA e Sóleus de um sujeito com os OF durante o deslocamento anterior da plataforma. Observe uma diminuição da atividade do músculo Sol antes e depois da perturbação. O gráfico à direita corresponde a um aumento da escala de visualização do gráfico à esquerda. ....	62
Figura 5. 1- O esquema descreve a circuitaria hipotética descrita por (ABBRUZZESE <i>et al.</i> , 1996). Nela, as fibras Ia do FDB, ativadas pela estimulação do NPM, evoca uma resposta multisináptica no Sol: i) excitatória (superior na Figura) e ii) inibitória de curta latência. Outra fonte de <i>input</i> inibitório seria as informações cutâneas da pele (centro inferior). ....	64

## LISTA DE TABELAS

Tabela 4. 1- Medidas (média e desvio padrão) de estabilidade postural baseadas no COP-AP nos três paradigmas (SE, EM e EC) e nas duas situações (OA e OF).....	33
Tabela 4. 3 – Porcentagem (média e desvio padrão) de alteração da estabilidade postural nas duas situações (OA e OF). .....	35
Tabela 4. 4 – Relação entre os dois fatores analisados: tipo de estimulação (SE, EM e EC) e visão (OA e OF). .....	36



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	Análise de Variância
CEPH	Comitê de Ética e Pesquisa em Humanos
COM	<i>Centre of Mass</i> (Centro de Massa)
COP	<i>Centre of Pressure</i> (Centro de Pressão)
COP_AP	Direção Antero-Posterior do COP
DC	<i>Direct Current</i>
Dm	Distância Média (cm)
EC	Estimulação Cutânea
EM	Estimulação Motora
EMG	Eletromiograma
FDB	<i>Flexor Digitorum Brevis</i> (Flexor Curto dos Dedos)
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i> (Transformada Rápida de Fourier)
FM	Frequência Média
M	Resposta Motora
MaxD	Distância Máxima (cm)
MFREQ	Frequência Média (com base numa senóide)
MID	Membro Inferior Direito
MIE	Membro Inferior Esquerdo
M <sub>máx</sub>	Resposta Motora Máxima
MN	Motoneurônios
My	Momento no plano Sagital
NPM	Nervo Plantar Medial
NT	Nervo Tibial
OA	Olhos Abertos
OF	Olhos Fechados
PSD	Densidade Espectral de Potência
RMS	<i>Root Mean Square</i>
SE	Sem Estimulação
SNC	Sistema Nervoso Central
Sol	Sóleus
TA	Tibial Anterior

VM

Vasto Medial

Vm

Velocidade Média (cm/s)

## SUMÁRIO

I.	Introdução.....	1
II.	Objetivo.....	8
III.	Materiais e Métodos.....	9
	3.1. Efeitos da contração induzida do músculo FDB sobre a postura ortostática.....	9
	3.2. Relação entre os momentos no plano sagital (My) gerados pelas ondas M máximas dos músculos Sóleus e FDB.....	24
	3.3. Comportamento do músculo FDB durante perturbações horizontais de deslocamento.....	26
IV.	Resultados.....	31
	4.1. Efeitos da contração induzida do músculo FDB sobre a postura ortostática.....	31
	4.2. Relação entre os momentos no plano sagital (My) gerados pelas ondas M máximas dos músculos Sóleus e FDB.....	56
	4.3. Comportamento do músculo FDB durante perturbações horizontais de deslocamento.....	60
V.	Discussão.....	63
	5.1. Efeitos da contração induzida do músculo FDB sobre a postura ortostática.....	63

5.2. Caracterização das alterações do COP_AP .....	65
5.3. FDB como um músculo auxiliar no torque extensor .....	67
5.4. Efeitos da estimulação cutânea.....	68
5.5. FDB: ação no ajuste fino da postura ereta.....	70
VI. Conclusão.....	74
Referências Bibliográficas .....	75
APÊNDICE .....	80

## I. Introdução

A postura ortostática consiste na manutenção, no plano de apoio, da projeção do centro de gravidade dentro da base de suporte dos pés. Esta simplicidade aparente esconde a enorme complexidade envolvida no controle desta postura básica, uma vez que é através dela que outras atividades motoras são passíveis de serem realizadas (HADDERS-ALGRA *et al.*, 1996; VAN SOEST *et al.*, 2003; CORBEIL *et al.*, 2004). Nesta posição há uma instabilidade inerente uma vez que é um sistema com múltiplos segmentos flexíveis e com o centro de massa alto projetado numa pequena base de suporte relativa (MASANI *et al.*, 2006).

O sistema postural deve ser capaz de realizar principalmente três tarefas: manter a postura ereta, mesmo com a ação da gravidade; possibilitar respostas antecipatórias ao movimento, uma vez que se necessita deste tipo de resposta quando se deseja realizar uma atividade; e deve ser adaptativo. Todas essas tarefas devem ainda considerar o uso de um número mínimo e suficiente de músculos e os movimentos devem ser organizados de tal forma a serem independentes de decisões suprsegmentares para conseguir este controle (NASHNER; MCCOLLUM, 1985).

A postura ereta quieta é instável por natureza. Devido à ação da gravidade o corpo tende a se projetar para frente e como resposta a este deslocamento, um torque corretivo é gerado para conter esta desestabilização. Este processo contínuo de correção e adaptação é conhecido como oscilação espontânea (“*spontaneous sway*”). Essa oscilação pode ser

caracterizada por movimentos do centro de pressão medidos por uma plataforma de força (MAURER; PETERKA, 2005). Considerando o modelo do pêndulo invertido (WINTER *et al.*, 1998; MORASSO; SCHIEPPATI, 1999; PETERKA, 2000; MASANI *et al.*, 2006), o torque na articulação do tornozelo é extremamente necessário para estabilizar o corpo durante a postura ereta e, pode ser gerado ativa ou passivamente. Os componentes do torque passivo são resultantes da tensão/rigidez produzido pelo tônus muscular e pela rigidez de tecidos adjacentes, como os ligamentos e tendões (WINTER *et al.*, 1998). Entretanto, a estabilização da postura quieta somente pelo torque passivo é uma atividade de extremo desafio e, um componente ativo é necessário para manter a estabilidade (MORASSO; SCHIEPPATI, 1999). O componente do torque ativo é produzido pelo Sistema Nervoso Central (SNC), que modula e controla a contração muscular em função da cinemática de todo o corpo e também da oscilação espontânea do corpo que pode ser influenciada por distúrbios externos (MASANI *et al.*, 2003).

Para assegurar uma boa regulação da postura, o sistema de controle neural depende de informações multisensoriais oriundas da retina, do sistema vestibular e do sistema somestésico (DIETZ *et al.*, 1988; WINTER, 1995; MORASSO; SCHIEPPATI, 1999; ROUGIER, 2003; CORNILLEAU-PÉRÈS *et al.*, 2005). O sistema vestibular fornece informações sobre a aceleração linear e angular a partir de movimentos e posições da cabeça no espaço (DIETZ *et al.*, 1988; FITZPATRICK *et al.*, 1996). O sistema somatossensitivo (proprioceptivo, cutâneo e receptores articulares) fornece informações sobre a posição e a velocidade de todos os segmentos do corpo, em referência à gravidade e às diferentes superfícies de apoio (meio externo) (BLOEM *et al.*, 2000; DUYSSENS *et al.*, 2000). E finalmente, o sistema visual provê dados referentes à posição e aos movimentos da cabeça e do corpo em relação aos objetos circunjacentes.

Muitos são os trabalhos que estudam o papel da visão na postura ortostática. Grande parte realiza experimentos com os sujeitos na postura ereta com os Olhos Abertos (OA) comparando as oscilações com os Olhos Fechados (OF) (MEYER *et al.*, 2004). Apesar de SCHIEPPATI *et al.* (1994) já terem descrito que o aumento da oscilação do centro de pressão (*Centre Of Pressure* – COP) não indica necessariamente uma instabilidade postural, muitos trabalhos como o de NASHNER e MCCOLLUM (1985) assim o consideram.

Outra característica comum encontrada nos trabalhos que estudam o controle postural, principalmente devido ao modelo do pêndulo invertido (WINTER *et al.*, 1998; MORASSO; SCHIEPPATI, 1999; PETERKA, 2000; MASANI *et al.*, 2003), é a ênfase dada aos músculos da perna como o *Sóleus* e o Tibial Anterior (BOVE *et al.*, 2003). E, apesar da postura ser um tema bastante discutido e amplo, surpreendentemente pouca atenção tem sido devotada ao papel dos músculos do pé, principalmente na postura ortostática.

Os músculos do pé são co-ativos com os músculos da perna durante várias atividades motoras, como a postura ou a marcha. Assim como o músculo *Soleus* (Sol), o músculo flexor curto dos dedos (*Flexor Digitorum Brevis* - FDB) é um músculo fisiologicamente extensor, uma vez que, na postura ereta, o efeito da sua contração também tem um momento extensor. Intuitivamente, indivíduos que permanecem na ponta dos pés, por exemplo, bailarinas ou atletas, utilizam freqüentemente o FDB e são capazes de regular o movimento de todo o seu corpo de forma a manter a estabilidade. Esta estabilidade na posição ortostática pode ser observada pelos pequenos deslocamentos da projeção do centro de massa. Entretanto, nem sempre esta pequena amplitude de deslocamento do COP indica extremo controle motor, uma vez que, pode ser mensurada tanto nestes indivíduos, como também nas populações que apresentam problemas de equilíbrio, como os pacientes portadores de Parkinson (SCHIEPPATI *et al.*, 1994; NOLAN; KERRIGAN, 2004).

Alguns estudos (SCHIEPPATI *et al.*, 1994; SCHIEPPATI;NARDONE, 1995; ABBRUZZESE *et al.*, 1996; CORNA *et al.*, 1996; MARQUE *et al.*, 2001; NARDONE; SCHIEPPATI, 2004) indicam que a atividade do FDB está altamente correlacionada com o centro de massa do corpo sugerindo então uma função estabilizadora. Parte dessa função teria como base o alto coeficiente de correlação entre os padrões eletromiográficos do FDB e do Sol durante a postura ortostática (SCHIEPPATI *et al.*, 1994), permitindo que um único comando descendente possa atuar em ambos os conjuntos de MotoNeurônios (MN), ou mesmo que os aferentes musculares de cada músculo são de alguma forma interligados centralmente o que favoreceria uma ativação mútua (ABBRUZZESE *et al.*, 1996). Ainda segundo o último autor, os aferentes dos músculos do pé estabeleceriam então conexões oligosinápticas, transmitindo vários efeitos sobre o conjunto de MN do tríceps sural. Isto nos fornece indícios de que o pé atua de forma ativa e não somente como um objeto passivo sob a perna ou um detector sensorial das condições do solo.

Os trabalhos descritos pelo grupo de Schieppati mostram esta correlação entre o FDB e o centro de massa. Entretanto, estes trabalhos focaram principalmente a atividade deste músculo numa posição não natural, diferente da postura ortostática, com uma ligeira inclinação anterior, por exemplo (SCHIEPPATI *et al.*, 1994; CORNA *et al.*, 1996; NARDONE; SCHIEPPATI, 2004). Dessa forma, o FDB se torna tonicamente ativo e, percebe-se que a sua resposta, nesta posição, é maior até que a do *Soleus*, mostrando o seu caráter estabilizador na posição inclinada, sendo responsável pelas oscilações do COP durante a postura inclinada. Portanto, os pequenos músculos do pé atuam de forma crucial na manutenção da postura inclinada, enquanto os músculos da perna fazem um papel de suporte (SCHIEPPATI *et al.*, 1994; SCHIEPPATI *et al.*, 1995). Este mesmo grupo ainda realizou estudos (NARDONE *et al.*, 1996; CORNA *et al.*, 1996; SCHIEPPATI; NARDONE, 1997) em que concluem que reflexos de média latência ocorrem através de fibras mais lentas (tipo



II) do que as que mediam os reflexos de curta latência (tipo Ia). Os receptores musculares são extremamente importantes para o controle postural (MORASSO; SCHIEPPATI, 1999). Alguns estudos indicam que as fibras do tipo II, de diâmetros menores, mas com o mesmo número de fibras do tipo Ia podem ser até mais relevantes como origem da informação utilizada pela circuitaria de controle postural. Ambos os músculos da perna e do pé são locais de reflexos posturais segmentares (SCHIEPPATI *et al.*, 1995), exatamente por causa das fibras do tipo II (SCHIEPPATI; NARDONE, 1997). Durante a manutenção da postura ereta, onde ocorrem movimentos muito lentos do corpo, é razoável que sinais advindos do comprimento muscular venham de adaptação de fusos secundários fornecendo um *input* apropriado ao SNC para detectar deslocamentos de baixa frequência, ocorrendo principalmente nos músculos da perna.

CORNA *et al.* (1996) através de um estudo sobre o efeito de uma perturbação unilateral afirma que as fibras que mediam o reflexo de média latência realizam conexões oligosinápticas cruzadas (reflexo espino-bulbo-espinhal) afetando também o membro contralateral. Quantitativamente existiram diferenças entre as amplitudes dos reflexos no membro homolateral e do contralateral. Entretanto, essas diferenças foram bem menores com relação ao músculo do pé, indicando um efeito cruzado mais forte. Esse efeito seria então responsável pelo ajuste do contato do pé com o chão quando o indivíduo se apresenta numa postura instável.

Outro aspecto interessante observado é a influência que a estimulação elétrica no nervo plantar medial (que inerva o FDB) teria sobre o Sol, indicando que seria possível uma inibição ou facilitação deste músculo através de uma ativação elétrica do FDB (ABBRUZZESE *et al.*, 1996). Um outro trabalho deste mesmo grupo (NARDONE *et al.*, 2000), descreve que não há indícios de alteração na estabilidade postural de pacientes com

polineuropatia de membros inferiores e sujeitos saudáveis, indicando uma provável inalteração do COP mesmo apresentado uma anestesia cutânea da região plantar do pé. Mas, este mesmo trabalho mostra que houve uma diferença significativa em pacientes com um maior acometimento, e que coincidentemente não apresentavam respostas motoras (onda M) do FDB.

Do ponto de vista da Física, a ativação do FDB deve ter uma ação direta sobre o COP, uma vez que, a sua contração teoricamente aumentaria a força de reação vertical do solo na região anterior do pé. Mas, antes de defini-lo como um músculo importante na postura ortostática é importante compreender o quanto ele a influencia. Um dos trabalhos mais recentes no assunto (MASANI *et al.*, 2004) realizou uma estimulação elétrica direta nos músculos do pé e concluiu que o centro de pressão tem uma relação linear com a intensidade de estímulo elétrico fornecido a estes músculos. Entretanto, este trabalho não considerou se a ativação elétrica deste músculo não influenciou de forma direta ou indireta outros músculos considerados essenciais para a manutenção da postura ortostática, como o Sol, por exemplo.

Para analisar o COP, em geral são feitas medidas no domínio do tempo e da frequência. As medidas no domínio do tempo estimam os parâmetros associados com deslocamento ou velocidade da trajetória do COP. As medidas do domínio da frequência caracterizam a área ou a forma da densidade espectral do sinal COP. Dependendo da causa da instabilidade postural medidas como a velocidade, são mais sensíveis a certas alterações, como por exemplo, a que ocorre em portadores da doença de Parkinson, em que ocorre a estabilidade reduzida. Entretanto, a razão pela qual uma determinada medida da estabilidade é melhor do que a outra ainda é desconhecida (MAURER; PETERKA, 2005).

Vários experimentos foram realizados neste trabalho para elucidar a função do músculo FDB no controle da postura ortostática. Parte dos resultados aqui descritos foi

recentemente apresentada em congressos nacional (OKAI; KOHN, 2005) e internacionais (OKAI; KOHN, 2005; OKAI; KOHN, 2006).

## II. Objetivo

O objetivo geral deste trabalho é:

- Verificar a influência do músculo *Flexor Digitorum Brevis* (FDB) no controle da postura ereta quieta em seres humanos.

Outros objetivos, mais específicos são:

- Avaliar os efeitos de uma contração sustentada do músculo *Flexor Digitorum Brevis* (FDB) na posturografia estática e a influência da visão;
- Determinar a relação entre os momentos no plano sagital (My) gerados pelas ondas M máximas dos músculos Sóleus e *Flexor Digitorum Brevis* (FDB);
- Verificar a influência do músculo FDB no controle da postura ortostática durante um deslocamento horizontal.

### III. Materiais e Métodos

Para estudar a influência do músculo *Flexor Digitorum Brevis* (FDB) na postura ortostática foram analisados diferentes paradigmas com o intuito de verificar se: i) este músculo é capaz de causar alterações na posturografia estática; ii) quantificar este efeito; e iii) verificar a sua ação numa atividade funcional.

Com este intuito foram elaborados três paradigmas experimentais, que serão descritos a seguir neste capítulo.

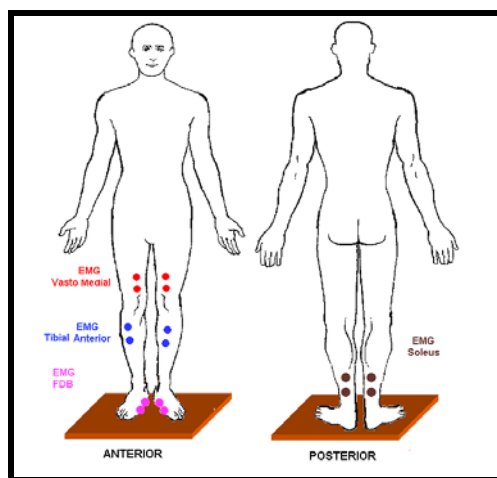
#### ***3.1. Efeitos da contração induzida do músculo FDB sobre a postura ortostática***

Inicialmente, para que se possa compreender o papel do FDB na postura ortostática, deve-se verificar o quanto este pequeno músculo é capaz de influenciar a postura ereta quieta. Para responder a essa questão foi elaborado o experimento descrito a seguir.

Este experimento foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (CEPH) do Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo. Para a sua realização, participaram deste estudo dez (10) voluntários adultos jovens, cinco (05) do sexo feminino e cinco (05) do sexo masculino, sem alteração neurológica e/ou ortopédica, com idade entre 18 e 43 anos (média±DP, 29,1±6,7), altura entre 1,63 e 1,89 m (1.7±0.1) e peso

entre 51 e 96 Kg ( $68,1 \pm 12,8$ ). Todos foram informados em relação ao experimento e aceitaram participar do estudo através do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice A).

Os dados adquiridos para a realização deste trabalho foram: sinais eletromiográficos, forças e momentos durante a postura ereta quieta. A Figura 3. 1 mostra um esquema ilustrativo do aparato experimental utilizado.

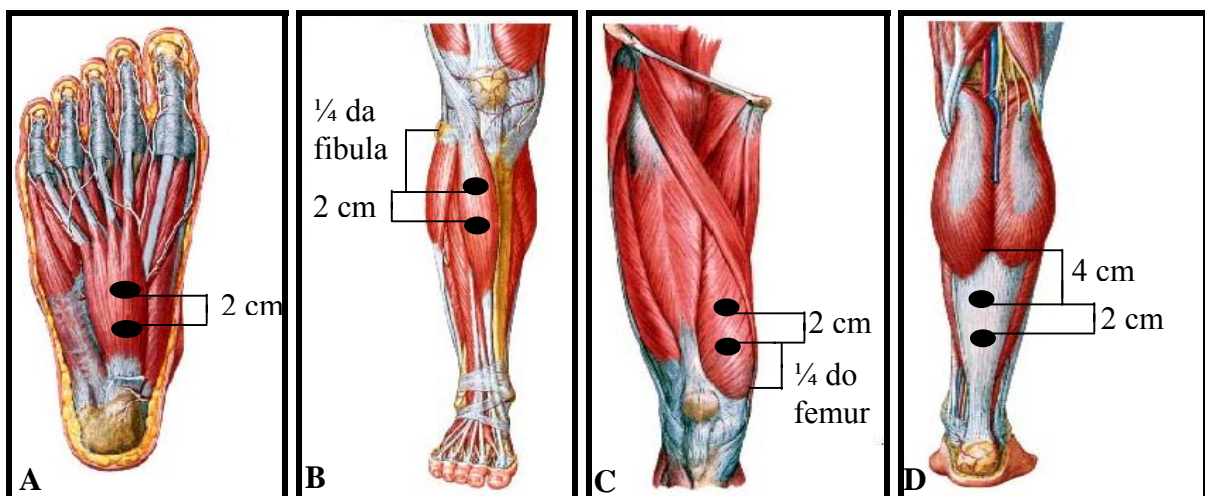


**Figura 3. 1** - Figura ilustrativa do esquema experimental utilizado. Os pontos circulares equivalem aos eletrodos de eletromiografia e a placa representa a plataforma de força.

Os sujeitos permaneceram na posição ortostática durante 70 segundos, sobre uma plataforma de força de marca AMTI (modelo OR6-7-1000) com frequência de aquisição de 100 Hz. Os primeiros dez segundos de aquisição foram apenas para um período de adaptação, uma vez que há depressões reflexas (pós-ativações) e este fenômeno persiste por pelo menos 8 segundos (MISIASZEK, 2003). A plataforma de força fornece as forças e os momentos nos três eixos do sistema de coordenadas e a partir desses dados é possível calcular o COP (WINTER, 1990).

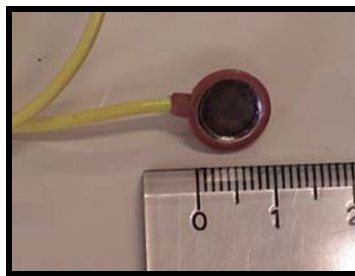
Concomitantemente, sinais eletromiográficos de ambos os membros inferiores foram adquiridos, com eletrodos de disco, dos seguintes músculos (Figura 3. 2) :

- a) FDB: com o eletrodo ativo posicionado, entre o calcanhar e a cabeça dos metatarsos, no ventre medial do músculo na região plantar do pé (NARDONE; SCHIEPPATI, 2004; SCHIEPPATI *et al.*, 1995);
- b) Tibial Anterior (TA): com o eletrodo ativo posicionado no  $\frac{1}{4}$  proximal entre a distância da cabeça da fibula e o maléolo lateral (MORIMOTO, 2003);
- c) Vasto Medial (VM): com o eletrodo ativo posicionado no  $\frac{1}{4}$  distal do fêmur acima do bordo superior da patela (MORIMOTO, 2003);
- d) Sóleus (Sol): com o eletrodo ativo posicionado a 04 cm abaixo da junção das duas cabeças do músculo gastrocnêmio (MEZZARANE; KOHN, 2002).



**Figura 3. 2-** Posicionamento dos eletrodos de captação, em um dos membros inferiores, dos sinais eletromiográficos dos músculos: FDB (A), TA (B), VM (C) e Sol (D) (adaptado de NETTER (1995)).

Para a captação dos sinais eletromiográficos destes músculos foram utilizados 2 eletrodos de superfície de Ag-Cl com 0,8 cm de diâmetro (Figura 3. 3). A distância entre o eletrodo de captação e o de referência, este sempre distal ao de captação, foi de 2 cm (entre os bordos), como se pode observar na Figura 3. 2.



**Figura 3.3** – Foto ilustrativa do eletrodo de captação de superfície (MATTOS, 2003).

A preparação da pele dos sujeitos seguiu os seguintes procedimentos:

- a) Retirada de células mortas e de gordura da pele: álcool a 90%, esfoliação através de fita adesiva preparadora de paciente para eletrodos (*3M*<sup>®</sup>);
- b) Diminuição da impedância através de um gel abrasivo (*Nuprep*<sup>TM</sup>).

Foi utilizado entre o eletrodo de captação e a pele uma pasta eletrolítica (*Crème Redux*<sup>®</sup>, da *HP*) e os eletrodos foram fixos sobre a pele, previamente preparada, através de fita adesiva do tipo micropore. Este mesmo procedimento foi utilizado com os eletrodos terra um em cada membro inferior (padrão com três cm de diâmetro e de alpaca em forma de ferradura) que foram posicionados sobre a parte mais proeminente da tíbia na região anterior das pernas. Este procedimento de colocar dois eletrodos terra diminuiu, empiricamente, a captação de ruído 60 Hz.

Para que não houvesse assimetria entre as amplitudes dos sinais, as impedâncias medidas em cada eletrodo necessariamente foram menores que 20 k $\Omega$ . Os sinais foram adquiridos por um eletromiógrafo Nihon MEB 4200 da *Nihon-Kohden* e controlados pelo sistema *DataWave* (software de aquisição, estimulação e pré-processamento). A posteriori, os sinais foram convertidos para ASCII e processados em ambiente MATLAB (versão 6.0.0.88, Math Works, Inc.).



A frequência de amostragem do EMG foi de 2500 Hz por canal. Cada sinal de EMG foi amplificado e passado por um filtro passa-banda de 10 a 500 Hz.

Os sujeitos foram então submetidos a três paradigmas na posição ortostática: Sem Estimulação (SE), com Estimulação Motora (EM) e com Estimulação Cutânea (EC). Cada paradigma apresentou ainda duas condições: com os Olhos Abertos (OA) e com os Olhos Fechados (OF). Devido ao grande número de variáveis (três tipos de paradigmas em duas condições) este experimento teve duração média de 180 minutos e, optou-se por realizar somente duas aquisições em cada condição, desta forma, minimizando o tempo em que o voluntário permanece sob o experimento.

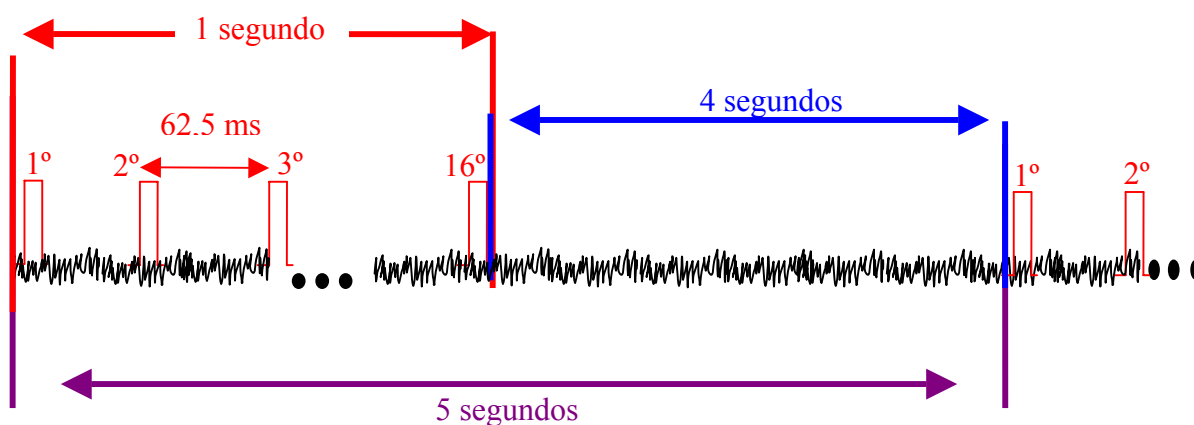
No primeiro paradigma (SE), os sujeitos permaneceram na posição ortostática sobre a plataforma de força e os sinais eletromiográficos foram adquiridos, como descrito anteriormente.

Para que fosse gerada então a contração no músculo FDB (paradigma EM), estímulos elétricos foram aplicados, através de dois eletrodos de disco com 0,8 cm de diâmetro (Figura 3. 4) afixados a uma barra (*Dantec*), com o uso de um gel eletrolítico.



**Figura 3. 4** – Foto ilustrativa do eletrodo de estimulação de barra utilizado para estimular o nervo plantar medial (MATTOS, 2003).

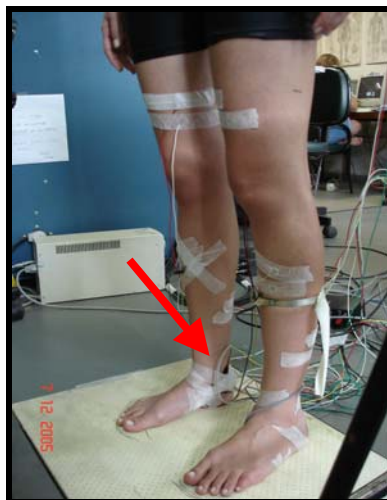
Para realizar uma contração tetânica, foi aplicada uma seqüência de salvas de estímulos constando cada salva, de 16 pulsos de 0.2 ms de duração durante 1 segundo, com intervalo entre pulsos de 62,5 ms, sendo esse estímulo dado, portanto, numa freqüência de 16 Hz. Após esse 1 segundo de estimulação, foram adquiridos 4 segundos pós-estímulo e uma nova salva de pulsos foi liberada. Esse processo foi realizado 12 vezes totalizando um período de 1 minuto. A este conjunto de salvas foi denominado trem de estímulo. A Figura 3. 5 mostra um esquema do padrão de estimulação utilizado.



**Figura 3. 5** - Esquema ilustrativo do padrão de estímulos utilizado para gerar uma contração no músculo FDB.

Os dois eletrodos de estimulação foram posicionados na região pósteroinferior ao maléolo medial (SCHIEPPATI *et al.*, 1995), no trajeto do Nervo Plantar Medial (NPM), como mostra a Figura 3. 6. Como o interesse era ativar eficientemente as fibras eferentes, o cátodo foi posicionado mais distalmente.

A intensidade de estimulação de cada indivíduo foi ajustada conforme a sua resposta motora máxima ( $M_{m\acute{a}x}$ ). Esta corresponde a uma resposta motora direta em que todo o conjunto de motoneurônios é ativado, não sendo afetada por alterações fisiológicas da medula espinhal (CRONE *et al.*, 1999; CHRISTIE *et al.*, 2004).



**Figura 3. 6** – Foto dos membros inferiores de um dos sujeitos com todos os eletrodos de EMG e o eletrodo de estimulação do nervo plantar medial do membro inferior direito, indicado pela seta vermelha.

Essa onda  $M_{\text{máx}}$  foi obtida através de um estímulo supramáximo no nervo correspondente (MATTOS, 2003), neste caso, o NPM. A amplitude do pulso de estimulação, para o paradigma EM, foi a correspondente a uma resposta motora (onda M) equivalente a 20 a 30% da  $M_{\text{máx}}$ . Com esse nível de estimulação motora conseguiu-se reunir dois objetivos conflitantes: uma contração efetiva do músculo FDB (confirmada pela observação visual e pela palpação) e uma estimulação elétrica suportável e sem causar dor. Este último aspecto é importante, pois estimulações dolorosas afetam os mecanismos de controle postural (CORBEIL *et al.*, 2004).

Vários são os trabalhos que descrevem a influência da estimulação cutânea plantar na estabilidade postural (MEYER *et al.*, 2004; KAVOUNOUDIAS *et al.*, 2001; MORIOKA; YAGI, 2004). Para que os resultados encontrados neste experimento fossem claramente diferenciados das conseqüências de um simples estímulo cutâneo, um terceiro paradigma, com Estimulação Cutânea (EC), foi estudado.

O paradigma de Estimulação Cutânea (EC) utilizou os mesmos aparatos descritos para o EM mantendo o mesmo padrão de trem de estímulos, tentando reproduzir

uma sensação semelhante. Entretanto, o posicionamento do eletrodo de estímulo foi ligeiramente deslocado, dessa forma, evitando o estímulo direto sobre o nervo NPM e conseqüente ativação das fibras motoras do músculo FDB. Para que a amplitude do pulso de estimulação fosse semelhante ao EM foi utilizada uma relação entre os limiares sensoriais nos dois pontos de estimulação EM e EC (sobre o nervo e afastado do nervo, respectivamente) e a amplitude de corrente equivalente ao EM gerado. A equação 1 traz esta relação:

$$EC = LSC \cdot \left( \frac{C_{EM}}{LSM} \right) \quad (1)$$

onde:

$EC$  é a intensidade do Estímulo Cutâneo (mA)

$LSC$  é o Limiar Sensorial do estímulo Cutâneo (mA)

$C_{EM}$  é a Corrente necessária para gerar a EM (mA);

$LSM$  é o Limiar Sensorial do estímulo Motor (mA)

Dessa forma aplicou-se um estímulo com uma intensidade de corrente equivalente nos dois pontos de estimulação em relação à percepção sensorial de limiar. Entretanto, 80% dos sujeitos descreveram desconforto e a corrente aplicada foi diminuída até que a sensação do estímulo fosse semelhante àquela do estímulo motor aplicado.

Para verificar a influência da visão sobre os três paradigmas, foram realizados quatro testes (2 de olhos abertos e 2 de olhos fechados) de cada paradigma.

Neste trabalho, foi considerada somente a direção antero-posterior do COP (COP<sub>AP</sub>) uma vez que os músculos como o FDB e o *Extensor Digitorum Brevis* se tornam ativos somente em deslocamentos antero-posteriores do corpo (SCHIEPPATI *et al.*, 1994).

Uma análise do COP foi realizada por meio de algumas medidas no domínio do tempo comumente utilizadas no estudo da estabilidade postural, como as associadas com o deslocamento ou a velocidade do COP (PRIETO *et al.*, 1996; FREITAS *et al.*, 2005; MAURER; PETERKA, 2005).

A excursão “média” do COP<sub>AP</sub> durante os 60 segundos de aquisição foi estimada pela média do valor absoluto da série temporal do COP<sub>AP</sub> e o valor RMS (*Root Mean Square*) é considerado equivalente ao desvio padrão quando a média da série temporal for nula. A Velocidade Média ( $V_m$ ) do COP na dimensão antero-posterior foi calculada pela divisão entre a excursão total da aquisição e a sua duração (MAURER; PETERKA, 2005; MEYER *et al.*, 2004). Já a Freqüência Média foi obtida de duas maneiras. A primeira segue a forma usual descrita por PRIETO *et al.* (1996) e MAURER e PETERKA (2005), em que é determinada a freqüência (equação 2), em Hertz, de uma onda senoidal determinada a partir da distância média e da  $V_m$  descritas anteriormente.

$$MFREQ = \frac{V_m}{2 \cdot \pi \cdot D_m} \quad (2)$$

onde:

$MFREQ$  é a Freqüência Média de uma oscilação senoidal (Hz)

$V_m$  é a Velocidade Média (cm/seg)

$D_m$  é a Distância Média (cm);

A segunda forma de cálculo da freqüência média foi através de uma análise espectral do COP<sub>AP</sub>, usando a Densidade Espectral de Potência (PSD) com janelas de 20 segundos com sobreposição de 10 segundos, considerando somente as freqüências até 2 Hz:

$$FM = \frac{\sum_{i=0}^N f_i \cdot |x_i|^2}{\sum_{i=0}^N |x_i|^2} \quad (3)$$

onde:

$FM$  é a Frequência Média obtida através da análise espectral (Hz)

$f_i$  é o valor da frequência na amostra  $i$ ;

$|x_i|^2$  é a potência na frequência  $f_i$ ;

$N$  é o número de amostras espectrais correspondente a gama de 0 a 2 Hz.

Como as mesmas medidas (COP e EMGs) foram adquiridas em três diferentes paradigmas e em duas situações no mesmo grupo de sujeitos o teste ANOVA de medidas repetidas foi considerado. Mas para tal, é necessário que exista uma correlação entre os dados dos grupos analisados, ou seja, que apresentem igualdade de variâncias através do que os estatísticos chamam de esfericidade. Existem procedimentos de aproximações que ajustam as probabilidades, chamadas de *Greenhouse-Geisser* e *Huynh-Feldt*, e resultam em erros menores do tipo I (ZHR, 1999). O pacote estatístico utilizado neste trabalho (SYSTAT versão 11.01.01.) testa e realiza este ajuste caso seja necessário.

Para analisar a influência da visão sobre os três paradigmas, foram calculadas as diferenças, com relação aos OA, entre os resultados obtidos dos parâmetros temporais com os sujeitos nas situações de OA e OF. E o teste paramétrico ANOVA de medidas repetidas, seguido do teste *post-hoc* com ajuste de Bonferroni, para comparações múltiplas, foi realizado para analisar o seu efeito sobre cada paradigma.

Este mesmo teste estatístico, mas, considerando dois fatores foi calculado para verificar se a ativação do músculo FDB, de forma isolada, seria capaz de alterar o COP e

se a visão influenciaria nesta alteração. Todos os testes estatísticos aplicados foram realizados com um nível de significância de 5% ( $p < 0,05$ ).

O segundo passo do processamento realizado foi verificar como a contração muscular induzida eletricamente alteraria o COP<sub>AP</sub>. Para tanto foi calculada a função de autocovariância do COP<sub>AP</sub> (KOHN, 2005; MEZZARANE, 2004), que permite analisar a periodicidade do sinal e a dependência entre as amostras num intervalo de tempo. A expressão utilizada para a autocovariância foi:

$$\gamma(k) = \frac{1}{N - |k|} \sum_{i=0}^{N-|k|-1} (x_i - \bar{x})(x_{i+k} - \bar{x}) \quad (4)$$

$$k = -(N - 1), \dots, -1, 0, 1, \dots, (N - 1).$$

onde:

$\gamma(k)$  é a autocovariância do sinal;

A forma normalizada da autocovariância é mais útil e será adotada neste trabalho:

$$cv(k) = \frac{\gamma(k)}{\sigma_x^2} \quad (5)$$

onde:

$cv(k)$  é a autocovariância normalizada;

$\sigma_x^2$  é a variância do sinal.

A expressão 5, que equivale à expressão 4 dividida pela variância, faz com que o valor máximo da autocovariância, que ocorre em  $k=0$ , seja igual a 1.

Para verificar se o COP estava respondendo à periodicidade da estimulação procedeu-se a uma análise no domínio da frequência via transformada rápida de *Fourier* (*Fast Fourier Transform* -FFT) das autocovariâncias do COP e a uma análise de covariância cruzada (KOHN, 2005) entre o COP\_AP e o trem de estímulos conforme as seguintes expressões:

$$cz(k) = \frac{1}{N - |k|} \sum (x_{i+k} - \bar{x})(y_i - \bar{y}) \quad (6)$$

$$cvz(k) = \frac{cz(k)}{(\sigma_x * \sigma_y)} \quad (7)$$

onde:

$cz(k)$  é a covariância cruzada entre os sinais;

$cvz(k)$  é a covariância cruzada normalizada;

$x_i, y_i$  são os pontos que compõem o sinal (p.ex. COP\_AP e EMG do FDB respectivamente);

$N$  é o número de amostras.

$k = -(N - 1, \dots, -1, 0, 1, \dots, (N - 1))$ .

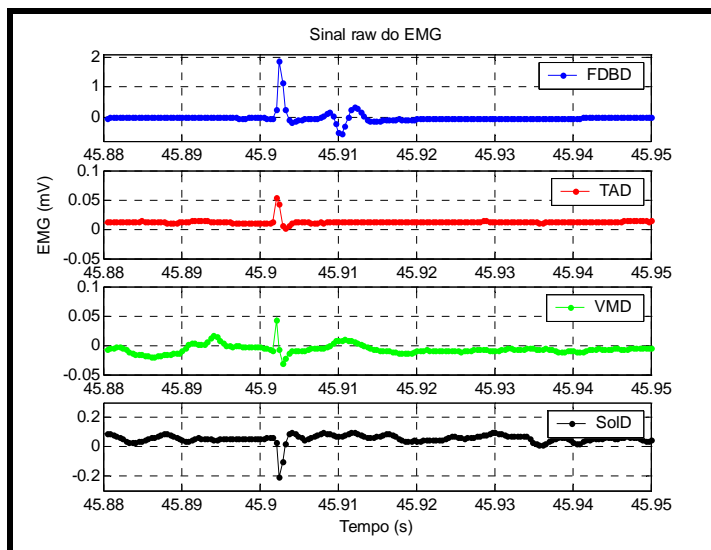
Esta covariância cruzada entre o COP\_AP e o trem de estímulos foi realizada com o intuito de verificar se haveria alguma relação entre esses dois sinais. O sinal correspondente ao trem de estímulos equivale a um conjunto de 12 pulsos de 40 ms em que cada pulso marca o início de cada salva de estímulos descritas na Figura 3. 5. Como este processamento foi realizado nos três paradigmas, inclusive no SE, foi possível verificar como o COP\_AP reagiu a estes estímulos e, principalmente verificar as diferenças entre o EM e o EC.



Entretanto, uma covariância cruzada computada sem tornar as amostras dos sinais independentes, pode fornecer resultados não confiáveis, pois incluirão as dependências entre as amostras de cada sinal. Portanto, efetuou-se um branqueamento dos sinais, ou seja, as amostras de cada sinal passaram a ser amostras independentes. Este branqueamento foi realizado através de um filtro AR inverso ( $AR^{-1}$ ) utilizando o critério AIC (Critério de Informação de Akaike) para a determinação da ordem do filtro (KOHN, 2005). Após esse processamento, os sinais branqueados foram então novamente analisados através da covariância cruzada dos sinais para verificar a relação entre o COP\_AP e o pulso de estimulação.

Além da análise específica do COP\_AP, os EMGs retificados e filtrados também foram analisados isoladamente. Entretanto, antes deste processamento, percebeu-se que os sinais eletromiográficos adquiridos apresentavam ainda ruídos de baixa frequência o que poderia interferir no processamento. Para refinar o processamento, cada sinal de EMG adquirido foi passado por um filtro passa alta digital de ordem 3 e frequência de corte de 10 Hz.

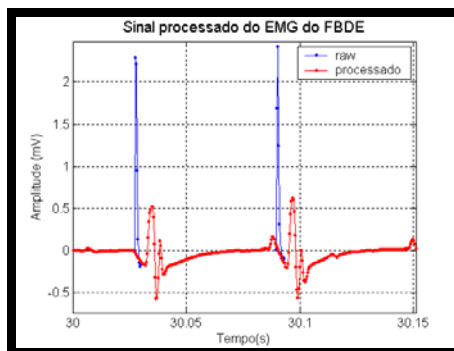
Para certificar que não havia influência dos outros músculos estudados neste trabalho, foi realizada uma promediação dos sinais eletromiográficos no período logo após o pulso liberado. Conforme observado na Figura 3. 5, existe um intervalo de 62,5 ms entre pulsos, o que permite a análise da influência do estímulo sobre a atividade eletromiográfica dos músculos neste período. Desta forma verifica-se a intensidade do estímulo elétrico no músculo FDB não influenciou de forma direta ou indireta outros músculos considerados essenciais para a manutenção da postura ortostática, como o *Sóleus*.



**Figura 3. 7–** Sinais eletromiográficos dos músculos analisados neste experimento. Observe o artefato de estímulo presente em todos os sinais.

A Figura 3. 7 mostra um trecho dos sinais eletromiográficos dos músculos FDB, TA, VM e Sol, respectivamente. Como se pode observar há grandes artefatos de estímulos presentes em todos os EMGs obtidos. Como a covariância é uma análise em relação ao tempo, esses artefatos seriam indevidamente reconhecidos como respostas dos EMGs ao estímulo.

Na tentativa de eliminar os artefatos sem alterar o sinal de interesse, adotou-se uma interpolação tipo *spline* entre dez pontos, cinco antes e cinco depois do artefato. O resultado é ilustrado para um caso na Figura 3. 8 (em vermelho).

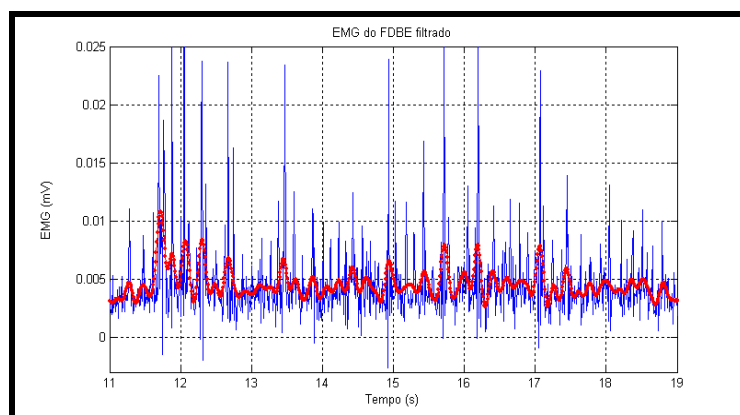


**Figura 3. 8–** Gráfico ilustrativo do processamento para retirada dos artefatos de estímulo. O gráfico traz uma comparação entre os sinais sem e com processamento.

Como o interesse era averiguar a correlação entre as modulações na amplitude do EMG (a sua envoltória) e o COP<sub>AP</sub>, foi obtida uma estimativa da envoltória de cada EMG por meio do cálculo do seu valor absoluto (retificação de onda completa), após ter sido subtraído o nível DC (*Direct Current*) do sinal.

Como a frequência de aquisição dos EMGs (2500 Hz) foi 25 vezes maior que a frequência de aquisição da PF (100 Hz) os EMGs foram reamostrados de forma a apresentarem os mesmos números de pontos.

A Figura 3. 9 mostra em azul o sinal eletromiográfico retificado e reamostrado do músculo FDB esquerdo de um dos sujeitos. A reamostragem propriamente dita foi precedida pela aplicação de um filtro passa-baixa tipo *FIR*, calculado automaticamente pelo comando “*resample*” do MatLab. Essa filtragem ao EMG retificado é a responsável por alguns picos abaixo de 0 na Figura 3. 9. Entretanto, esse efeito é eliminado pelo filtro passa baixa com frequência de corte de 5,55 Hz (-3dB) e 10 Hz (-150dB) utilizado para determinar a envoltória do sinal (em vermelho). Tomando-se os devidos cuidados com a defasagem causada pelo filtro *FIR*, sessenta (60) amostras iniciais de cada sinal de EMG foram eliminadas. As envoltórias dos EMGs puderam então ser correlacionadas com o COP através da covariância cruzada com e sem branqueamento de cada sinal



**Figura 3. 9-** Gráfico do EMG do músculo FDB, do membro inferior esquerdo, reamostrado e filtrado.

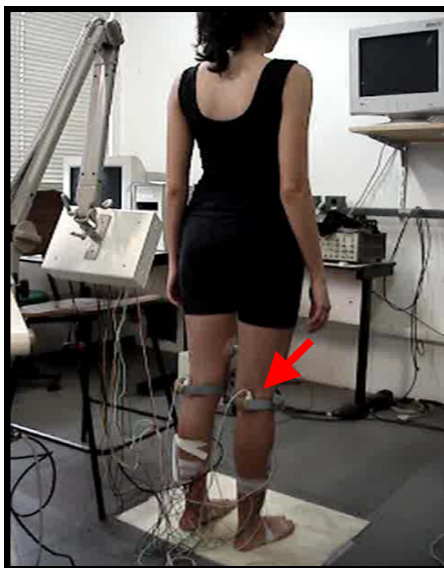
### 3.2. **Relação entre os momentos no plano sagital ( $M_y$ ) gerados pelas ondas $M$ máximas dos músculos *Sóleus* e *FDB***

O *Sóleus* é um importante músculo atuante no controle da postura ortostática (HORAK, 1987), entretanto, vale ressaltar que por mais que se simplifique o controle da postura ereta quieta através do modelo do pêndulo invertido (WINTER, 1995), são vários os músculos que atuam sobre esta posição. O intuito deste paradigma é quantificar, em relação ao músculo *Sóleus*, a influência que o músculo *FDB* pode ter sobre a postura ortostática.

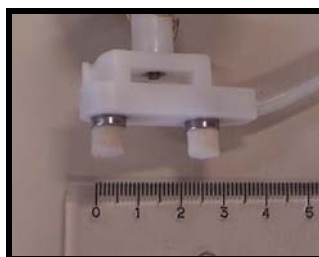
Para a sua realização, participaram deste estudo dez (10) voluntários adultos jovens), seis (06) do sexo feminino e quatro (04) do sexo masculino, sem alteração neurológica e/ou ortopédica, com idade entre 18 e 41 anos ( $25,4 \pm 7$ ), altura entre 1,55 e 1,83m ( $1.69 \pm 0.08$ ) e peso entre 50,4 e 89 Kg ( $65,5 \pm 14,9$ ). Todos foram informados em relação ao experimento e aceitaram participar do estudo através do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice A).

Para a realização deste experimento, foram utilizados os mesmos equipamentos descritos no item 3.1. Entretanto, a eletromiografia foi captada somente dos músculos *Sol* e *FDB* bilateralmente (Figura 3. 2). Para a obtenção do torque máximo gerado por estes músculos foram necessárias as estimulações bilaterais dos Nervos: Tibial (NT) e o Plantar Medial (NPM).

A estimulação do NT foi realizada na fossa poplítea (Figura 3. 10) através de um eletrodo *Dantec* com o cátodo de 5 mm de diâmetro (Figura 3. 11). Este eletrodo é composto por feltros que ao serem embebidos em solução salina se tornam condutores de corrente elétrica. Neste caso, somente um deles, o cátodo, foi embebido e utilizado. O ânodo foi um eletrodo composto de uma placa de estimulação de metal de 5 x 3 cm, fixada na patela. A estimulação do NPM seguiu os mesmos métodos descritos no item 3.2.



**Figura 3. 10-** Foto do aparato experimental em um dos sujeitos com todos os eletrodos de EMG e o eletrodo de estimulação do NT, indicado pela seta vermelha.



**Figura 3. 11** - Foto ilustrativa dos eletrodo de estimulação utilizado para estimulação no nervo tibial (MATTOS, 2003)

Foram realizadas seis aquisições, três com estimulação da  $M_{\text{máx}}$  no músculo Sol e três no FDB, bilateralmente. Dessa forma, foi possível mensurar o máximo de força vertical e de momento no plano sagital que estes músculos são capazes de gerar. A quantificação foi baseada nas amplitudes máximas pico a pico das respostas captadas pela plataforma de força, permitindo o cálculo de uma relação entre os torques máximos gerados pelo músculo Sol e pelo músculo FDB. A equação 6 traz essa relação:

$$R_{FDBxSol} = \frac{x_{FDB}}{x_{Sol}} \quad (6)$$

onde:

$R_{Solx\text{FDB}}$  é a Razão entre os torques máximos;

$x_{\text{FDB}}$  é a Força ou Momento gerado pela ativação máxima do músculo FDB;

$x_{\text{Sol}}$  é a Força ou Momento gerado pela ativação máxima do músculo Sol.

Dessa forma foi possível quantificar, em relação ao Sóleus, o efeito do músculo FDB sobre a postura ereta quieta.

### ***3.3. Comportamento do músculo FDB durante perturbações horizontais de deslocamento***

O experimento descrito a seguir tem por objetivo analisar o comportamento do músculo FDB durante perturbações horizontais induzidas.

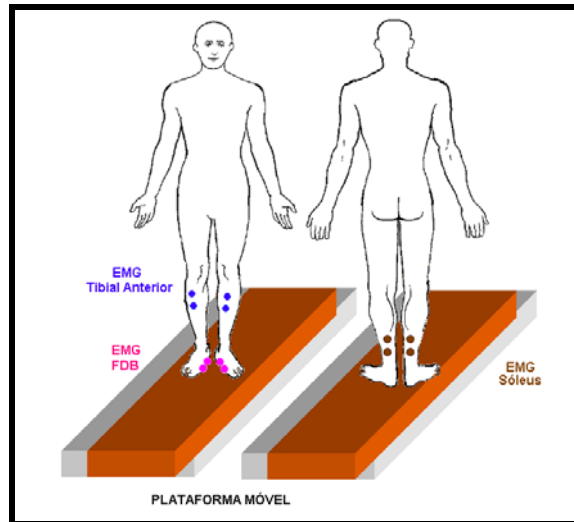
Foram utilizados neste experimento, 03 adultos jovens de ambos os sexos, um do sexo feminino e dois do sexo masculino, com idade entre 20 e 32 anos ( $28 \pm 6,93$ ), altura entre 1,70 e 1,76m ( $1.72 \pm 0,03$ ) e peso entre 67 e 71,3 Kg ( $68,8 \pm 2,2$ ), sem alteração neurológica e/ou ortopédica. Todos foram informados em relação ao experimento e aceitaram participar do estudo através do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

A configuração utilizada neste experimento é ilustrada na Figura 3. 12. A plataforma móvel fornece perturbações horizontais e foi desenvolvida pelo Departamento de Fisioterapia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo<sup>1</sup>. É confeccionada em madeira constando de uma prancha apoiada sobre um sistema de rolamentos que permite a

---

<sup>1</sup> Plataforma móvel desenvolvida pelos fisioterapeutas Cássio Marinho Siqueira e Gabriel Bueno Lahoz Moya, sob orientação da Profa. Dra. Clarice Tanaka.

movimentação da mesma. Este movimento é produzido por um sistema de polias, cabos e massas suspensas, massas essas correspondendo a 10 % da massa total do indivíduo.

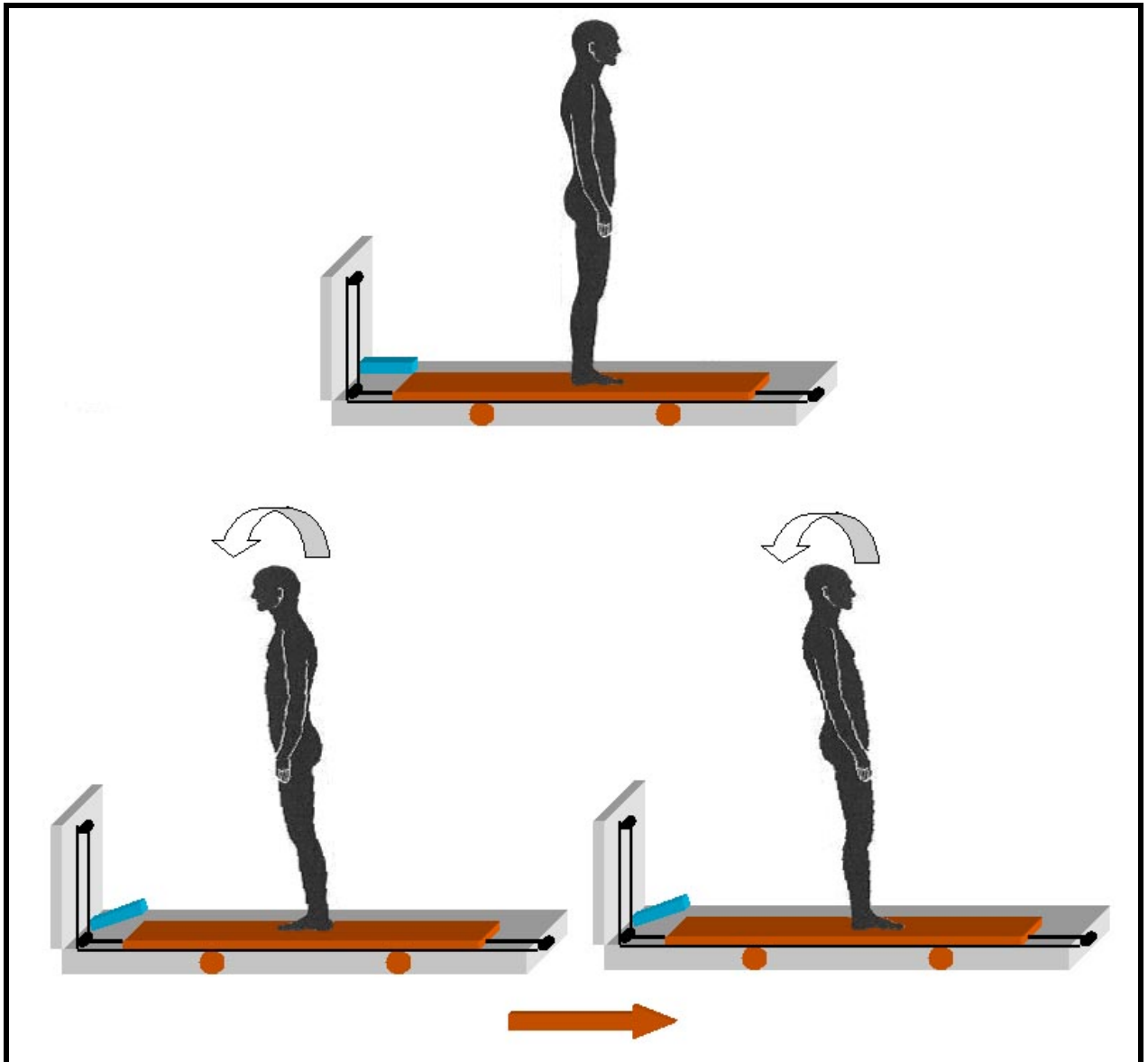


**Figura 3. 12-** Figura ilustrativa do esquema experimental utilizado. Os pontos circulares equivalem aos eletrodos de eletromiografia e a placa representa a plataforma móvel.

O início do movimento horizontal se dá pelo acionamento de uma trava mecânica. Simultaneamente à aplicação da perturbação horizontal, foram adquiridos os EMGs dos músculos descritos anteriormente (Figura 3. 2 – com exceção do músculo Vasto Medial) pelo eletromiógrafo *Nihon-Kohden* acoplado ao sistema de aquisição *Data Wave* (já descritos no item 3.1). Os sinais foram adquiridos durante vinte segundos a uma taxa de amostragem de 2500 Hz. A trava mecânica foi acionada manualmente 10 segundos após o início da aquisição. Devido a esta característica manual, não houve a possibilidade de marcação precisa do início do deslocamento em todos os sujeitos.

A Figura 3. 13 ilustra o *setup* experimental. Os sujeitos permaneceram na posição ereta quieta sobre a plataforma de força em duas situações visuais: com os olhos abertos e com os olhos fechados e em dois tipos de deslocamentos horizontais: anterior e posterior em relação à face do sujeito. A plataforma foi movimentada horizontalmente com o

sujeito na posição ereta, numa distância de aproximadamente 0,035 m e um pico de velocidade de 0,25 m/s. Esse movimento foi capaz de perturbar o sujeito sem que houvesse a necessidade da estratégia do passo (HORAK *et al.*, 1997).



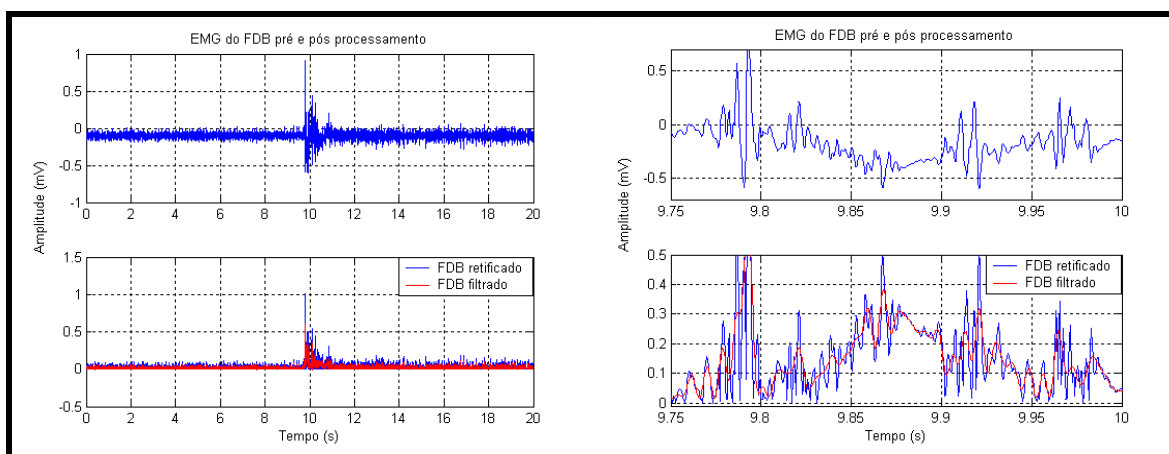
**Figura 3. 13** – Esquema ilustrativo da plataforma móvel. O desenho superior mostra o sujeito antes do deslocamento. As figuras inferiores mostram o sujeito após a perturbação. A seta inferior indica a direção do deslocamento horizontal da plataforma e as setas superiores à direção da inclinação do sujeito.

Os sujeitos foram instruídos a não reagirem voluntariamente às perturbações. Todas as situações foram repetidas três vezes. Dessa forma foi possível verificar



o comportamento do músculo FDB na postura ortostática ereta quando o sujeito é submetido a um deslocamento horizontal.

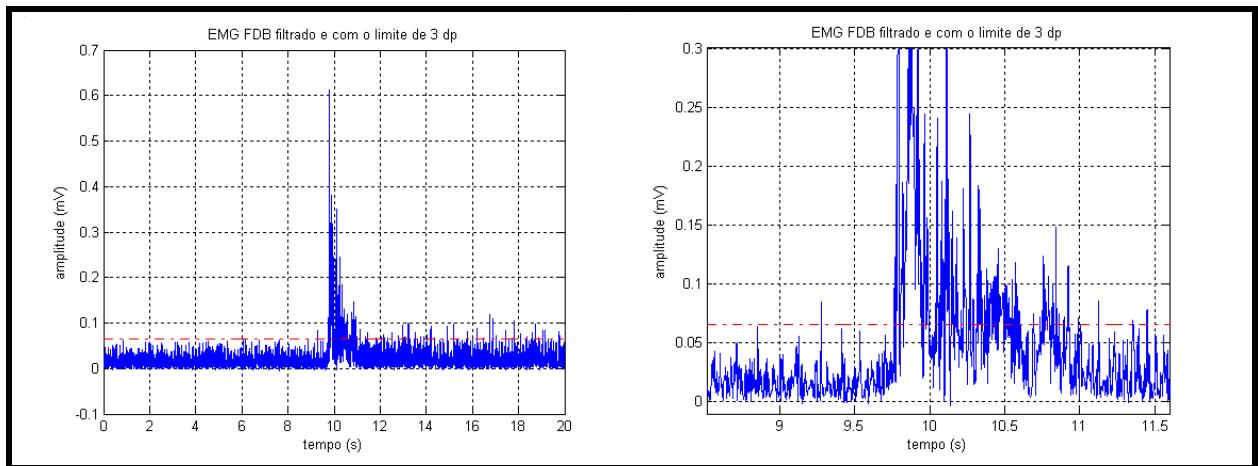
Devido à indisponibilidade de padronização da perturbação aplicada, os sinais adquiridos pelo eletromiógrafo foram apenas analisados qualitativamente com o intuito de verificar se o FDB atua quando há uma perturbação. Para esta análise, os sinais foram considerados sem o nível DC, retificados e filtrados (filtro passa baixa com frequência de corte de 140 Hz (-3dBs) e 210 Hz (-40dBs)).



**Figura 3. 14-** Figura ilustrando a atividade eletromiográfica de um dos sujeitos com deslocamento da plataforma anteriormente com o sujeito com os OF. O gráfico superior corresponde ao EMG não processado e o gráfico inferior ao EMG retificado (azul) e filtrado (vermelho). O gráfico a direita corresponde somente a um aumento da escala de visualização do gráfico à esquerda.

Para se ter um mínimo de critério para determinar quando se iniciou a atividade eletromiográfica, foram consideradas, visualmente, aquelas ativações que ultrapassavam três vezes o valor do desvio padrão da atividade basal medida anteriormente à perturbação. A Figura 3. 15 ilustra como foi feita essa análise eletromiográfica.

Por meio deste método foi possível observar se houve um padrão de ativação nos três músculos monitorados (FDB, TA e Sóleus) em resposta ao deslocamento horizontal.



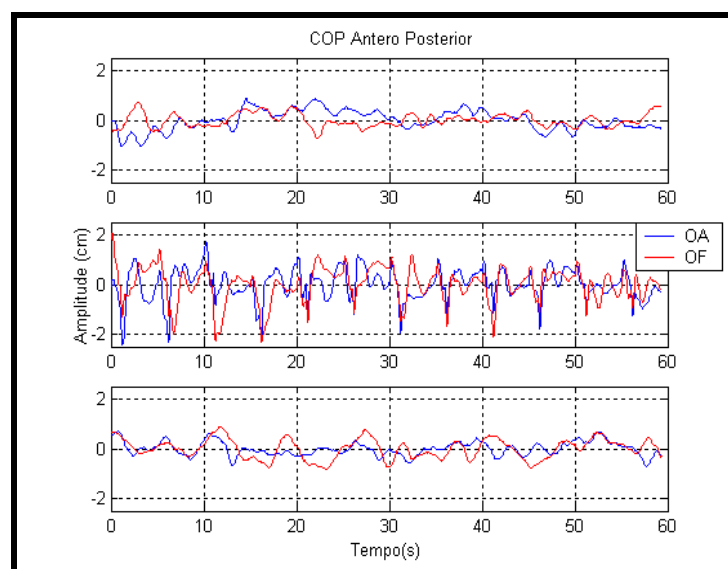
**Figura 3.15** - Figura ilustrando o valor de 3 desvios padrões da atividade basal existente antes da perturbação de um dos sujeitos. O gráfico à direita corresponde somente a um aumento da escala de visualização do gráfico à esquerda.

## IV. Resultados

Os resultados deste trabalho, a serem apresentados a seguir, seguem a organização do capítulo anterior.

### 4.1. *Efeitos da contração induzida do músculo FDB sobre a postura ortostática*

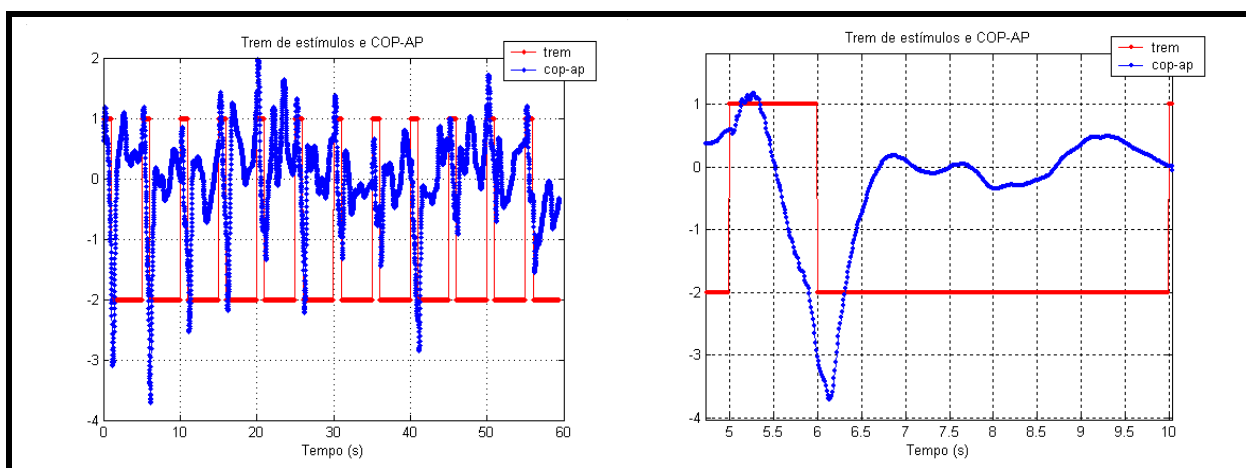
A Figura 4. 1 mostra a superposição dos registros de deslocamentos antero-posterior do COP\_AP sem processamento, para uma melhor visualização dos efeitos nos três paradigmas e nas duas situações em um sujeito representativo.



**Figura 4. 1-** Superposição dos registros de deslocamentos antero-posterior do COP em um sujeito. Os traços superiores, médios e inferiores correspondem aos paradigmas SE, EM e EC, respectivamente. O traço azul corresponde à situação de OA e o traço vermelho aos OF.

Os traços superiores, médios e inferiores correspondem aos paradigmas SE, EM e EC, respectivamente. Observe que durante o EM há um padrão de comportamento que se repete no tempo exato do estímulo dado. O mesmo não ocorre no EC (gráfico inferior) e muito menos no SE (gráfico superior). Outra característica forte é que os registros do COP durante o EM, mostram uma semelhança entre os sinais na situação de OA e OF.

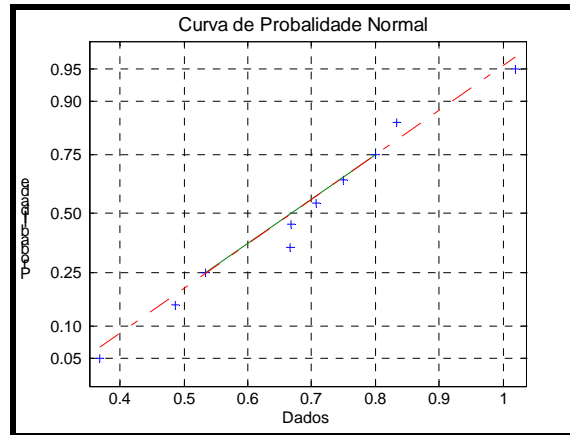
Este padrão de comportamento encontrado durante o EM fica evidente quando os sinais do trem de estímulo e do COP\_AP são sobrepostos, como mostra a Figura 4.2. Observe à esquerda da Figura que há uma resposta do COP a cada salva de pulsos. A visualização numa maior escala (à direita da Figura) mostra um exemplo do padrão de resposta do COP\_AP ao EM.



**Figura 4.2** – Sobreposição do trem de estímulos e o COP\_AP de um dos sujeitos durante o EM na situação de OA. O gráfico à D corresponde a uma visualização em maior escala.

Para realizar uma análise estatística dos dados, verificou-se a hipótese de normalidade, além dos testes realizados pelo software, dos dados utilizados neste trabalho, eletromiograma (EMG) e o centro de pressão (COP), através de uma verificação gráfica por meio da curva de probabilidade normal. Deste modo, a normalidade do conjunto de dados apresentados neste gráfico, será indicada pela proximidade da nuvem de pontos a uma reta. A

Figura 4. 3 mostra os dados de desvio padrão do COP\_AP durante o paradigma EM, na situação de OA, notando-se que os pontos se agregam em torno de uma reta.



**Figura 4. 3-** Gráfico ilustrativo da curva de densidade normal dos dados obtidos do cop\_ap, no paradigma EM (OA).

Uma segunda abordagem foi a aplicação do teste Kolmogorov-Smirnov que resultou na não rejeição da hipótese de normalidade com  $p > 0,10$ . Com isto, supõe-se que as amostras dos sinais têm, pelo menos em aproximação, uma distribuição normal.

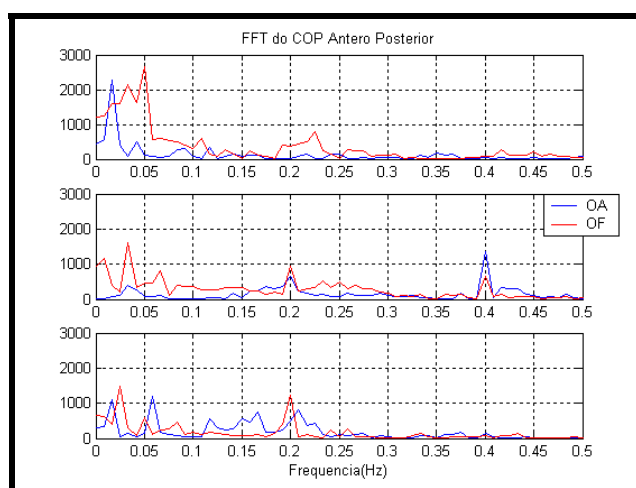
**Tabela 4. 1-** Medidas (média e desvio padrão) de estabilidade postural baseadas no COP-AP nos três paradigmas (SE, EM e EC) e nas duas situações (OA e OF).

Medidas	SE		EM		EC	
	OA	OF	OA	OF	OA	OF
RMS (cm)	0,39±0,15	0,54±0,23	0,63±0,14	0,85±0,18	0,45±0,21	0,56±0,14
Distância Média – Dm (cm)	0,31±0,13	0,44±0,19	0,49±0,11	0,63±0,16	0,35±0,17	0,45±0,11
Distância Máxima – MaxD (cm)	2,33±0,75	3,13±0,83	4,13±1,09	4,97±1,14	2,69±1,07	3,65±1,60
Velocidade Média - Vm (cm/s)	0,53±0,09	0,77±0,24	1,30±0,35	1,47±0,27	0,62±0,15	0,89±0,27
Frequência média – MFREQ (Hz)	0,26±0,12	0,56±0,30	1,03±0,39	1,57±0,50	0,36±0,25	0,66±0,32
Frequência média – FM (Hz)	0,22±0,08	0,22±0,06	0,35±0,08	0,27±0,06	0,22±0,08	0,26±0,05

A Tabela 4.1 mostra as médias e os desvios padrão das medidas no domínio do tempo realizadas neste trabalho. Ao comparar esses valores médios mensurados nos três paradigmas (SE, EM e EC) pode-se observar um aumento dos valores em duas situações: quando os indivíduos são submetidos ao paradigma de EM e quando estavam de OF. Com

exceção da FM que apresentou uma frequência menor com os OF durante o EM, além de não apresentar uma grande diferença entre os OA e OF no paradigma SE.

Esta diferença encontrada na FM pode ser compreendida ao realizar uma análise dos FFTs desses registros de deslocamentos antero-posterior do COP (Figura 4. 4). Pode-se observar que durante o EM existem picos em frequências maiores que 0,2 Hz, especialmente com os OA. Este padrão se repetiu em 65% dos sujeitos que participaram da amostra. Este pico maior com os OA, como mostra a Figura 4. 4 por exemplo, está em 0,4 Hz. Isso indica que com os OA os sujeitos oscilaram entre os estímulos dados (0,2 Hz) e, isso pode ser visualizado nos deslocamentos do COP Figura 4. 1.



**Figura 4. 4** - Superposição dos FFTs dos registros de deslocamentos antero-posterior do COP em um sujeito. Os traços superiores, médios e inferiores correspondem aos paradigmas SE, EM e EC, respectivamente. O traço azul corresponde à situação de OA e o traço vermelho aos OF.

Para possibilitar uma análise desse aumento dos valores médios durante a situação de OF, foi calculada a porcentagem de alteração em relação à situação de OA. A Tabela 4. 2 mostra os valores dessas porcentagens.

Como se pode observar, as medidas como RMS e Dm tiveram um aumento de aproximadamente 40% que não foi estatisticamente significativo quando comparado entre

os três paradigmas. O mesmo ocorre com MaxD e Vm mas, as diferenças percentuais menores durante o EM, mostram que houve uma menor variação durante este paradigma. Entretanto, somente a Vm apresentou uma diferença estatisticamente significativa. A frequência baseada numa senóide (MFREQ) apresentou o dobro do seu valor com os OF, mas, essa diferença foi menor durante o EM. Já a frequência média (FM) apresentou uma diferença bem menor que os outros parâmetros, praticamente 0 no SE e, durante o EM os OF oscilaram menos que os OA. Essa diferença foi estatisticamente significativa, mostrando que o EM é diferente do SE e EC. Outro aspecto que se pode considerar é que quando houve diferença entre os paradigmas, essa diferença sempre se deu somente em relação ao EM, mostrando que as alterações devido à ausência de visão foram semelhantes durante os paradigmas SE e EC.

**Tabela 4. 2** – Porcentagem (média e desvio padrão) de alteração da estabilidade postural nas duas situações (OA e OF).

Medidas	SE	EM	EC	ANOVA		
				SExEM	SExEC	EMxEC
RMS (cm)	0,40±0,36	0,38±0,27	0,36±0,32			
Distância Média – Dm (cm)	0,42±0,38	0,32±0,36	0,40±0,33			
Distância Máxima – MaxD (cm)	0,38±0,30	0,17±0,31	0,40±0,36			
Velocidade Média - Vm (cm/s)	0,42±0,29	0,17±0,24	0,43±0,23	*		**
Frequência média – MFREQ (Hz)	1,10±0,95	0,66±0,62	1,01±0,60			
Frequência média – FM (Hz)	0,00±0,13	-0,21±0,20	0,24±0,36	*		*

Para compreender os efeitos do tipo de estimulação sobre o COP<sub>AP</sub> e a influência da visão, uma ANOVA de medidas repetidas considerando estes dois fatores foi realizada (conforme descrito no capítulo anterior).

Como pode-se observar na Tabela 4. 3 em todas as medidas, o paradigma EM possui uma diferença estatisticamente significativa quando comparado principalmente ao

paradigma SE, mostrando que a estimulação motora do FDB é capaz de alterar o COP. A não diferença entre os paradigmas SE e EC mostra que somente a estimulação cutânea não foi capaz de alterar o COP, apontando para a importância da contração do FDB.

**Tabela 4. 3** – Relação entre os dois fatores analisados: tipo de estimulação (SE, EM e EC) e visão (OA e OF).

MEDIDAS	ESTÍMULO			VISÃO	ESTÍMULO * VISÃO
	SExEM	SExEC	EMxEC	OA x OF	
RMS (cm)	** **		**	** **	
Distância Média – Dm (cm)	**		**	***	
Distância Máxima – MaxD (cm)	**			*	
Velocidade Média - Vm (cm/s)	** **	+	***	**	
Frequência média – MFREQ (Hz)	** **		** **	***	
Frequência média – FM (Hz)	***		**		***

+ 0,1 ≤ p < 0,05

\* p ≤ 0,05

\*\* p ≤ 0,01

\*\*\* p ≤ 0,001

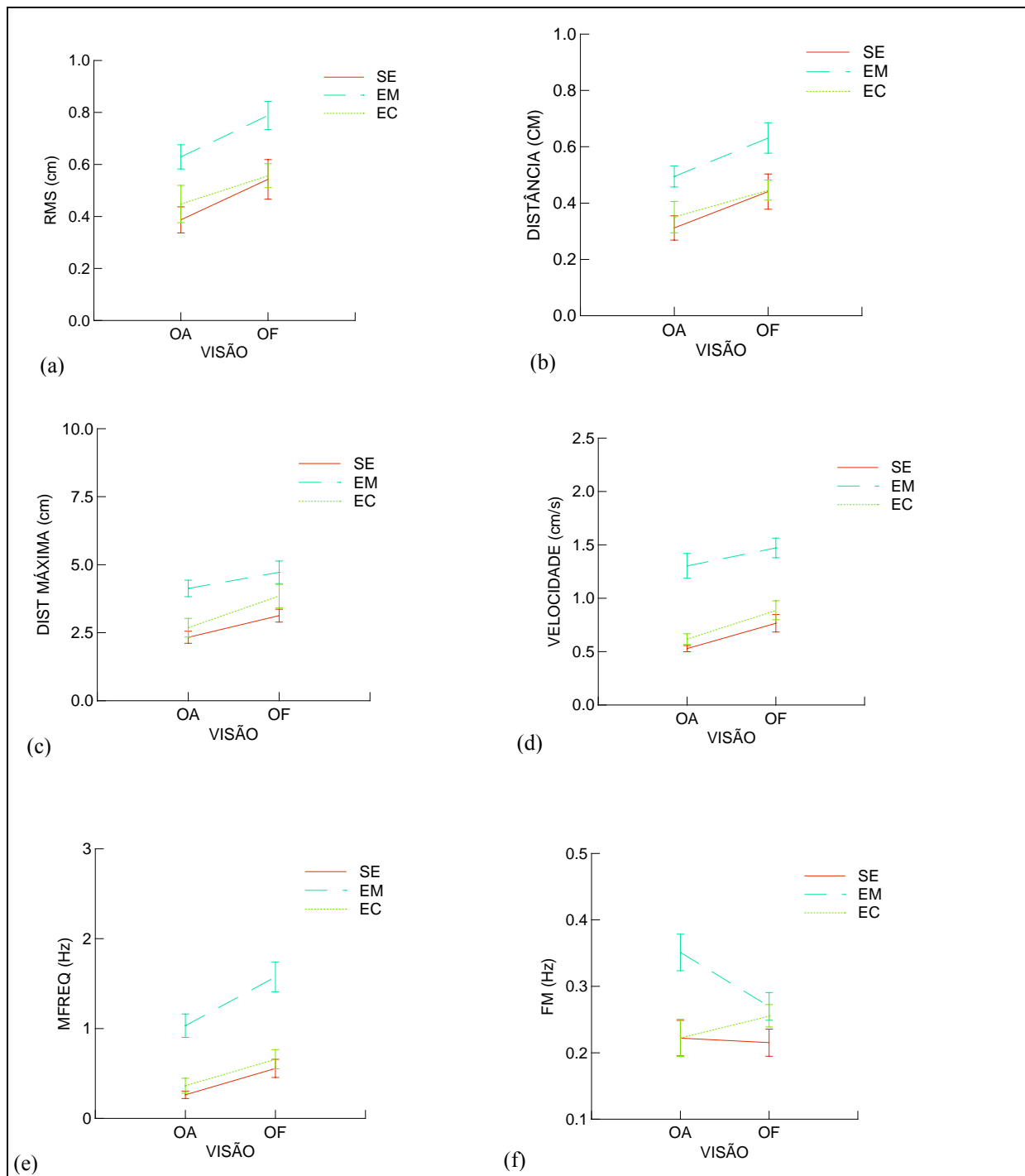
\*\* p ≤ 0,0001

\*\*

O parâmetro MaxD não apresentou diferença durante os paradigmas EM e EC mostrando uma semelhança no pico da distância percorrida durante ambas as estimulações. E a Vm apresentou uma tendência com relação aos paradigmas SE e EC (p=0,06), mostrando que pode ter ocorrido um aumento da velocidade de deslocamento do COP durante o EC, mas, que não foi estatisticamente significativo.

Em relação ao fator visão todos os parâmetros mostraram que a visão influencia na resposta temporal, com exceção da FM que mostra que não houve diferença entre os OA e OF. Entretanto, apesar dessa ausência de diferença encontrada com relação à visão, quando os dois fatores (estímulo e visão) são correlacionados a FM é o único parâmetro que mostra uma diferença estatisticamente significativa, mostrando que a visão pode influenciar na FM dependendo do tipo de estimulação ao qual o sujeito é submetido.



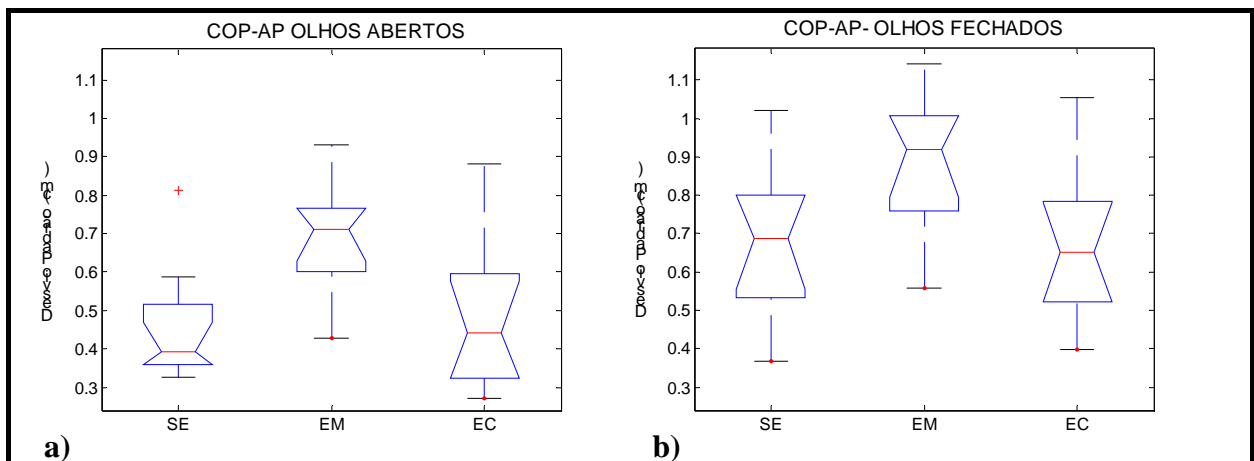


**Figura 4.5** – Medidas no domínio do tempo da estabilidade postural baseadas no COP<sub>AP</sub> durante os três paradigmas e nas duas situações visuais: (a) RMS, (b) Distância Média (Dm), (c) Distância Máxima (MaxD), (d) Velocidade Média (Vm), (e) Freqüência Média (Mfreq) segundo Prieto *et. al.*(1995), e (f) Freqüência Média (FM) a partir do espectro de freqüência.

A Figura 4.5 mostra que, com exceção da FM, todos os parâmetros apresentam uma coerência, ou seja, há um aumento dos valores com OF mas que esse

aumento é semelhante nos três paradigmas. Já a FM não apresenta essa mesma coerência, reduzindo a sua frequência de oscilação quando o sujeito está de OF durante o EM.

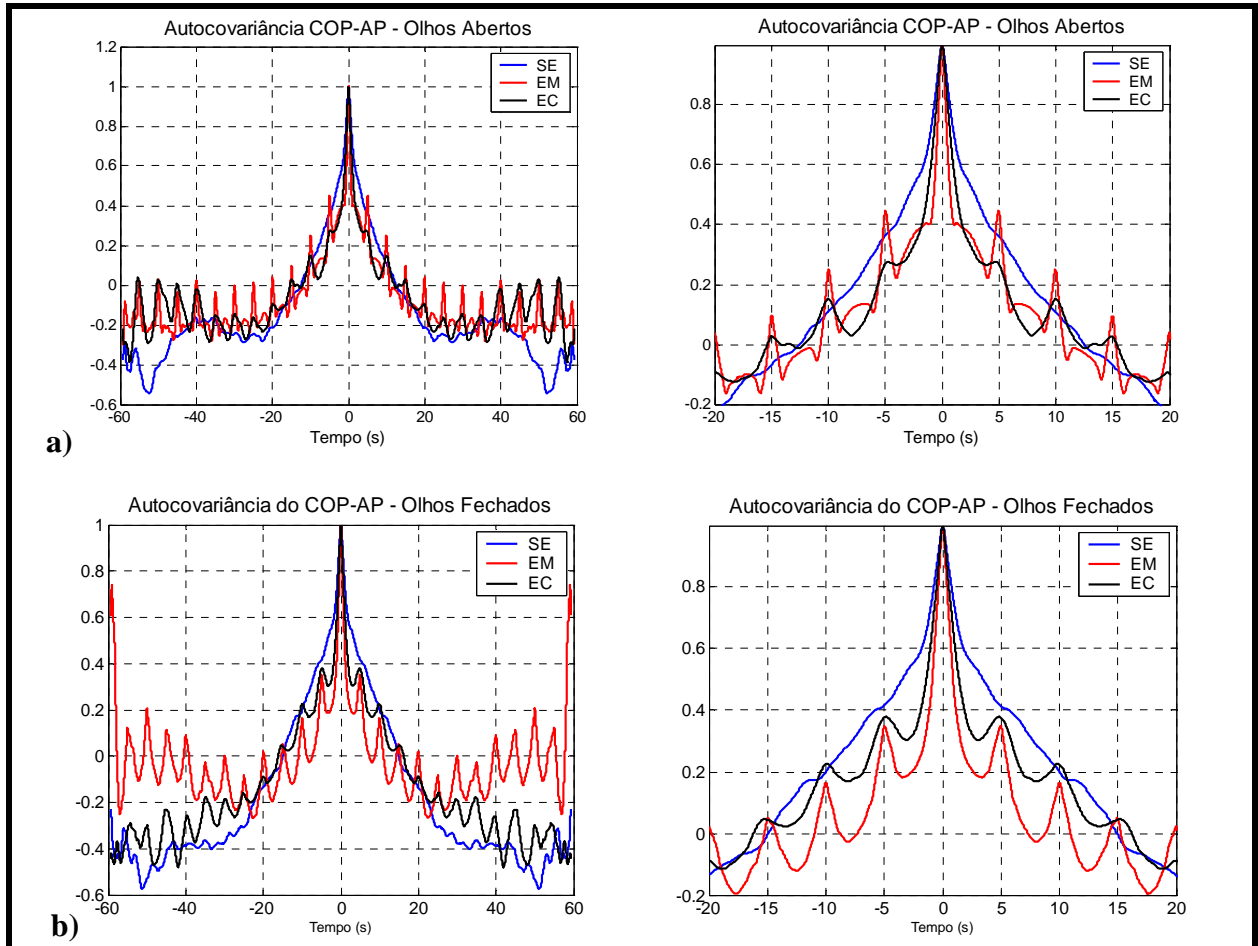
A Figura 4. 6 mostra os valores de dispersão do COP\_AP através de gráficos do tipo box plot, considerando separadamente as duas situações visuais. Pode-se observar, comparando ambos os gráficos, que há um maior deslocamento do COP\_AP durante a EM, reafirmando os resultados encontrados anteriormente. Outra característica, é que este deslocamento é maior na situação onde o indivíduo permanece de OF, apresentando ainda um padrão mais homogêneo (Figura 4. 6 –b), independente do paradigma (SE, EM, EC).



**Figura 4. 6-** Boxplot dos dados obtidos do cop\_ap nos três paradigmas. O ponto indicado por + encontrado no paradigma SE com os OA, indica que um dos valores que está fora do padrão.

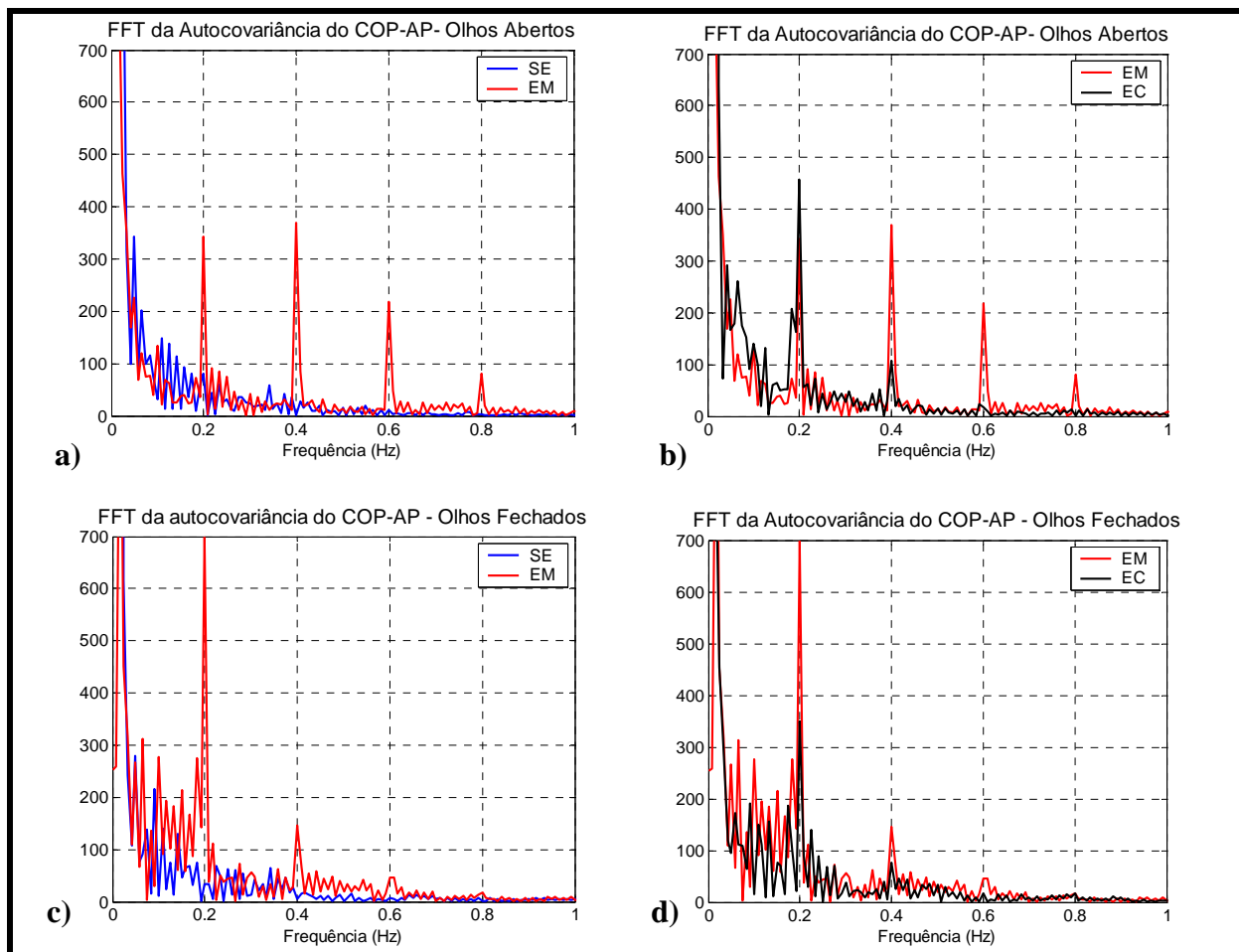
Para analisar características como a peridiocidade, a Figura 4. 7 traz as médias das autocovariâncias do COP\_AP nas seguintes situações: SE (em azul), EM (vermelho) e EC (preto) durante a situação de OA (Figura 4. 7-a) e OF (Figura 4. 7- b). Como pode-se observar a autocovariância do sinal mostra que o COP-AP, principalmente durante o EM, respondeu à mesma peridiocidade dos estímulos, mostrando picos positivos de 5 em 5 segundos (melhor visualizado á direita da Figura 4. 7-a). Entretanto, ao analisar a autocovariância do paradigma EC, encontrou-se também uma resposta positiva sendo esta

ainda maior quando considerado os sujeitos com os OF. Esta resposta positiva ao EC mostra que o estímulo cutâneo aplicado pode ter influenciado o COP<sub>AP</sub>.



**Figura 4.7** – Gráfico das médias das autocovariâncias do COP<sub>AP</sub> nos 10 sujeitos. Os gráficos a e b correspondem à situação de OA e OF respectivamente. Os gráficos à direita correspondem somente a uma visualização em maior escala. O sinal azul corresponde ao paradigma Sem Estímulo (SE), o vermelho ao Estímulo Motor (EM) e o preto ao Estímulo Motor (EC).

Outra forma de analisar essas autocovariâncias do COP<sub>AP</sub> é através da FFT. A Figura 4.8 mostra esta análise em frequência. Os gráficos mostram picos na frequência 0,2 Hz (que equivalem aos estímulos de 5 em 5 segundos), maiores durante a situação de OF, e suas harmônicas. Esses picos resultaram maiores durante o paradigma EM, tanto de OA como de OF. Entretanto, como mostra a Figura 4.8 (b e d), novamente observa-se uma resposta periódica durante a EC, exatamente na frequência de 0,2 Hz., pico este maior até do que a EM durante a situação de OA mas, que não se repete com os OF.

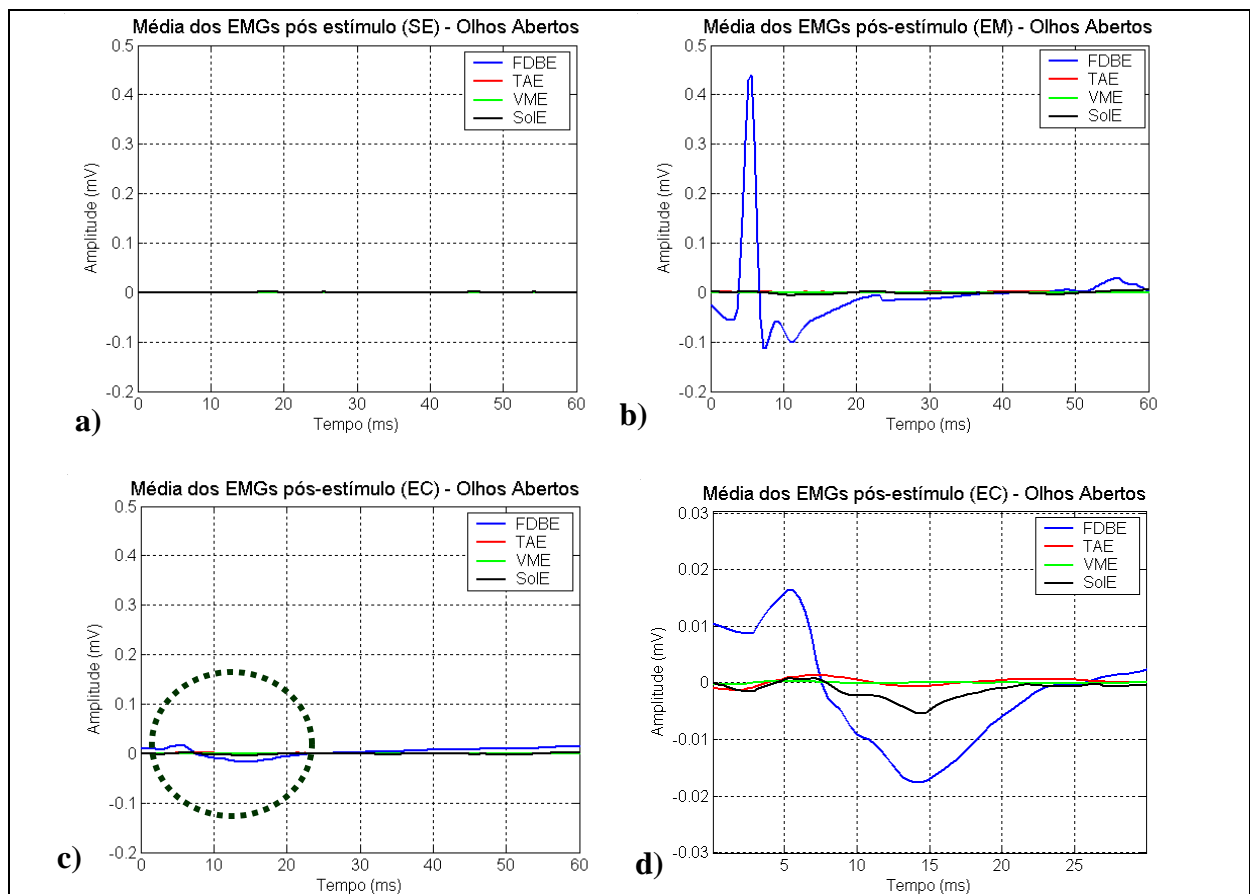


**Figura 4. 8** - Gráfico das médias das análise em frequência (FFT) dos COP\_APs nos diferentes paradigmas nos 10 sujeitos. O Gráfico a) corresponde ao paradigma SE (em azul) e EM (em vermelho) com os olhos abertos, o Gráfico b) corresponde ao EM (vermelho) e ao paradigma EC (preto) com os olhos abertos e, os Gráficos c e d correspondem aos mesmos paradigmas respectivamente mas, com os olhos fechados .

Para se compreender os mecanismos que geraram estas respostas, foi realizada então a promediação dos EMGs pós-pulso. Como não houve diferença entre as situações OA e OF, a Figura 4. 9 mostra os resultados somente em relação a OA. A Figura 4. 9-a mostra que não há atividade eletromiográfica significativa ( $\mu V$ ) no paradigma SE. Por outro lado, com o EM há uma onda M nítida do FDB enquanto praticamente não há atividade nos outros músculos analisados.

Mas, a Figura 4. 9-c mostra uma pequena atividade no músculo FDB durante a EC. Se aumentarmos a escala de visualização como mostra o gráfico d, pode-se

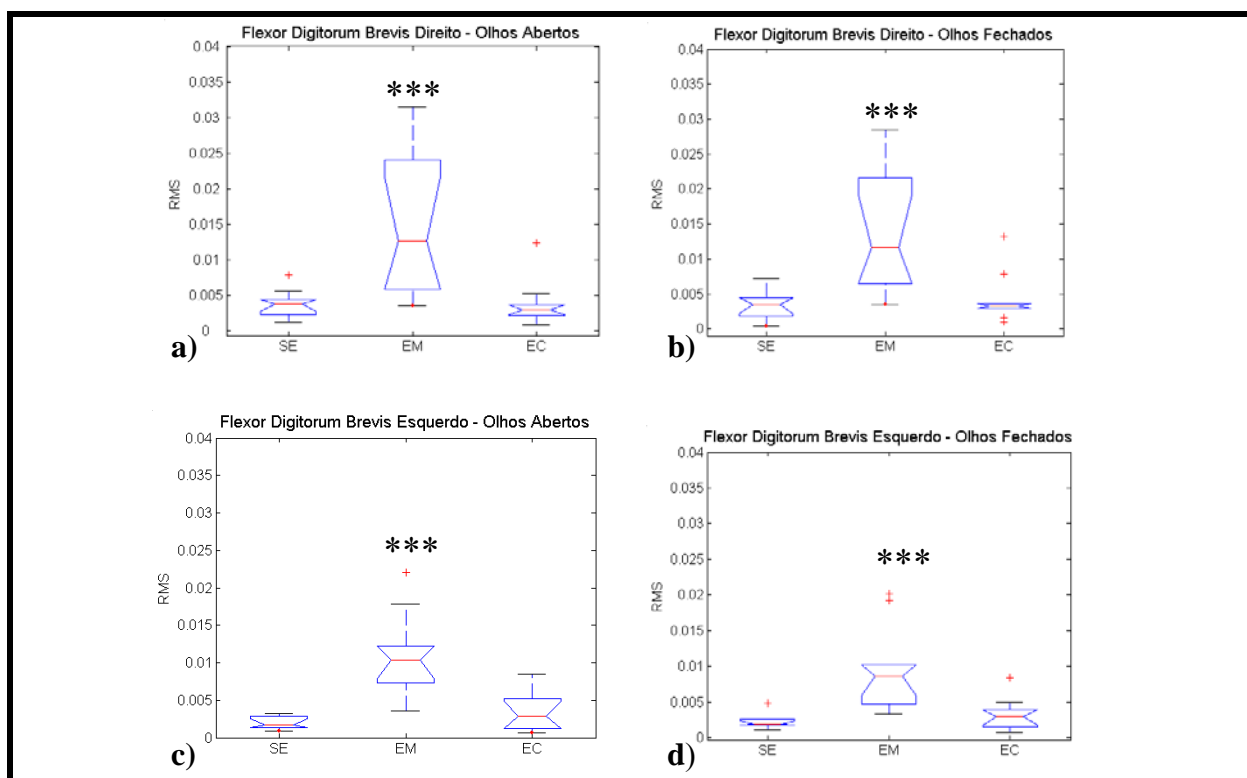
observar uma pequena onda M. Isto pode ter ocorrido pela dificuldade em aplicar um estímulo que fosse exclusivamente cutâneo, ou seja, devido à intensidade do estímulo e à vizinhança entre as áreas de estimulação consideradas, pode ter havido uma estimulação de uma fração das fibras eferentes do nervo que ativa o FDB. Isso poderia explicar as respostas encontradas em relação à periodicidade do sinal (Figura 4. 7 e Figura 4. 8). Entretanto, apesar de pequena, esta atividade do FDB durante a EC, pode ter sido suficiente para influenciar o COP\_AP, como indicado pela análise espectral da autocovariância do COP\_AP.



**Figura 4. 9** - Gráfico das médias das promediações dos EMGs no trecho pós- estímulo dos 10 sujeitos, a=SE, b=EM, c=EC. O gráfico d corresponde a um aumento da escala de visualização do gráfico c.

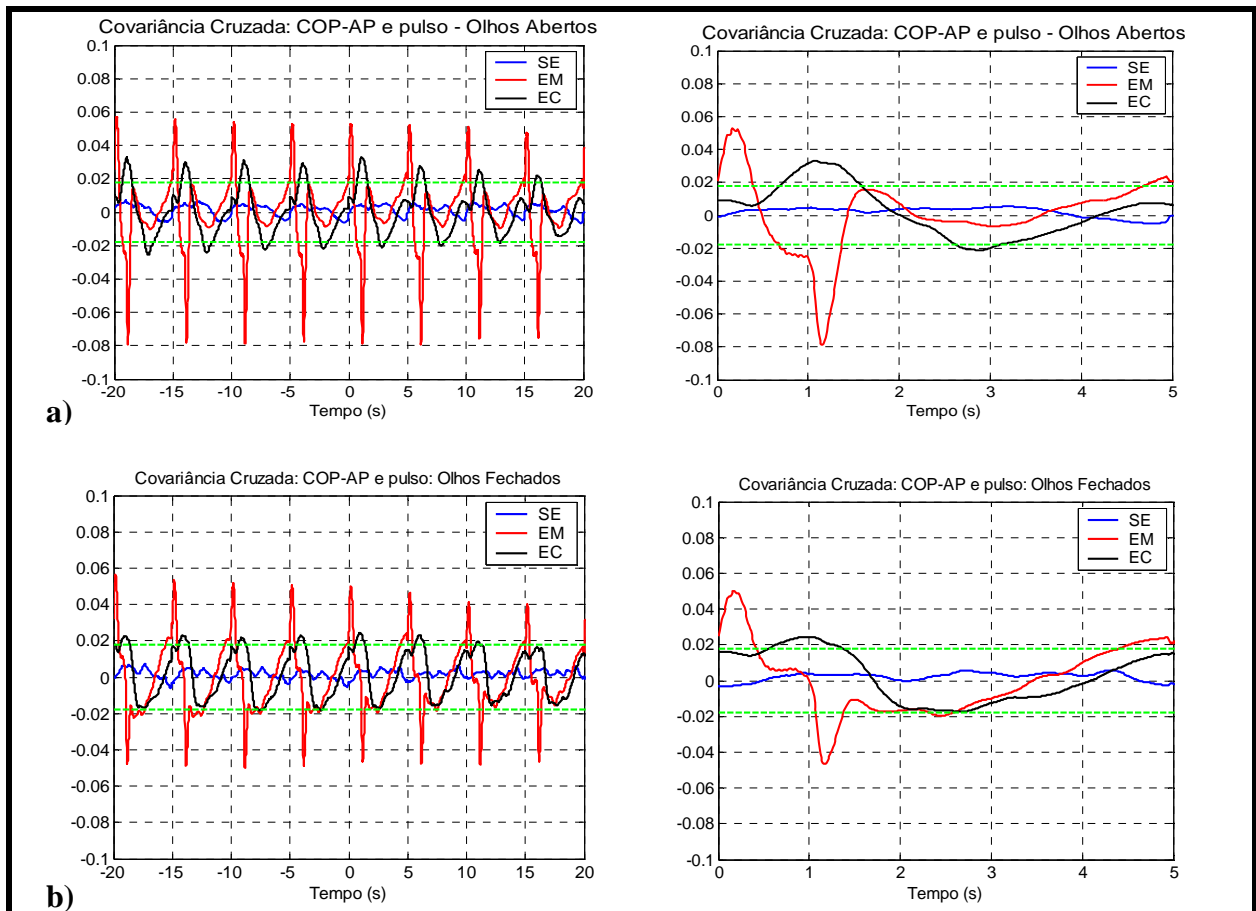
Para certificar que não houve uma atividade do FDB considerável durante a EC, os valores RMS do EMG deste músculo (normalizados pelo valor da onda  $M_{\text{máx}}$ ) foram analisados e comparados entre cada paradigma. Em ambos os músculos, tanto do membro

inferior direito como no membro inferior esquerdo, houve diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,001$ ) indicando que houve uma atividade maior do músculo FDB durante a EM, como esperado (Figura 4. 10). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os paradigmas SE e EC. Apesar da diferença visível entre a atividade no membro inferior direito e esquerdo (Figura 4. 10-a versus Figura 4. 10-c, por exemplo), vale ressaltar que a estimulação motora foi baseada em 20 a 30% do valor da  $M_{\text{máx}}$  obtida.



**Figura 4. 10-** Gráfico do tipo box plot da média dos valores RMS normalizados obtidos nos músculos FDBs em todos os paradigmas nos 10 sujeitos. a) FDB do membro inferior Direito (D) com os OA, b) FDB do membro inferior D com os OF, c) FDB do membro inferior Esquerdo (E) com os OA, d) FDB do membro inferior E com os OF. O sinal (+) indica os valores mais dispersos.

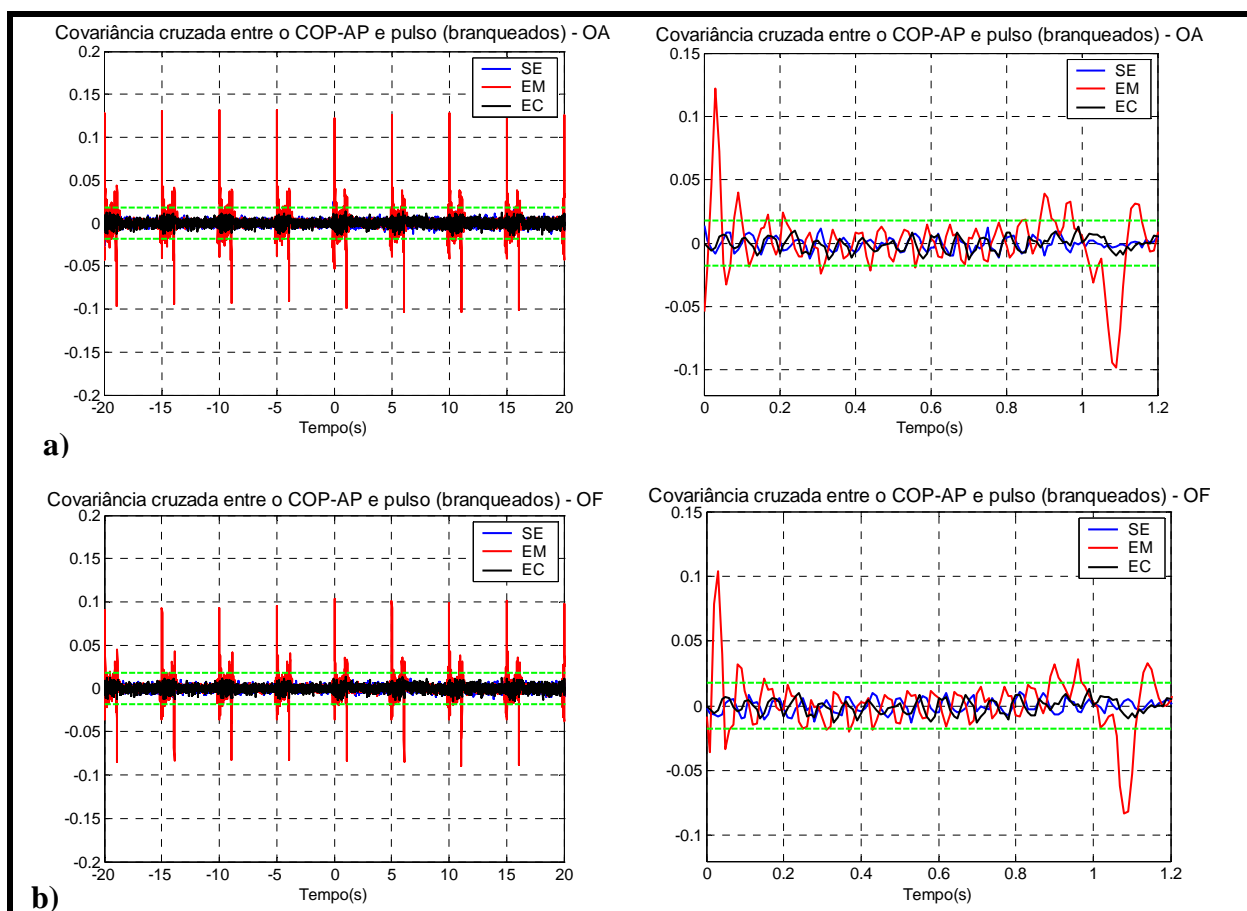
A visão não foi um fator considerável para influenciar a atividade eletromiográfica do FDB uma vez que não houve diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) quando os indivíduos estavam na situação de OA ou OF.



**Figura 4. 11** – Gráfico da média da covariância cruzada entre o COP\_AP e o trem de estímulos dado nos 10 sujeitos. O sinal azul corresponde ao paradigma SE, vermelho ao EM e preto ao EC, a faixa em verde indica o intervalo de confiança de 95%. Os gráficos a) e b) correspondem às situações de OA e OF, respectivamente. Os gráficos à direita são somente um aumento de escala, para melhor visualização.

A existência de uma associação entre o COP\_AP e o EC foi detectada na covariância cruzada entre o COP\_AP e o trem de estímulos. A Figura 4. 11 mostra que há uma relação entre os sinais COP\_AP e o trem tanto no paradigma EM (observado anteriormente na Figura 4. 2) como no EC. Entretanto, pode-se observar uma relação direta na EM (à direita da Figura 4. 11), onde o valor 0 na abscissa indica o início da estimulação e, o COP\_AP responde com um deslocamento anterior, 0,2s após a estimulação, devido à pressão que o FDB realiza na parte anterior do pé ao ser estimulado. Esta contração faz com que haja uma posteriorização do COP\_AP, em torno de 0,3s pós estímulo, e, no momento em que o estímulo cessa (1 segundo), há um desequilíbrio posterior e um ajuste (0,2s após o final da salva) para controlar o COP. Essa posteriorização do COP parece menor quando o

indivíduo está de OF (Figura 4. 11-d) mas, o tempo de resposta se mantém. E esse padrão se repete de 5 em 5 segundos, exatamente os intervalos de estímulo, como mostra a Figura 4. 11-a e b. No caso da EC (na cor preta) há uma resposta do COP mas seu pico começa no meio do estímulo (0,6 segundo). Outra característica interessante é que essa resposta do COP\_AP durante a EC parece ter um pico menor quando o indivíduo está com os OF.



**Figura 4. 12** - Gráfico da covariância cruzada entre o COP\_AP e o trem de estímulos dado branqueados. O sinal azul corresponde ao paradigma SE, vermelho ao EM e preto ao EC, a faixa em verde indica o intervalo de confiança de 95%. Os gráficos a e b correspondem às situações de OA e OF, respectivamente. Os gráficos à direita são somente um aumento de escala, para melhor visualização.

Todavia, ao se branquear os sinais correspondentes, ou seja, as amostras de cada sinal são transformadas em amostras independentes, os resultados diferem. A Figura 4. 12 mostra que o EC não foi suficiente para alterar o COP de forma sincronizada (apesar da presença da pequena onda M do FDB descrita anteriormente) e também mostra que a

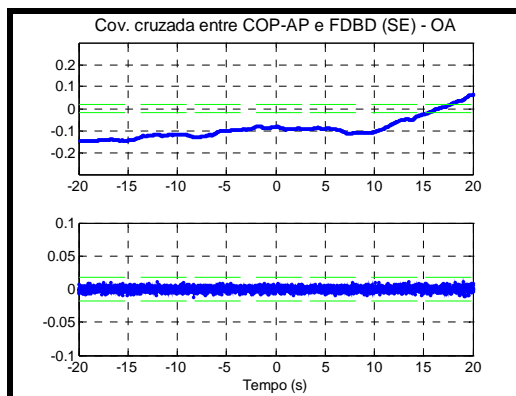


periodicidade, durante o EM é mantida. Portanto a covariância cruzada entre o COP\_AP e o trem de estímulos do EC sem o processamento de branqueamento apresenta um pico espúrio devido aos trechos de duração finita dos sinais e à correlação periódica entre as amostras de cada um dos sinais.

Mas é através da visualização dos gráficos ampliados (à direita da Figura 4.12) que é possível avaliar como o branqueamento do COP permitiu que a covariância cruzada fosse sensível e evidenciasse o efeito do pulso de estímulo motor individualmente. Como se pode observar no EM (em vermelho), há 16 picos (dentro de 1 segundo) correspondentes aos 16 pulsos que compõem a salva de estímulo, mostrando uma seqüência de eventos: primeiro pico em 0,03s após o início da estimulação e uma média de 0,06s de intervalo entre cada pico, resultando numa freqüência de 16 Hz. Mas, somente os primeiros e últimos picos são estatisticamente significativos. Os picos negativos (primeiro pico em 1,03s, não significativo e, o segundo em 1,08s, significativo) e positivos (1,14s) que ocorrem após 1 segundo de estimulação indicam o ajuste do COP ao estímulo. Novamente há uma leve diminuição na amplitude dos picos de covariância durante a situação de OF.

Como foi descrito anteriormente, no item 3.1, para que o cálculo de uma covariância entre o COP\_AP e os sinais eletromiográficos foi necessário retirar os artefatos, reamostrar e filtrar os EMGs.

A Figura 4.13 traz as médias das covariâncias cruzadas antes (superior) e pós-branqueamento (inferior) dos sinais do COP\_AP e do músculo FDB do membro inferior direito (FDBD) durante o paradigma SE. Nota-se no gráfico inferior que não há covariância estatisticamente significativa entre a envoltória do EMG do músculo FDB direito e o COP\_AP durante a postura ereta quieta. O mesmo ocorre na ausência de visão e para o FDB do lado esquerdo.

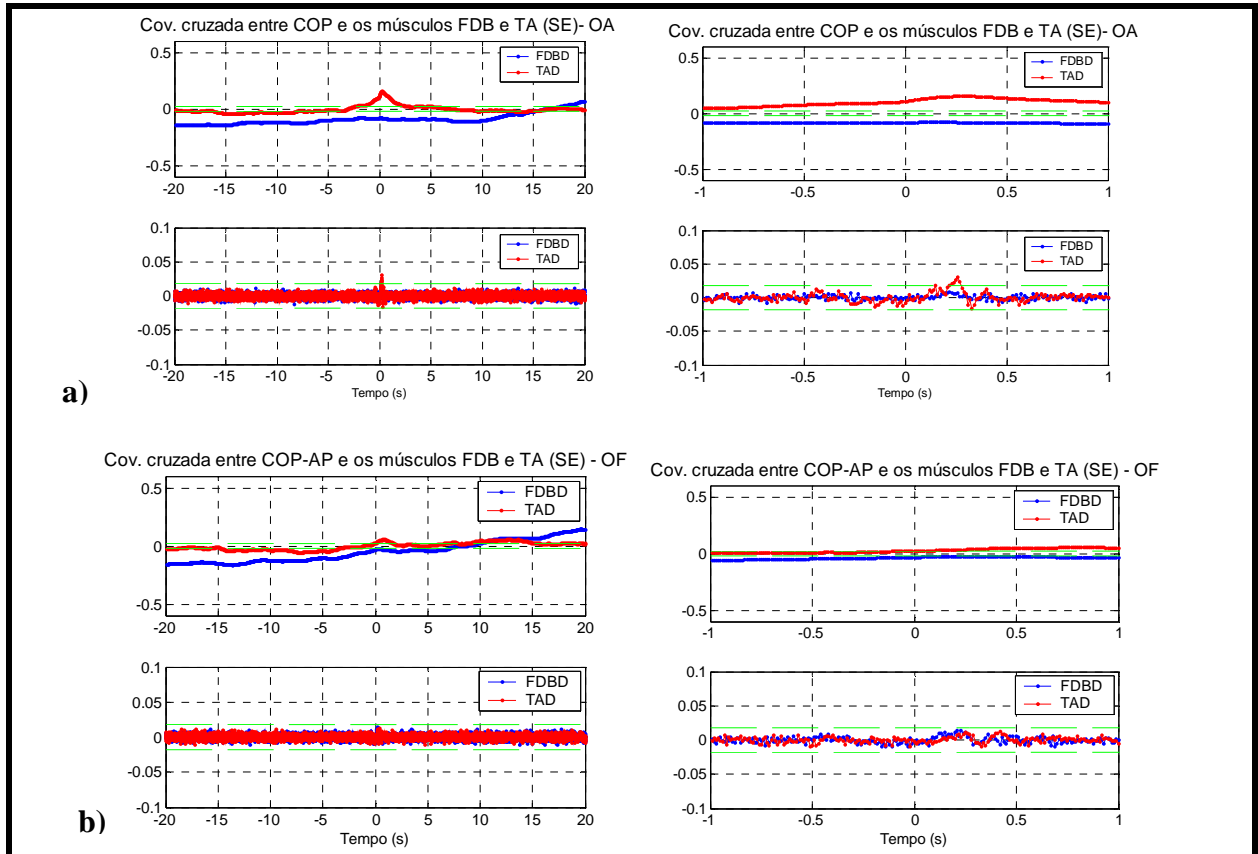


**Figura 4. 13** - Gráficos com as médias das covariâncias cruzadas antes (superior) e pós branqueamento(inferior) entre o COP\_AP e o músculo FDBD durante o SE com os Olhos Abertos.

As Figuras 4.14, 4.15 e 4.16 mostram as covariâncias cruzadas entre o COP\_AP e os EMGs processados dos outros músculos estudados, no paradigma SE. Para fins de comparação, optou-se por representar duas covariâncias cruzadas em cada gráfico, sendo o superior correspondente à covariância cruzada e o gráfico inferior à covariância cruzada pós-branqueamento dos sinais.

Como o intuito deste trabalho é avaliar a influência do músculo FDB, a sua covariância com o COP é a base de todos os gráficos (em azul), sendo então as covariâncias correspondentes aos outros músculos de cores variadas. Neste paradigma de postura quieta, sem estimulação elétrica, fica claro que o FDB não apresenta nenhuma atividade considerável correlacionada com o COP\_AP.

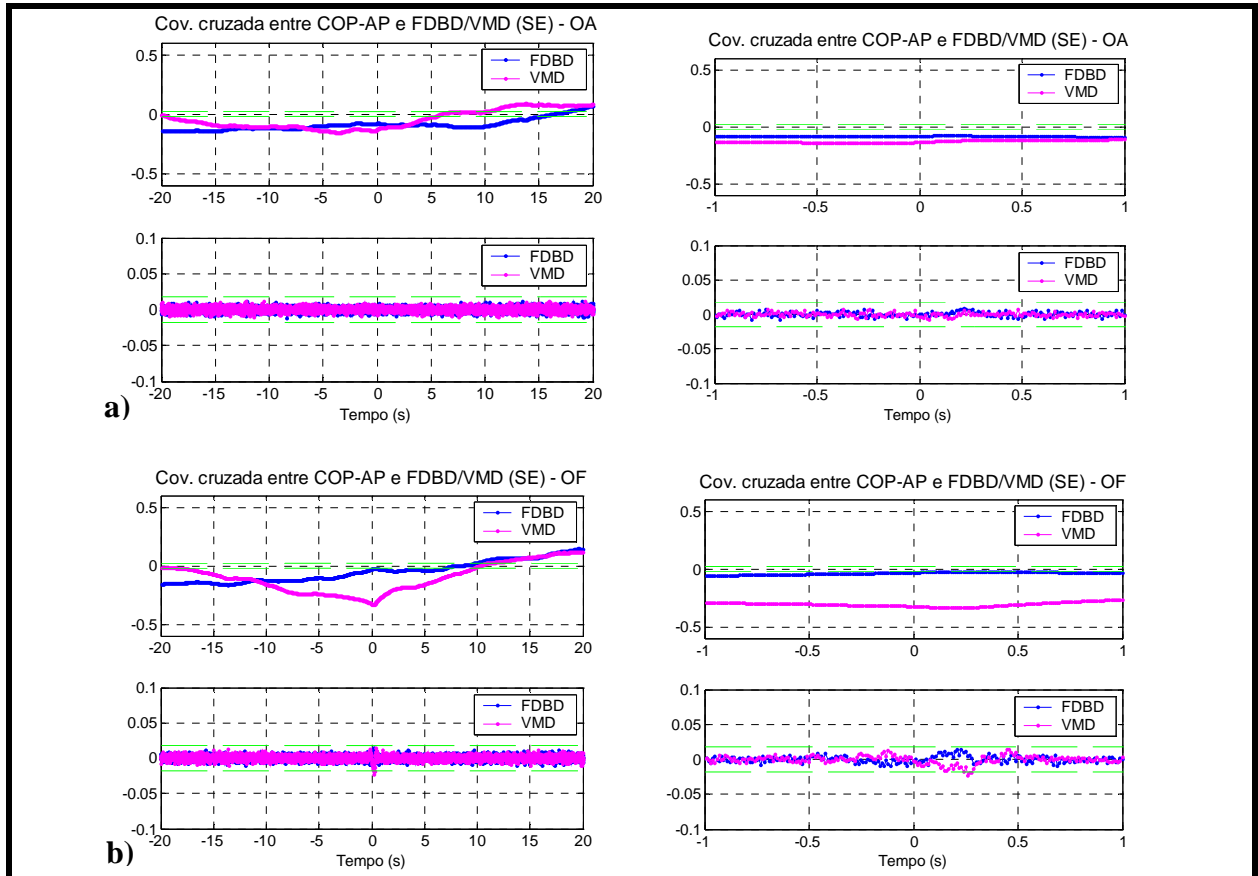
Como pode-se observar na Figura 4. 14, o músculo TA apresentou uma pequena covariância na situação de OA, com um pico de covariância de 0,03 com atraso de 260 ms (Figura 4. 14-a) e, esse padrão se repete com o Membro Inferior Esquerdo (MIE) mas, com um atraso de 240 ms. Com os OF, não há covariância considerável neste paradigma (Figura 4. 14 – b).



**Figura 4.14-** Gráficos com as médias das covariâncias cruzadas entre o COP-AP e os músculos FDB e TA. Os gráficos a e b correspondem a essas covariâncias no membro inferior D nas situações de OA e OF, respectivamente. Os gráficos à direita da Figura são somente um aumento de escala, para melhor visualização.

Em relação ao músculo VM, não houve covariância em nenhum dos membros inferiores em qualquer das situações de OA e OF, como mostra a Figura 4. 15.

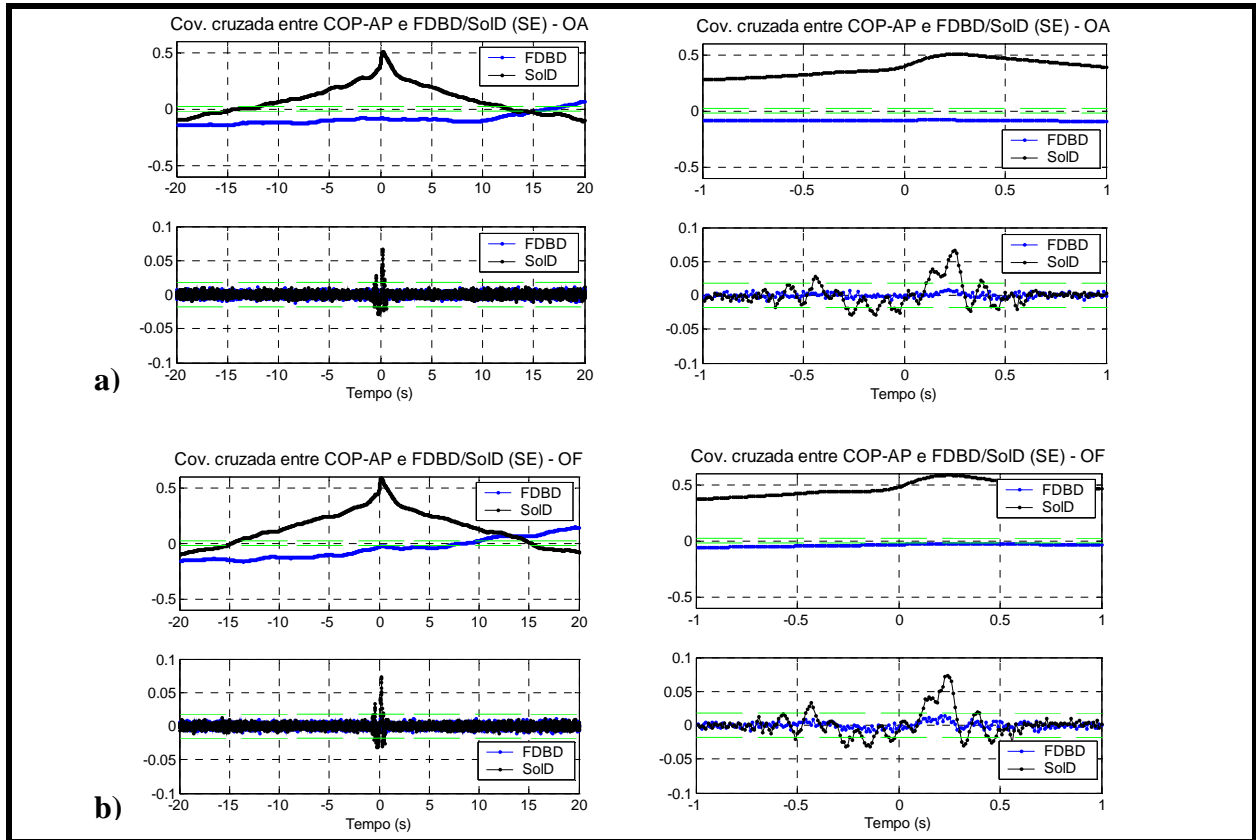
Já o *Sóleus* apresenta claramente uma covariância com o COP-AP (Figura 4. 16) conforme já descrito por SCHIEPPATI *et al.* (1994). Na covariância cruzada o pico apresentou uma amplitude média de 0,5 com um atraso de 0,2 segundo enquanto na covariância cruzada pós-branqueamento esse pico reduziu para uma média de 0,06, estatisticamente significativo, com o mesmo atraso indicando que existe uma covariância básica entre o COP-AP e o Sol na postura ereta quieta. Covariância essa indicando que para um aumento da atividade motora do Sol segue-se, 200 ms depois, uma anteriorização do COP (GATEV *et al.*, 1999; MEZZARANE, 2004; MAURER; PETERKA, 2005).



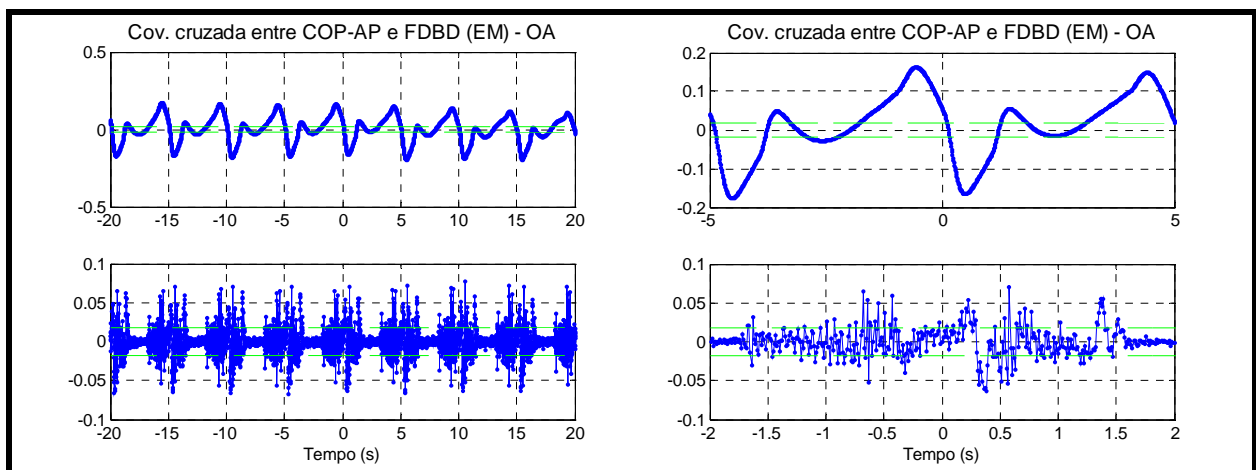
**Figura 4. 15-** Gráficos com as médias das covariâncias cruzadas entre o COP\_AP e os músculos FDB e VM. Os gráficos a e b correspondem a essas covariâncias no membro inferior D nas situações de OA e OF, respectivamente. Os gráficos à direita da Figura são somente um aumento de escala, para melhor visualização.

A Figura 4. 17 traz a média das covariâncias cruzadas antes (gráfico superior) e após o branqueamento (gráfico inferior) dos dados do COP\_AP e do FDB durante o EM com os Olhos Abertos.

Como se pode observar na covariância cruzada sem o branqueamento dos sinais, há uma resposta cíclica do COP e do FDB de 5 em 5 segundos. Entretanto, ao aumentarmos a escala desse gráfico (à direita) os picos positivos da covariância do FDB estão em um deslocamento temporal de -0,5 s, o que indicaria que o COP apresentou uma anteriorização 500 ms antes de cada contração sustentada do FDB.



**Figura 4. 16** - Gráficos com as covariâncias cruzadas entre o COP\_AP e os músculos FDB e Sol. Os gráficos a e b correspondem a essas covariâncias no membro inferior D nas situações de OA e OF, respectivamente. Os gráficos à direita da Figura são somente um aumento de escala, para melhor visualização.

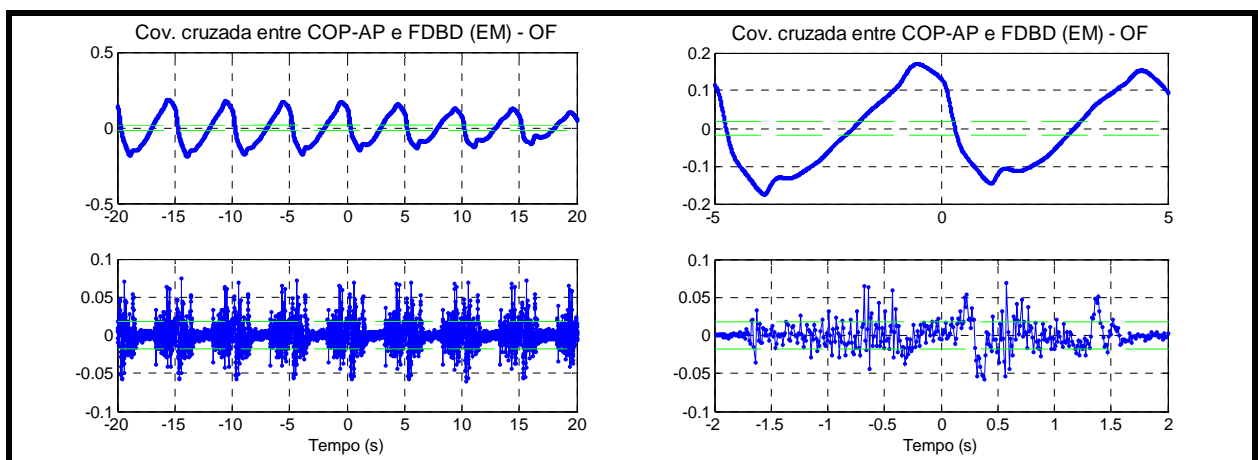


**Figura 4. 17** - Gráficos com a média das covariâncias cruzadas antes (superior) e pós branqueamento(inferior) entre o COP\_AP e o músculo FDBD durante a EM com os Olhos Abertos. O gráfico à direita corresponde somente a um aumento de escala, para melhor visualização.

Esse mesmo aumento na escala de tempo na covariância pós-branqueamento, mostra a existência de ruído de alta frequência superposto a uma variação

mais lenta em uma abscissa em torno de +300 ms. Esse ruído de alta frequência é um artefato devido à dificuldade de se branquear os dois sinais e pode ser desconsiderado. O pico positivo em +0,25s indica que o COP apresentou uma anteriorização 250 ms após a contração do FDB, conforme visto na literatura para o músculo *Sóleus* (MEZZARANE, 2004) além de um pico positivo em 1,35 segundo, indicando uma covariância entre o COP e o FDB 350 ms após o término do estímulo (1 segundo de duração).

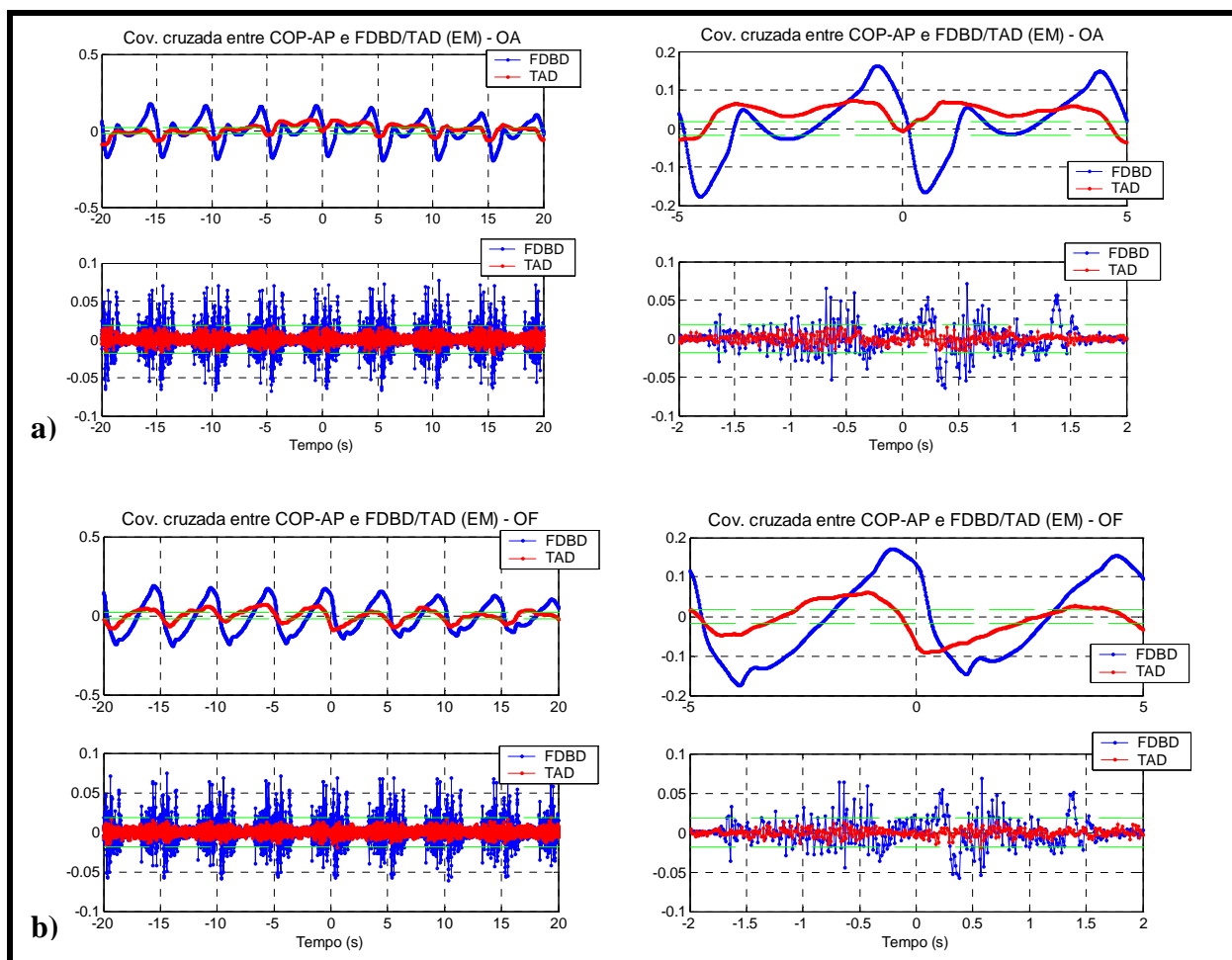
Estas características se mantêm quando os indivíduos permaneceram de olhos fechados, como mostra a Figura 4. 18, com exceção da forma do pico de covariância (pré-branqueamento) que tem características mais lentas do que com OA. Isto poderia ser um indicativo de que com a presença de visão, os mecanismos de controle postural se ajustariam de forma mais rápida.



**Figura 4. 18** - Gráficos com a média das covariâncias cruzadas antes (superior) e pós branqueamento(inferior) entre o COP\_AP e o músculo FDBD durante a EM com os Olhos Fechados. O gráfico à direita corresponde somente a um aumento de escala, para melhor visualização.

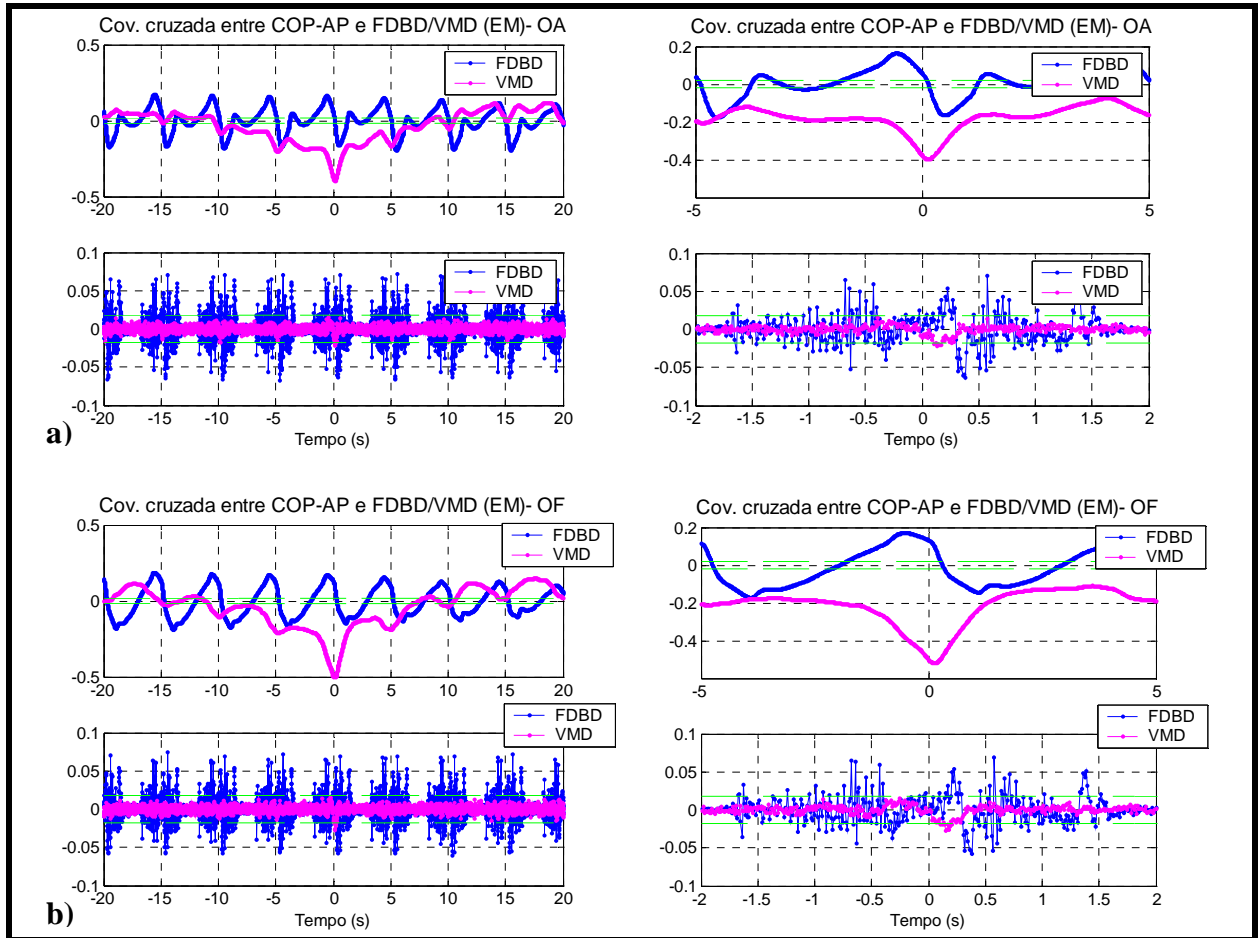
Considerando as covariâncias cruzadas não branqueadas entre o COP e os músculos FDB e TA, como mostra os gráficos superiores da Figura 4. 19, há picos de covariância do TA que se repetem mas, não com a mesma amplitude encontrada no FDB. Mas, ao se branquear os sinais, essas características desaparecem na covariância entre o

COP\_AP e o músculo TA, mas se mantém na covariância cruzada do COP\_AP com o FDB. A visão parece não alterar significativamente as covariâncias entre o COP\_AP e a atividade do TA.



**Figura 4. 19** - Gráficos com as médias das covariâncias cruzadas (antes e pós branqueamento) entre o COP\_AP e os músculos FDB e TA, ambos correspondentes ao membro inferior direito, durante a EM. Os gráficos a esquerda da Figura correspondem a situação de OA (a) e de OF (b). Os gráficos à direita correspondem somente a um aumento de escala, para melhor visualização.

Interessantemente, a covariância média entre o COP e o músculo VM durante EM (Figura 4. 20) apresentou um pico negativo em torno de +0,15s podendo ser um indicador que essa musculatura auxilia na manutenção da postura ereta no regime de estimulação do músculo FDB.



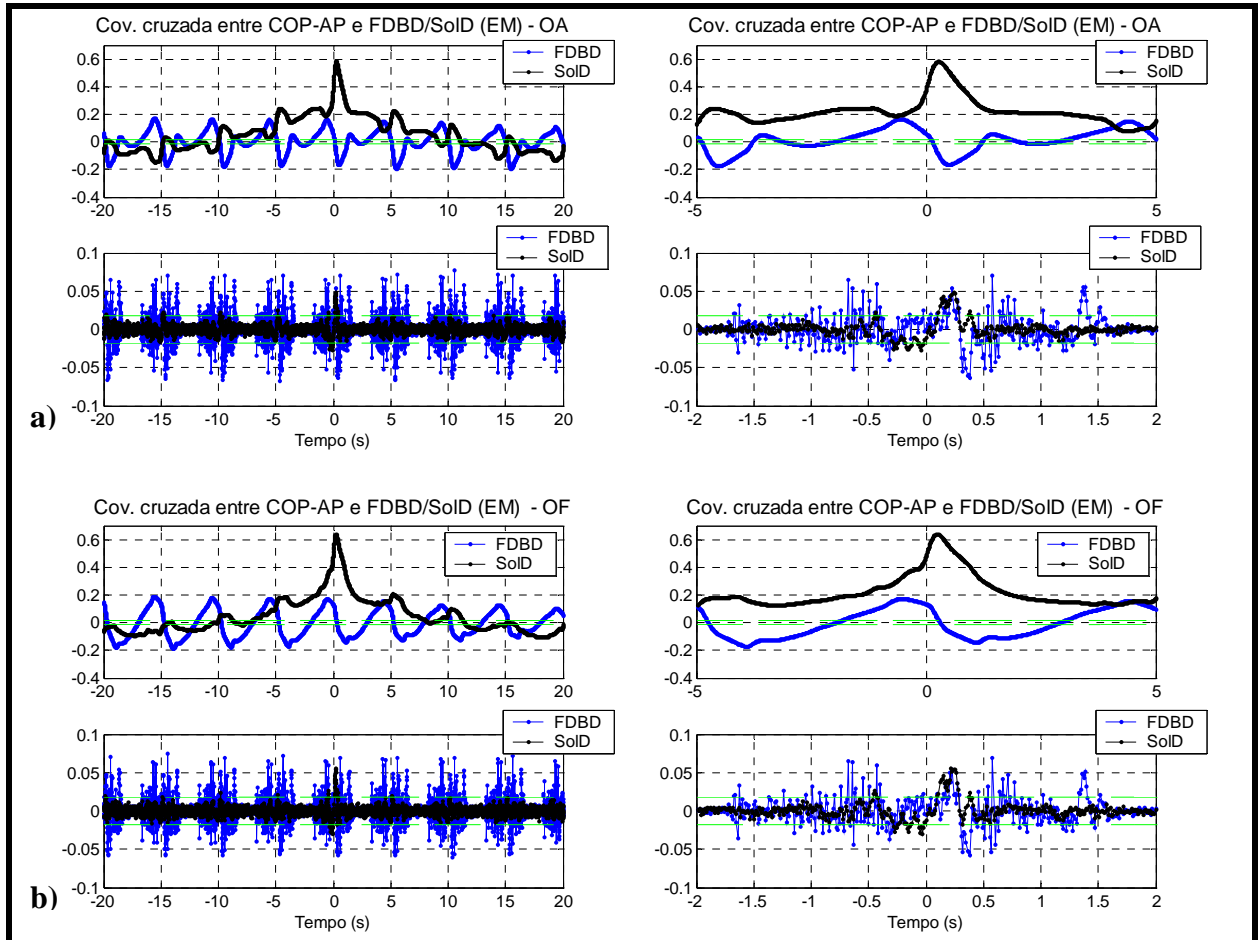
**Figura 4.20-** Gráficos com as médias das covariâncias cruzadas (antes e pós branqueamento) entre o COP\_AP e os músculos FDB e VM, ambos correspondentes ao membro inferior direito, durante a EM. Os gráficos a esquerda da Figura correspondem a situação de OA (a) e de OF (b). Os gráficos à direita correspondem somente a um aumento de escala, para melhor visualização.

A média das covariâncias cruzadas não branqueadas entre o COP\_AP e o *Sóleus* (Sol) mostra, assim como os outros músculos, uma periodicidade dos picos de covariância, além de picos com características mais lentas durante a situação de OF (Figura 4.21).

Mas, diferentemente dos músculos VM e TA, existe uma covariância significativa entre o COP\_AP e o *Sóleus*, como foi também observado na covariância cruzada no paradigma SE. Ela é melhor visualizada pós-branqueamento, notando-se, todavia, que esse pico de covariância em torno de 250 ms não se repete, ou seja, a covariância cruzada não apresenta a periodicidade encontrada no caso do FDB. Outro aspecto interessante observado é



que a amplitude e o instante do pico (aproximadamente 250 ms) na covariância do COP\_AP e o Sol é a mesma do FDB quando estimulado.

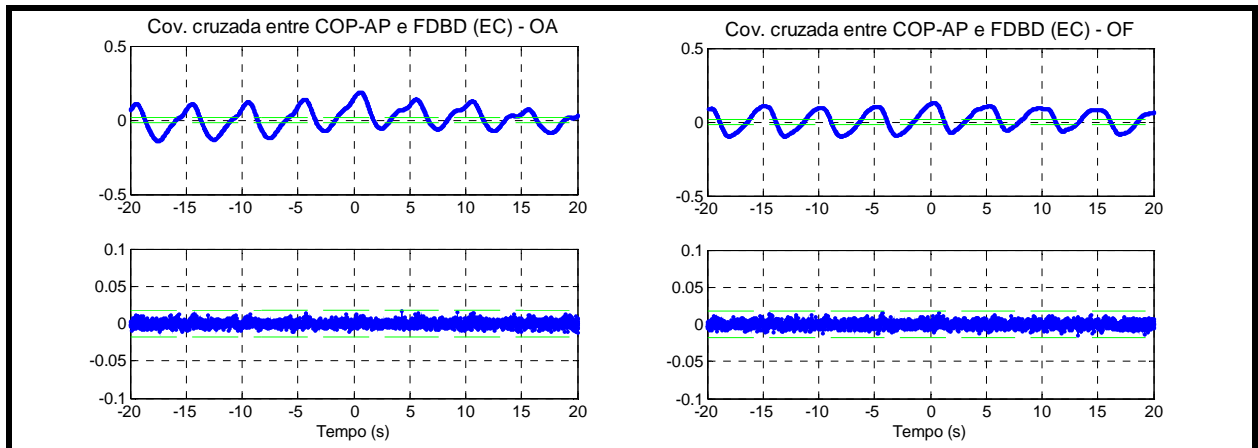


**Figura 4. 21** - Gráficos com as covariâncias cruzadas (antes e pós branqueamento) entre o COP\_AP e os músculos FDB e Sol, ambos correspondentes ao membro inferior direito, durante a EM. Os gráficos à esquerda da Figura correspondem a situação de OA (a) e de OF (b). Os gráficos à direita correspondem somente a um aumento de escala, para melhor visualização.

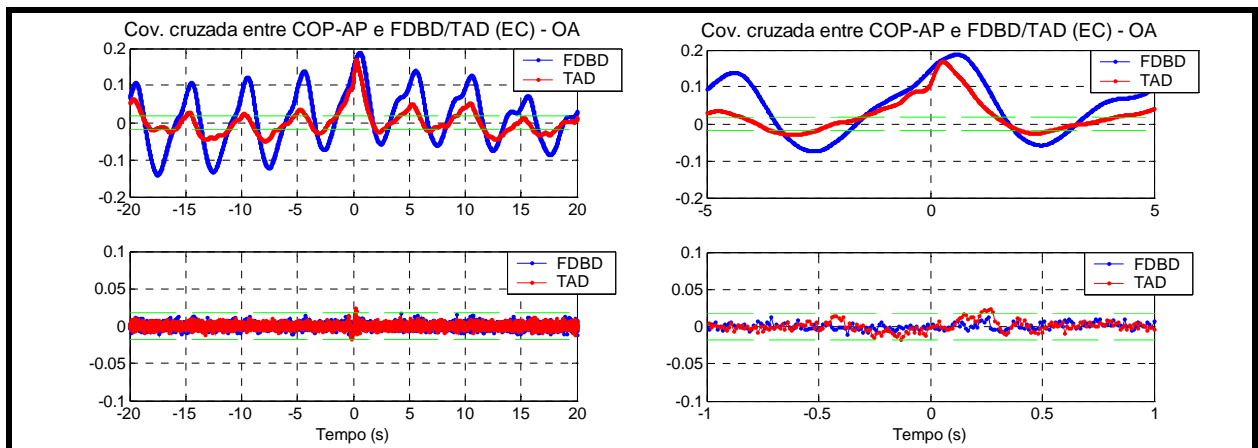
O que pôde ser observado no paradigma EM é que, houve, além de uma covariância clara entre o COP\_AP e o FDB (melhor visualizado na Figura 4. 17), uma periodicidade de 5 s na covariância mesmo após o branqueamento dos sinais. Isto não ocorreu para os outros músculos.

No paradigma EC, a média da covariância cruzada não branqueada entre o COP\_AP e o músculo FDB, mostra ainda uma peridiocidade, semelhante à covariância

encontrada no paradigma EM, como se o FDB durante o EC, tivesse alguma relação com o COP\_AP, talvez causada pela pequena onda M encontrada durante este paradigma no EMG. Entretanto, pós-branqueamento, percebe-se que não há covariância significativa como mostram os gráficos inferiores da Figura 4. 22, independente da presença ou não da visão.

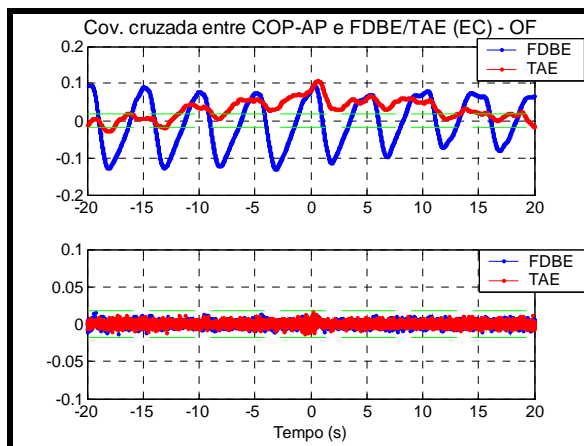


**Figura 4. 22** - Gráficos com as médias das covariâncias cruzadas (antes e pós branqueamento) entre o COP\_AP e o músculo FDB, ambos correspondentes ao membro inferior direito, durante a EC. O gráfico a corresponde à situação de OA e b de OF.

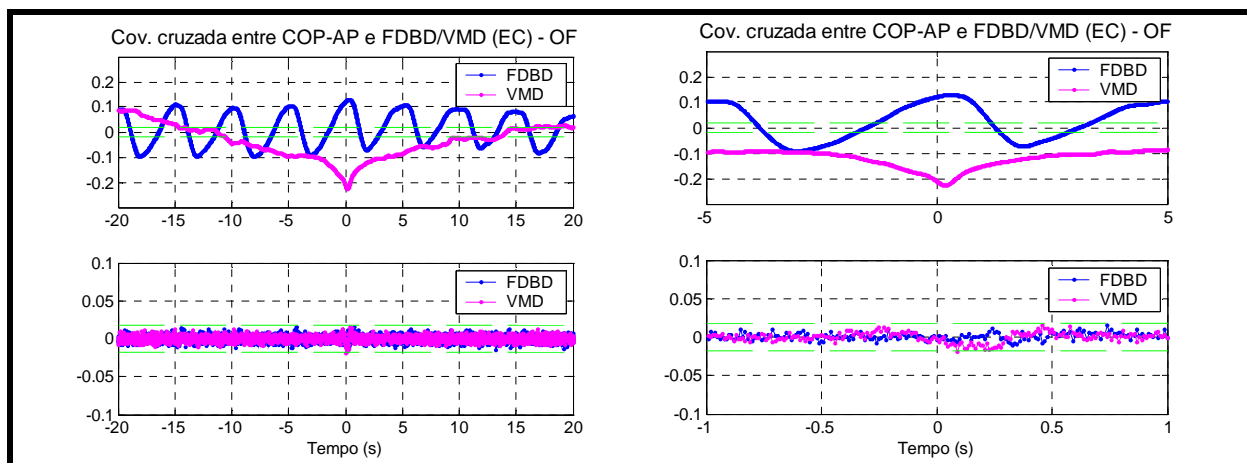


**Figura 4. 23** - Gráficos com as médias das covariâncias cruzadas (antes e pós branqueamento) entre o COP\_AP e os músculos FDB e TA, ambos correspondentes ao membro inferior direito, durante a EC com os OA. O gráfico à direita corresponde somente a um aumento de escala, para melhor visualização.

Os músculos TA (Figura 4. 23) e VM (Figura 4. 24) também não apresentaram uma covariância significativa com o COP\_AP durante o EC.



**Figura 4. 24-** Gráfico com as médias da covariância cruzada (antes e pós branqueamento) entre o COP\_AP e os músculos FDB e TA, ambos correspondentes ao membro inferior esquerdo, durante a EC com os OF. Note que não há presença de covariância no gráfico pós branqueamento.

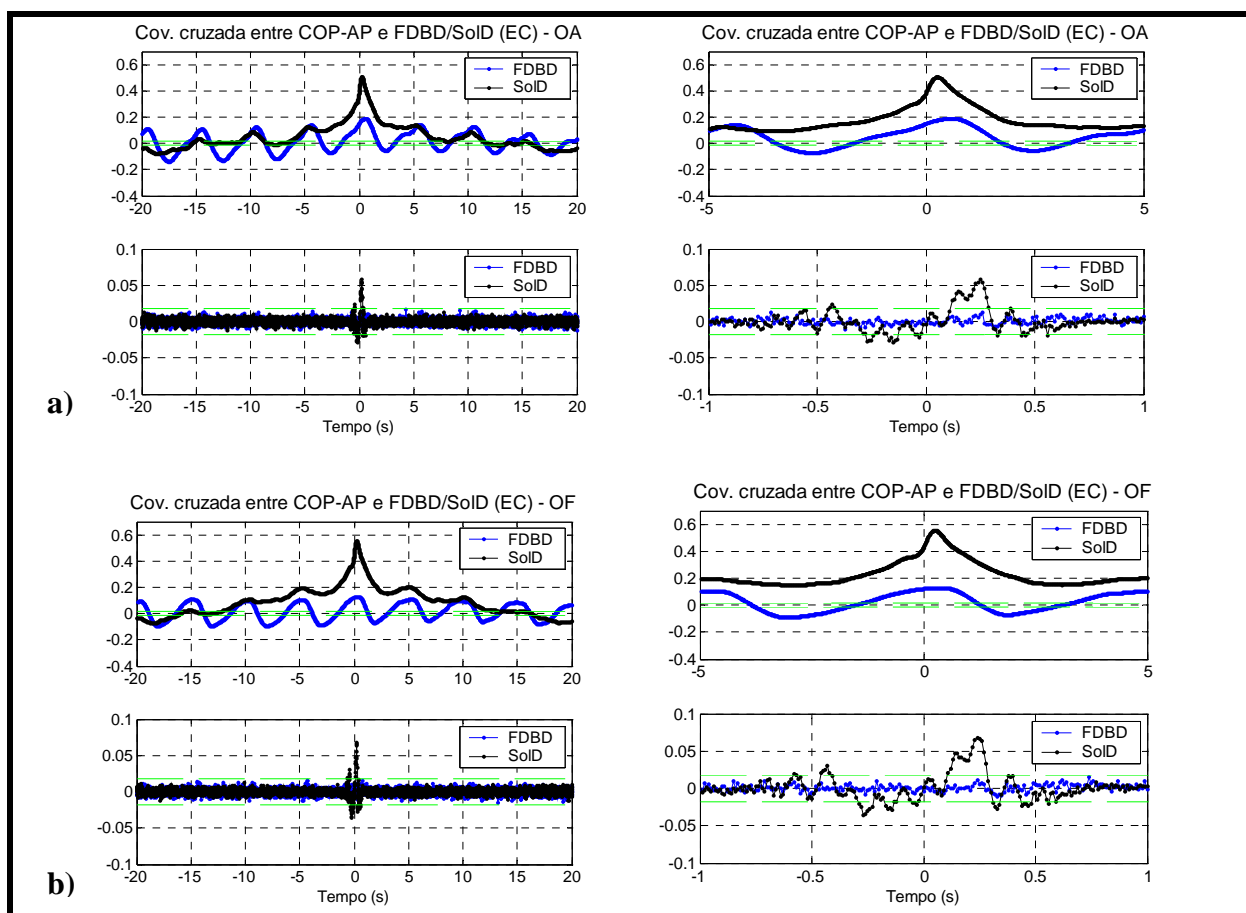


**figura 4. 25 -** Gráficos com as médias das covariâncias cruzadas (antes e pós branqueamento) entre o COP\_AP e os músculos FDB e VM, ambos correspondentes ao membro inferior direito, durante a EC com os OF. O gráfico à direita corresponde somente a um aumento de escala, para melhor visualização

O músculo Sol não apresentou as características lentas durante a situação de OF, descritas durante o paradigma EM. Entretanto, esta situação de OF parece aumentar o pico de covariância com o COP\_AP. Aumento este que ocorreu em ambos os membros inferiores.

A covariância cruzada pós-branqueamento mostrou que as correlações entre os músculos estudados e o COP\_AP (pré-branqueamento) durante o EC, seriam na verdade, um reflexo de algum resquício da retirada do artefato de estímulo, ou mesmo, da dependência

entre as amostras dos sinais, uma vez que, as correlações não apresentavam a periodicidade dos estímulos dados. Ao considerar o paradigma SE, pode-se notar que os músculos TA, Sol e até mesmo o VM apresentam picos no ponto 0 da abscissa na ausência de estimulação, indicando uma possível atividade padrão no controle da postura ereta quieta, confirmando os resultados descritos por SCHIEPPATI *et al.* (1994).



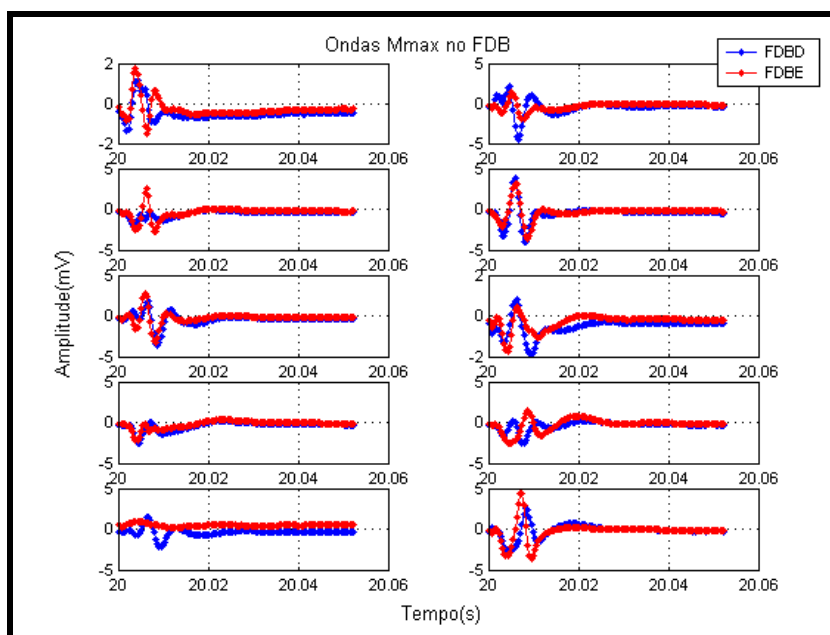
**Figura 4. 26** - Gráficos com as médias das covariâncias cruzadas (antes e pós branqueamento) entre o COP\_AP e os músculos FDB e Sol, ambos correspondentes ao membro inferior direito, durante o EC. Os gráficos à esquerda da Figura correspondem à situação de OA (a) e de OF (b). Os gráficos à direita correspondem somente a um aumento de escala, para melhor visualização.

#### 4.2. *Relação entre os momentos no plano sagital (My) gerados pelas ondas M máximas dos músculos Sóleus e FDB*

Com base nos resultados encontrados no item anterior, que mostram que o FDB é um músculo capaz de alterar o COP, fica uma dúvida sobre o grau de alteração que

este pequeno músculo da região plantar do pé é capaz de realizar. Para essa quantificação, foi calculada a relação entre os picos dos desvios nos respectivos momentos no plano sagital ( $M_y$ ) causados pelas estimulações máximas dos músculos FDB e *Sóleus*. Experimentalmente, basta obter as ondas  $M_{\text{máx}}$  pela estimulação dos nervos NPM e NT e medir os respectivos valores de pico de  $M_y$ . Entretanto, inicialmente, existe a necessidade de se verificar se há atividade do FDB, durante a estimulação do NT (pois o torque medido então, não será unicamente devido ao Sol). Este fenômeno pode ocorrer devido ao NPM ser uma ramificação inferior do NT, dificultando o estímulo exclusivo do *Sóleus*.

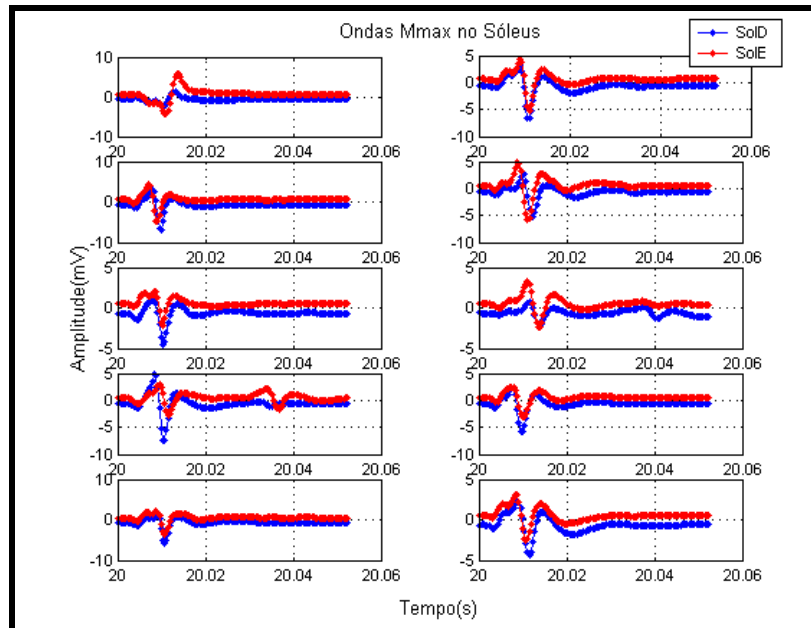
As Figuras 4.27 e 4.28 mostram os sinais eletromiográficos promediados de cada sujeito, associados à onda  $M_{\text{máx}}$  dos músculos FDB e *Sóleus*, respectivamente.



**Figura 4. 27** –Gráficos mostrando as médias das ondas  $M_{\text{máx}}$  do músculo FDB de 10 sujeitos (bilateralmente).

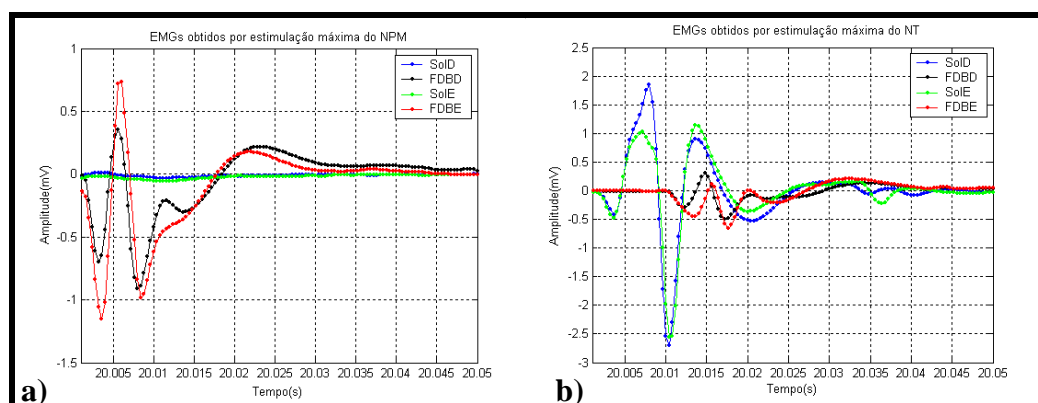
Observe que em todos os sujeitos houve a ativação do músculo estimulado. A Figura 4. 29 mostra uma promediação dessa atividade eletromiográfica de todos os sujeitos durante o paradigma. Essa promediação foi realizada somente com o intuito de visualizar a

atividade eletromiográfica bilateral nos músculos Sóleus e FDB simultaneamente durante ambos os estímulos.



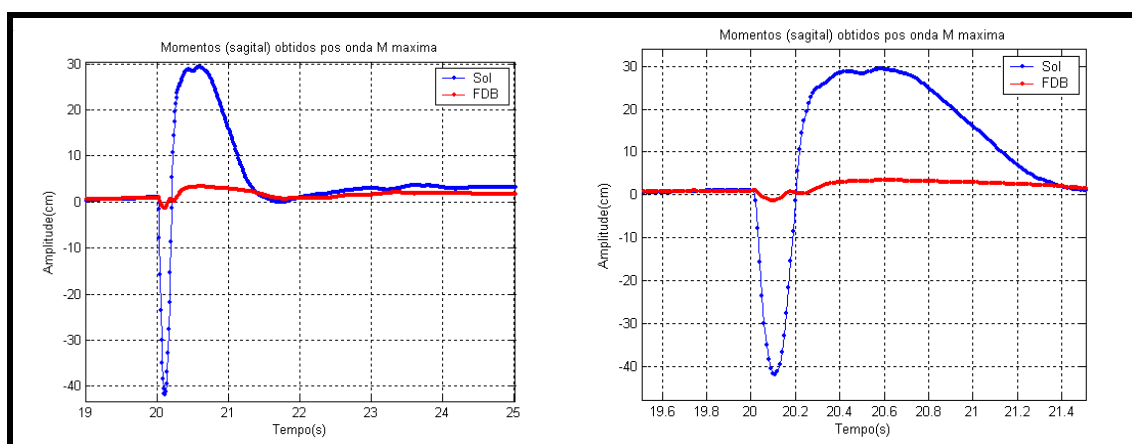
**Figura 4. 28-** Gráficos mostrando as médias das ondas  $M_{\max}$  do músculo *Sóleus* de 10 sujeitos (bilateralmente).

Note que não há atividade no músculo *Sóleus* durante a estimulação do NPM, como mostra a Figura 4. 29 (a). Entretanto, a Figura 4. 29 (b) mostra que durante a estimulação do NT, houve uma pequena atividade no músculo FDB.



**Figura 4. 29-** Gráficos das médias dos EMGs do FDB e do Sol bilateral durante a estimulação. A Figura a) corresponde a atividade eletromiográfica durante a estimulação no NPM, enquanto a b) indica a estimulação do NT.

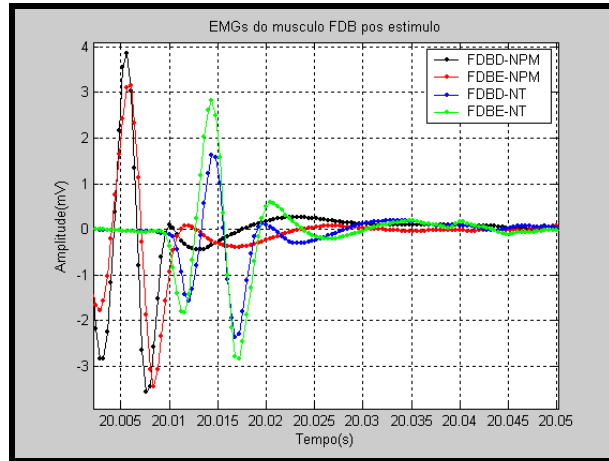
A Figura 4. 30 mostra os momentos gerados no plano sagital pelas ondas M máxima do FDB (vermelho) e o *Sóleus* (azul). Fica claro que a quantidade de momento gerada pela contração do músculo *Sóleus* é bem maior do que o momento gerado pelo FDB. Mas, vale ressaltar que o momento gerado pela M<sub>máx</sub> do *Sóleus* tem componentes de força gerados pela contração do FDB, uma vez que, pela inervação é impossível isolar o músculo *Sóleus*, como mostrou a Figura 4. 29 (b).



**Figura 4. 30** – Gráfico dos momentos, no plano sagital, gerados pelas ondas M máxima do FDB e Sol. O gráfico à direita corresponde a um aumento da escala de visualização do gráfico à esquerda.

Após as trinta aquisições (3 em cada sujeito), foi calculada a relação (equação 6) entre os picos dos momentos gerados pelas contrações máximas induzidas nesses músculos, seguindo-se de uma promediação dessas relações resultantes. A razão média resultante foi de 5,5 % entre o FDB e o *Sóleus*.

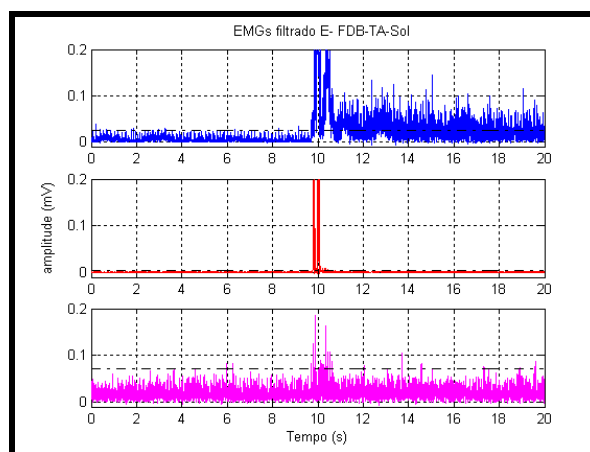
Há um erro ao considerar o pico do  $M_y$  do *Sóleus* como aquele devido à ativação exclusiva das fibras eferentes deste músculo, uma vez na estimulação do NT o FDB também é recrutado como mostra os traços azul e verde da Figura 4. 31. Mas como a influência relativa do FDB é pequena (<10% do *Sóleus*) o erro foi desprezado.



**Figura 4. 31-** Sinais eletromiográficos do músculo FDB em ambos os membros inferiores de um dos sujeitos. A legenda indica o paradigma utilizado, onde NPM corresponde a  $M_{\text{máx}}$  do FDB através da estimulação no Nervo Plantar Medial e NT a  $M_{\text{máx}}$  do *Sóleus* através da estimulação do Nervo Tibial.

### 4.3. *Comportamento do músculo FDB durante perturbações horizontais de deslocamento*

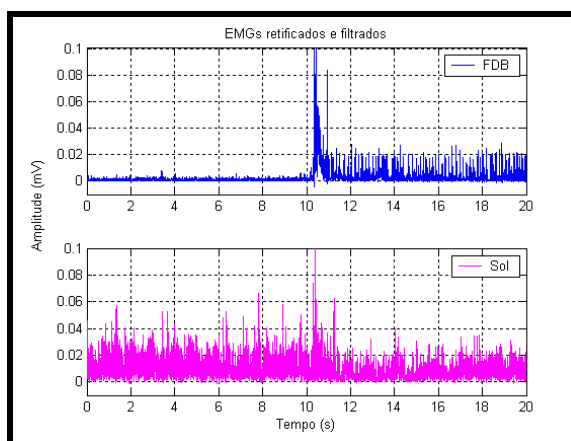
Ao analisar a atividade eletromiográfica durante este paradigma, conforme descrito no item 3.3, fica clara a ativação do FDB e dos outros músculos monitorados como mostra a Figura 4. 32. Essa ativação nos músculos FDB e TA ocorreu em todos os sujeitos e em todas as condições deste experimento.



**Figura 4. 32** – Gráficos com a atividade eletromiográfica retificada dos músculos FDB, TA e *Sóleus* de um sujeito com os OA durante o deslocamento anterior da plataforma. A linha tracejada vermelha corresponde a 3 desvios padrão da atividade basal correspondente antes da perturbação.



Já o *Sóleus* apresentou, em algumas tentativas, uma atividade basal (antes da perturbação) maior que os outros músculos analisados e não apresentou um aumento visualmente evidente da atividade eletromiográfica durante e após a perturbação. Especialmente em um dos sujeitos, como mostra a Figura 4. 33. Observe ainda que no período pós-perturbação há um aumento da atividade do FDB e uma diminuição da atividade do Sol.

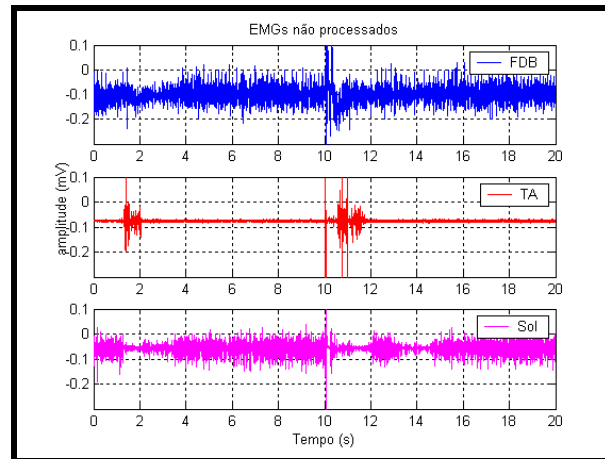


**Figura 4. 33** – EMG retificado e filtrado do FDB e do Sol em um dos sujeitos na situação de OF com o deslocamento da plataforma para trás e conseqüente inclinação anterior do corpo.

Ao observar a seqüência de ativação dos três músculos monitorados (FDB, TA e *Sóleus*) durante o experimento constatou-se que houve uma grande variação no padrão de ativação, dependendo da situação e até mesmo do membro inferior considerado. Especificamente em um dos sujeitos, na situação de OF, apresentou primeiramente uma ativação do FDB durante a inclinação anterior do corpo (deslocamento da plataforma no sentido posterior) e do músculo TA durante a inclinação posterior (deslocamento da plataforma no sentido anterior). Ainda nesta última situação, os 2 sujeitos restantes também apresentaram um ativação do FDB durante a inclinação posterior do corpo.

Outra característica que pode ser observada nas Figuras 4.32 e 4.33 é um aparente aumento da atividade do FDB em um longo período pós-perturbação. Ao comparar os valores médios da atividade eletromiográfica antes e depois da perturbação, observou-se

um aumento da atividade deste músculo em grande parte das tentativas (75%). O mesmo não ocorreu com os outros músculos estudados.



**Figura 4. 34** - Gráficos com a atividade eletromiográfica sem processamento dos músculos FDB, TA e Sóleus de um sujeito com os OF durante o deslocamento anterior da plataforma. Observe uma diminuição da atividade do músculo Sol antes e depois da perturbação. O gráfico à direita corresponde a um aumento da escala de visualização do gráfico à esquerda.

Em mais de 70% das tentativas durante este experimento, principalmente de OF, houve trechos de diminuição da atividade do músculo *Sóleus* como mostra a Figura 4. 34. Mas, essa diminuição parece não ter relação direta com a direção do deslocamento uma vez que ocorreu em ambas as direções.

## V. Discussão

Diversas pesquisas sobre o controle da postura ereta quieta verificam como uma atenuação ou mesmo retirada de uma modalidade específica de aferências sensoriais (KAVOUNOUDIAS *et al.*, 2001; JEKA *et al.*, 2004) altera as oscilações posturais. Por outro lado, o estudo do controle postural em condições de alteração da via eferente motora em seres humanos são é um pouco mais complexa. A metodologia de isolar uma atividade motora usada neste trabalho foi adotada para verificar os efeitos de um pequeno músculo na região plantar do pé (FDB) sobre a postura ortostática. O monitoramento de outros músculos importantes para o controle postural permitiu uma análise mais precisa do efeito da contração induzida do FDB sobre a posturografia e até mesmo sobre a atividade dos outros músculos.

### ***5.1. Efeitos da contração induzida do músculo FDB sobre a postura ortostática***

A simples visualização dos dados não processados (Figura 4. 1) sugere a influência do FDB sobre o COP<sub>AP</sub>. Pode-se afirmar que se conseguiu obter uma contração isolada, uma vez que não houve, pela análise visual, um aumento da atividade eletromiográfica pós-estímulo (Figura 4. 9) dos outros músculos estudados (TA, Sol e VM). A análise da covariância cruzada entre os EMGs desses músculos e o COP durante a estimulação do FDB corroboram com o isolamento da ativação do FDB. Essa influência do

FDB sobre o COP concorda com o trabalho de MASANI *et al.* (2004) que também verificou através da eletroestimulação que este músculo é capaz de alterar a posturografia estática. Entretanto, MASANI *et al.* (2004) não analisaram se a eletroestimulação utilizada influenciou outros músculos (como o *Sóleus* e o TA), o que poderia levar a conclusões inadequadas sobre o papel do FDB na postura ereta. De fato, este cuidado deve ser tomado, uma vez que ABBRUZZESE *et al.* (1996) e ANISS *et al.* (1992) descreveram que o FDB e as informações cutâneas da região plantar do pé teriam um papel inibidor sobre o Sol durante a postura ereta (Figura 5. 1).

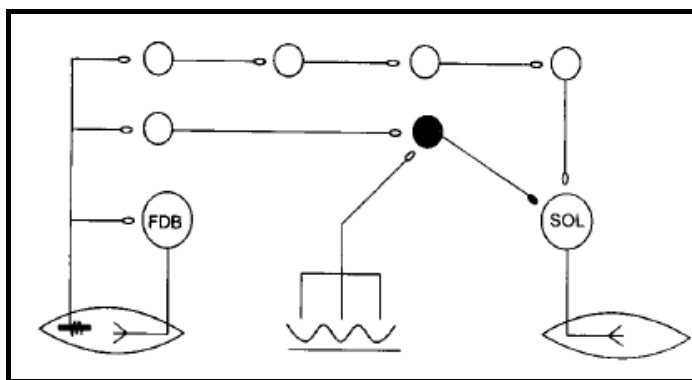


Figura 5. 1- O esquema descreve a circuitaria hipotética descrita por (ABBRUZZESE *et al.*, 1996). Nela, as fibras Ia do FDB, ativadas pela estimulação do NPM, evoca uma resposta multisináptica no Sol: i) excitatória (superior na Figura) e ii) inibitória de curta latência. Outra fonte de *input* inibitório seria as informações cutâneas da pele (centro inferior).

Segundo ABBRUZZESE *et al.* (1996) a ativação dos fusos das fibras aferentes primárias do FDB, através de uma estimulação do NPM (pulso de 1 ms a 2 Hz), mostra uma relação entre as aferências desse músculo e o Sol. Efeitos reflexos no músculo *Sóleus* parecem ser evocados pela estimulação de fibras de grosso calibre desse nervo, sendo inibitórios e de curta latência ( $48,7 \pm 0,9$  ms), seguidos de uma facilitação no Sol na postura ereta ligeiramente inclinada. Estas respostas se repetiram quando os sujeitos foram submetidos à mesma estimulação, mas na posição prona e com apoio na região plantar, indicando que esta inibição seria também causada por *inputs* tônicos da face plantar do pé.

Entretanto, ao analisarmos os resultados da promediação pós-estímulo (Figura 4. 9), percebeu-se que no presente trabalho não houve essa resposta reflexa tão evidente. Mas, vale salientar que o trabalho de SCHIEPPATI *et al.* (1995) mostrou que durante uma determinada atividade perturbadora da postura ereta, há a presença de reflexos de curta, média e até longa latência dos músculos Sol, TA e também do FDB como uma forma de controlar a postura ereta.

## 5.2. Caracterização das alterações do COP<sub>AP</sub>

Observou-se neste trabalho um aumento da amplitude do COP<sub>AP</sub> quando o indivíduo é submetido a uma perturbação, confirmando os achados da literatura (ARUIN *et al.*, 1998; DUARTE; ZATSIORSKY, 2002; LATASH *et al.*, 2003; JEKA *et al.*, 2004). Segundo LATASH *et al.* (2003), se o indivíduo está numa posição confortável, em condições seguras, o mapeamento dos limites de oscilação é desnecessário, refletindo, portanto numa oscilação menor. Mas, se o indivíduo se sente inseguro dentro dos seus limites de estabilidade postural a procura por esses limites aumenta, aumentando conseqüentemente a oscilação postural. Isso explicaria o aumento da oscilação durante a situação de OF e no paradigma EM. A resposta padrão (Figura 4. 11) encontrada a cada salva de estímulos (contração) mostra que uma contração do FDB causa efeitos na posturografia.

Ao considerar os sujeitos sem a eletroestimulação (SE), os valores dos dados da Tabela 4. 1 se mostram semelhantes aos valores reportados por outros autores (LATASH *et al.*, 2003 (RMS e V<sub>m</sub>); MAURER; PETERKA, 2005; PRIETO *et al.*, 1996).

Quando consideramos a diferença entre as situações de OA e OF (Tabela 4. 2) ainda na situação SE o aumento dos parâmetros com os OF variaram na mesma escala

(40%), com exceção da MFREQ que teve um aumento de mais de 100% com os OF. Essa mesma escala (40%) de aumento foi descrita por SCHIEPPATI *et al.* (1994) com relação a sujeitos normais, idosos e portadores de mal de Parkinson, mostrando como a visão é importante para o controle postural, independente da idade ou da presença de doença.

Contudo, as alterações causadas pela ausência de visão durante o EM, em relação à Vm e a FM (Tabela 4. 2), não foram tão significativas. Segundo CORNILLEAU-PÉRÈS *et al.* (2005), a velocidade, em comparação com o RMS, é a medida mais confiável da contribuição visual na postura ortostática, sendo sistematicamente maior na situação de OF do que na de OA (o que ocorreu nas situações de SE e EC). Segundo JEKA *et al.* (2004), os sistemas proprioceptivos, táteis e visuais são mais sensíveis à velocidade e, portanto um aumento na sua magnitude pode fornecer uma maior quantidade de informações, influenciando na dinâmica da oscilação. Entretanto, se durante o EM essa variável não apresentou este aumento, seria então possível afirmar que com a contração do FDB a influência da visão não é tão significativa?

Segundo MASANI *et al.* (2003) o *feedback* dado pela velocidade pode atuar também de forma significativa na antecipação de alterações da posição do corpo, uma vez que esta variável leva informações acerca do estado subsequente. Isso ocorre devido à alteração da velocidade do COP indicar a direção e a intensidade na qual o deslocamento se dará no próximo instante. Em geral, o *feedback* da velocidade em conjunto com o *feedback* da posição, chamado de controle derivativo e proporcional, pode potencializar a predição das condições futuras do sistema e possibilitar a sua estabilização de forma mais efetiva do que somente um controle proporcional de posição (PETERKA, 2000; ISABELLE *et al.*, 2003; MASANI *et al.*, 2006). A menor diferença na velocidade durante o EM, com relação aos OA e OF, poderia indicar então uma maior “estabilidade” do sistema.

Em relação à FM apresentar um valor maior durante a presença da visão (no paradigma EM) pode ser decorrente de uma tentativa de adaptação ao estímulo através das informações visuais, fazendo com que haja um aumento da frequência de oscilação do COP\_AP. Já com os OF, essa oscilação para trás causada pela contração do FDB talvez não seja o suficiente para fazer com que o indivíduo tente realizar qualquer correção. Patla *et al.* (1990) *apud* SCHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT (2002) nota que as excursões mais amplas do COP são geralmente interpretadas como um reflexo de um sistema deficiente no controle do equilíbrio, mas, que alguns idosos podem usar excursão mais ampla e frequência mais alta do COP com a finalidade de obter dos sistemas sensoriais mais informações acerca da sua postura enquanto permanecem dentro do seu centro de estabilidade.

Seria então a contração do FDB uma forma de aumentar as informações proprioceptivas? Esta maior “estabilidade” do sistema na situação OF durante a ativação do FDB poderia ser uma forma auxiliar de compensação da ausência da visão. Segundo NAKATA e YABE (2001) os deficientes visuais congênitos não apresentam déficit de estabilidade em relação a sujeitos sãos. O uso do FDB poderia ser um dos fatores responsáveis por esta estabilidade.

### **5.3. FDB como um músculo auxiliar no torque extensor**

O torque articular necessário para controlar o corpo durante a postura ereta pode ser passivo ou ativo. Os componentes do torque passivo são resultados das propriedades mecânicas intrínsecas (rigidez intrínseca dos músculos e tecidos adjacentes) e o torque ativo é gerado por contração muscular ativa (GATEV *et al.*, 1999; MORASSO; SCHIEPPATI, 1999; MORASSO; SANGUINETI, 2002). Uma vez que o centro de massa do corpo é projetado anteriormente à articulação do tornozelo, o torque extensor é continuamente requisitado para que o corpo do indivíduo não caia para frente. Essa posteriorização se dá principalmente pelos

músculos extensores plantares já que os flexores parecem inativos durante a postura ereta quieta (MASANI *et al.*, 2006). A covariância cruzada entre o COP\_AP e o pulso de estímulo mostrou claramente a capacidade de projeção posterior do músculo FDB. Apesar da inicial anteriorização do COP (Figuras 4.11 e 4.12), devido à força exercida pelo FDB sobre a parte anterior do pé, a contração deste músculo leva a uma posteriorização do COP. Sendo assim, o FDB é um músculo sinergista com os extensores (SCHIEPPATI *et al.*, 1995) e pode estar ativo em diversas alterações posturais que necessitem de uma adaptação do torque extensor.

Apesar de ter uma pequena contribuição, 5,5% do torque gerado pelo Sol, o FDB pode ser um dos fatores que fazem o ajuste fino da postura ortostática como foi descrito por MASANI *et al.* (2004).

Este resultado nos dá suporte para a hipótese de que este é um importante músculo para o controle da postura. Segundo JOHNSON *et al.* (1973), a composição do FDB é de 44,5% de fibras do tipo I e 55,5% de fibras do tipo II. Como este é um músculo sinergista ao *Sóleus*, na posteriorização do COP ele pode ser o músculo responsável pelos ajustes rápidos o que poderia ser feito através das fibras fásicas, mas, que também pode ter a capacidade de manter uma contração constante caso seja necessário. Um trabalho realizado por MARQUESTE *et al.* (2003) mostrou que quando submetido a um período de treinamento, o FDB pode ter um aumento do tempo de sustentação de uma contração equivalente a 60% da contração voluntária máxima.

#### **5.4. Efeitos da estimulação cutânea**

Os receptores cutâneos da região plantar do pé possuem um papel importante na regulação reflexa da postura como uma fonte de feedback sensorial



(ABBRUZZESE *et al.*, 1996; KNIKOU; CONWAY, 2001; MEYER *et al.*, 2004). HORSTMANN e DIETZ já em 1990, descreveram que a efetividade do sistema de controle postural depende da disponibilidade e da integridade de várias entradas sensoriais (visual, vestibular e proprioceptivo), mas também que deve se considerar como um sistema receptor adicional o pé. Este sistema deve ser considerado de forma isolada por ser responsável pela sinalização da posição do centro de gravidade do corpo em relação à sua superfície de apoio. MORIOKA e YAGI (2004) descrevem que a habilidade de regular a postura ortostática, em sujeitos saudáveis, é maior em sujeitos que possuem uma melhor habilidade perceptiva na sola dos pés.

A indicação oriunda das covariâncias cruzadas (pré-branqueamento) entre o COP\_AP e os diversos músculos no paradigma EC (Figuras 4.22 a 4.26) poderia levar à conclusão de que uma estimulação cutânea seria capaz de influenciar ou mesmo ativar os músculos e conseqüentemente afetar a posturografia. Uma possível justificativa para este resultado seria a pequena onda M do FDB (0,015 mV) encontrada durante a promediação dos EMGs pós-estímulo (Figura 4. 9). Esta atividade do músculo flexor curto dos dedos pode ter ocorrido por: i) ativação de uma fração de fibras eferentes do NPM durante o EC; ii) efeito reflexo sobre o FDB, via medular e iii) efeito sobre os motoneurônios de outro músculo, via medula, afetando indiretamente o FDB.

Entretanto, ao realizar o processo de branqueamento, essas respostas não foram estatisticamente significativas, mostrando que o EC por si só não é capaz de alterar o COP-AP. Estas considerações nos levam a crer que os sinais proprioceptivos dos músculos são fundamentais, juntamente com as pistas cutâneas, para organizar apropriadamente a postura (KAVOUNOUDIAS *et al.*, 2001; PROSKE, 2005), sendo importante a disponibilidade e integridade desse sistema motor. MEYER *et al.* (2004) mostrou em seu

trabalho que uma anestesia completa da região plantar produziu somente alterações moderadas na postura ereta, sendo maiores quando o indivíduo permanece em pé com os olhos fechados. Sendo assim, o autor afirma que a perda da informação sensorial cutânea é menos importante que o déficit proprioceptivo encontrado em polineuropatias periféricas. Portanto, quando há alteração em qualquer um dos componentes sensoriais (seja visual, vestibular, cutâneo ou proprioceptivo), o deslocamento do corpo geralmente aumenta com conseqüente aumento progressivo das atividades musculares de forma a tentar manter o equilíbrio postural (DIETZ, 1992). Portanto, como já descrevia HORAK em 1987, o sistema de controle postural deve ser então dividido em 3 partes: os componentes de organização sensorial, os componentes biomecânicos e também os componentes de coordenação motora.

Segundo JEKA *et al.* (2004) quando investigamos uma propriedade associada ao controle postural humano é importante lembrar que as informações que vêm de um determinado receptor são menos relevantes do que as informações advindas de uma atividade coletiva transmitida a partir de uma grande população de receptores distribuídos sobre o corpo e aí integrados ao SNC. A partir dessas informações é que um padrão de resposta pode vir a seu gerado. De qualquer forma, a visão clássica do sistema somatosensorial é que ele nos fornece informações sobre: i) forças de superfície de contato e propriedades como textura e fricção e ii) a configuração relativa dos segmentos do corpo. Seria então o treino do FDB ou da musculatura intrínseca dos pés uma forma de aumentar a propriocepção para indivíduos que apresentam algum déficit sensorial?

### **5.5. FDB: ação no ajuste fino da postura ereta**

Ao analisar as covariâncias cruzadas do COP\_AP com o músculo *Sóleus* pode-se verificar um pico positivo em todas os paradigmas, indicando a presença da sua

atividade durante a postura ereta quieta. Segundo SCHIEPPATI *et al.* (1994), durante esta postura o músculo *Sóleus* realmente mantém uma atividade basal mas, quando há uma inclinação anterior há um aumento da atividade tônica do FDB sugerindo que este músculo pode ter um papel maior no suporte dessa posição.

O mesmo autor ainda mostra que as informações visuais têm um efeito estabilizador potente, mesmo em postura inclinadas, quando há um aumento da atividade fusimotora, suficiente para alterar os disparos do fuso, permitindo uma maior geração de atividade proprioceptiva. Entretanto, os nossos resultados mostraram que durante o estímulo do FDB o aumento dos parâmetros, como Vm e FM, durante a situação de OF não aconteceu de forma significativa. A percepção de forças sob o pé, geradas durante o EM, perpendicular a pele durante o apoio poderia ser uma das fontes usadas para gerar uma estimativa interna da localização do COM do corpo (MEYER *et al.*, 2004).

Os resultados alcançados neste trabalho indicam que as conclusões descritas pelo grupo de Schieppati, mostrando a importância deste músculo na postura, são justificáveis. Entretanto, em alguns destes trabalhos (SCHIEPPATI *et al.*, 1995; SCHIEPPATI; NARDONE, 1995; ABBRUZZESE *et al.*, 1996; CORNA *et al.*, 1996; NARDONE *et al.*, 1996; SCHIEPPATI; NARDONE, 1997), não houve correlações com a postura ereta quieta, por outro lado MASANI *et al.* (2004) o definem como um importante músculo para o ajuste fino no controle da postura ortostática sem considerar os efeitos de outros grupos musculares.

Este ajuste fino é um importante aspecto para a compreensão da complexidade do controle postural. Não somente como um simplificador do controle neural, mas sim como uma necessidade de um controle lógico e simples sobre um sistema mecânico contínuo (NASHNER; MCCOLLUM, 1985).

O paradigma da plataforma móvel mostrou que numa perturbação horizontal, o sujeito utiliza o FDB como forma de estabilizar a postura. Independente do deslocamento anterior ou posterior há uma ativação dos três músculos estudados e não uma ativação do TA somente num deslocamento anterior da plataforma e do Sol num deslocamento posterior como comumente é descrito na literatura (HORSTMANN; DIETZ, 1990; WINTER, 1995; KAVOUNOUDIAS *et al.*, 2001). Uma co-contração parece ser importante para estabilizar a postura ereta após uma perturbação, mas, não deve ser considerado como um fator único da estabilização (VAN SOEST *et al.*, 2003). Uma outra característica observada neste último experimento foi a diminuição da atividade eletromiográfica do *Sóleus* que poderia ser considerada como uma inibição (Figura 4. 34). Entretanto, devido à indisponibilidade de padronização da perturbação aplicada e dos seus efeitos sobre outras articulações do corpo (como o quadril, por exemplo) não há como mensurar de forma adequada os efeitos da perturbação (HORSTMANN; DIETZ, 1990). Esta diminuição da atividade eletromiográfica encontrada em mais de 70% das tentativas pode ser decorrente de uma inibição recíproca do TA, uma vez que, este músculo também entrou em atividade pela perturbação dada.

Mas circuitaria hipotética descrita por (ABBRUZZESE *et al.*, 1996) e comentada no item 5.1 não pode ser totalmente descartada uma vez que a Figura 4. 33 mostra uma diminuição em um longo período pós-perturbação do Sol, juntamente com um aumento da atividade do FDB. Conexões unidirecionais de distal para proximal são bem desenvolvidos nos membros superiores, principalmente projeções de músculos intrínsecos da mão sobre os músculos do braço e antebraço (PIERROT-DESEILLIGNY; BURKE, 2005), talvez existam projeções da musculatura intrínseca do pé que auxiliem no controle muscular. O aumento da atividade eletromiográfica após a perturbação e a concomitante diminuição da atividade do músculo *Sóleus* pode ser um indício desta projeção.

Como descrito por (LATASH *et al.*, 2003) não há motivos para achar que a oscilação encontrada durante a postura ereta quieta não esteja presente quando há ação voluntária como um deslocamento anteroposterior, por exemplo, mas, essas posturas voluntárias devem possuir métodos próprios de manter a sua estabilidade. Uma dessas possibilidades é o uso do FDB que comumente não está presente na postura ereta quieta.

## VI. Conclusão

Os resultados mostraram que o FDB tem um efeito direto sobre o Centro de Pressão e uma potencial influência no sistema de controle postural. Este efeito pode ser considerado como um ajuste fino e um potencial auxiliador no controle da posição ereta uma vez que, este músculo esteve presente em perturbações que podem ser consideradas funcionais.

Novos trabalhos, com uma metodologia adequada devem ser realizados para compreender o efeito deste pequeno músculo localizado na região plantar do pé sobre a atividade de outros músculos essenciais para o controle da postura.

A postura é um dos principais focos de atenção clínica da fisioterapia. Mas, para que o processo de reabilitação seja realmente efetivo é necessário um maior conhecimento dos mecanismos de controle neural que envolvem a postura e a sua interação entre programas centrais e os *inputs* aferentes. Tem sido considerado que reflexos de estiramentos espinhais modulam o padrão motor pré-programado dos músculos da perna para adaptação em solo e alterações leves de equilíbrio (DIETZ, 2002). Mas, sempre são considerados somente os músculos da perna. O presente trabalho comprova que o pé não é um simples corpo rígido e que o FDB é um potencial músculo que auxilia no controle postural. O uso de certos calçados não flexíveis faz com que o pé se torne um segmento único dificultando essa mobilidade, podendo levar a alterações nesse controle.

A monitorização e a reeducação do músculo *Flexor Digitorum Brevis* e os seus conseqüentes efeitos mecânicos podem e devem ser úteis na clínica, fornecendo um maior grau de liberdade na reabilitação postural e podal.

## Referências Bibliográficas

1. ABBRUZZESE M, RUBINO V, SCHIEPPATI M. Task-dependent effects evoked by foot muscle afferents on leg muscle activity in humans. *Electroencephalography and clinical neurophysiology* 1996;101:339-348.
2. ANISS AM, GANDEVIA SC, BURKE D. Reflex responses in active muscles elicited by stimulation of low-threshold afferents from the human foot. *J Neurophysiol* 1992;67(5):1375-84.
3. ARUIN AS, FORREST WR, LATASH ML. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *electroencephalography and clinical neurophysiology* 1998;109(0):350-9.
4. BLOEM BR, ALLUM JHJ, CARPENTER MG, HONEGGER F. Is lower leg proprioception essential for triggering human automatic postural responses? *Exp. Brain Res.* 2000;130(0):375-391.
5. BOVE M, NARDONE A, SCHIEPPATI M. Effects of leg muscle tendon vibration on group Ia and group II reflex responses to stance perturbation in humans. *J Physiol* 2003;550(2):617-630.
6. CHRISTIE A, LESTER S, LaPIERRE D, GABRIEL DA. Reliability of a new measure of H-reflex excitability. *Clin Neurophysiol* 2004;115:116-23.
7. CORBEIL P, BLOUIN J, TEASDALE N. Effects of intensity and locus of painful stimulation on postural stability. *Pain* 2004;108(1-2):43-50.
8. CORNA S, GALANTE M, GRASSO M, NARDONE A, SCHIEPPATI M. Unilateral displacement of lower limb evokes bilateral EMG responses in leg and foot muscles in standing humans. *Exp. Brain Res.* 1996;109(0):83-91.
9. CORNILLEAU-PÉRÈS V, SHABANA N, DROULEZ J, GOH JCH, LEE GSM, CHEW PTK. Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability. *Gait and Posture* 2005;22:96-106.
10. CRONE C, JOHNSEN LL, HULTBORN H, ORSNES GB. Amplitude of the maximum motor response (Mmax) in human muscles typically decreases during the course of an experiment. *Exp Brain Res* 1999;124(2):265-70.
11. DIETZ V. Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. *Physiol Rev* 1992;72(1):33-69.

12. DIETZ V. Proprioception and locomotor disorders. *Nat Rev Neurosci* 2002;3(10):781-90.
13. DIETZ V, HORSTMANN G, BERGER W. Involvement of different receptors in the regulation of human posture. *Neuroscience Letters* 1988;94(0):82-87.
14. DUARTE M, ZATSIORSKY VM. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Exp Brain Res* 2002;146:60-69.
15. DUYSSENS J, CLARAC F, CRUSE H. Load-regulating mechanisms in gait and posture: comparative aspects. *Physiological Reviews* 2000;80(1):83-133.
16. FITZPATRICK R, BURKE D, GANDEVIA SC. Loop gain of reflexes controlling human standing measured with the use of postural and vestibular disturbances. *J Neurophysiol.* 1996;76(6):3994-4008.
17. FREITAS SMSF, WIECZOREK SA, MARCHETTI PH, DUARTE M. Age-related changes in human postural control of prolonged standing. *Gait and Posture* 2005;22:322-30.
18. GATEV P, THOMAS S, KEPPLER T, HALLET M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *J. Physiol.* 1999(514.3):915-938.
19. HADDERS-ALGRA M, BROGREN E, FORSSBERG. Ontogeny of postural adjustments during sitting in infancy: variation, selection and modulation. *Journal of Physiology* 1996;493(1):273-288.
20. HORAK FB. Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy* 1987;67(12):1881-5.
21. HORAK FB, HENRY SM, SHUMWAY-COOL A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Physical Therapy* 1997;77(5):517-33.
22. HORSTMANN GA, DIETZ V. A basic posture control mechanism: the stabilization of the centre of gravity. *Electroencephalography and clinical neurophysiology* 1990;76:165-176.
23. ISABELLE M, SYLVIE QB, CHANTAL P. Electromechanical assessment of ankle stability. *Eur J Appl Physiol* 2003;88:558-564.
24. JEKA J, KIEMEL T, CREATH R, HORAK F, PETERKA R. Controlling Human Upright Posture: Velocity Information Is More Accurate Than Position or Acceleration. *J Neurophysiol* 2004;92(4):2368-2379.
25. JOHNSON MA, POLGAR, J., WEIGHTMAN D, APPLETON D. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles - an autopsy study. *Journal of the neurological sciences* 1973;18(0):111-129.
26. KAVOUNOUDIAS A, ROLL R, ROLL JP. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *J Physiol* 2001;532:869-878.



27. KNIKOU M, CONWAY BA. Modulation of soleus H-reflex following ipsilateral mechanical loading of the sole of the foot in normal and complete spinal cord injured humans. *Neurosci Lett* 2001;303(2):107-110.
28. KOHN AF. Cross-correlation between EMG and center of gravity during quiet stance: theory and simulations. *Biol. Cyber.* 2005;93(5):382-88.
29. LATASH M, FERREIRA SS, WIECZOREK SA, DUARTE M. Movement sway: changes in postural sway during voluntary shifts of the center of pressure. *Exp Brain Res* 2003;150(3):314-324.
30. MARQUE P, NICOLAS G, MARCHAND-PAUVERT V, GAUTIER J, SIMONETTA-MOREAU M, PIERROT-DESEILLIGNY E. Group I projections from intrinsic foot muscles to motoneurons of leg and thigh muscle in humans. *Journal of Physiology* 2001;536(1):313-327.
31. MARQUESTE T, HUG F, DECHERCHI P, JAMMES Y. Changes in neuromuscular function after training by functional electrical stimulation. *Muscle & Nerve* 2003;28:181-188.
32. MASANI K, POPOVIC M, NAKAZAWA K, KOUZAKI M, NOZAKI D. Importance of Body Sway Velocity Information in Controlling Ankle Extensor Activities During Quiet Stance. *J Neurophysiol* 2003;90:3774-3782.
33. MASANI K, TORTOLERO X, MALULY C, POPOVIC M. Toes can fine-tune balance during quiet stance. In: *Neuroscience*; 2004; Washington, DC:: Society for Neuroscience; 2004.
34. MASANI K, VETTE A, POPOVIC M. Controlling balance during quiet standing: Proportional and derivative controller generates preceding motor command to body sway position observed in experiments. *Gait and Posture* 2006;23:164-172.
35. MATTOS ECT. Metodologia para a quantificação da inibição pré-sináptica no músculo sóleo em humanos em repouso e durante contração [Mestrado]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2003.
36. MAURER C, PETERKA RJ. A New Interpretation of Spontaneous Sway Measures Based on a Simple Model of Human Postural Control. *J Neurophysiol* 2005;93:189-200.
37. MEYER PF, ODDSON LIE, DeLUCA CJ. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res* 2004;156:505-512.
38. MEZZARANE RA. Estudo eletrofisiológico e biomecânico de oscilações posturais sobre planos inclinados [Doutorado]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2004.
39. MEZZARANE RA, KOHN A. Bilateral Soleus H-Reflexes in Humans Elicited by Simultaneous Trains of Stimuli: Symmetry, Variability, and Covariance. *Journal of Neurophysiology* 2002;87:2074-2083.
40. MISIASZEK JE. The H reflex as a tool in Neurophysiology: its limitations and uses in understanding nervous system function. *Muscle & Nerve* 2003;28:144-160.

41. MORASSO P, SANGUINETI V. Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing. *J Neurophysiol* 2002;88(4):2157-62.
42. MORASSO P, SCHIEPPATI M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *J Neurophysiol* 1999;82(3):1622-6.
43. MORIMOTO MM. Oscilações posturais e atividade eletromiográfica de múltiplos músculos em reposta a um estímulo elétrico no nervo tibial e a uma percussão no tendão aquileu [Mestrado]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2003.
44. MORIOKA S, YAGI F. Influence of perceptual learning on standing posture balance: repeated training for hardnee discrimination of foot sole. *Gait and Posture* 2004;20:36-40.
45. NAKATA H, YABE K. Automatic postural response systems in individuals with congenital total blindness. *Gait and Posture* 2001;14:36-43.
46. NARDONE A, GRASSO M, GIORDANO A, SCHIEPPATI M. Different effect of height on latency of leg and foot short- and medium- latency EMG responses to perturbation of stance in humans. *Neurosci Lett* 1996;206(2-3):89-92.
47. NARDONE A, SCHIEPPATI M. Group II spindel fibres anda afferent control of stance. Clues from diabetic neuropathy. *Clin Neurophysiol* 2004;115:779-789.
48. NARDONE A, TARANTOLA J, MISCIO G, PISANO F, SCHENONE A, SCHIEPPATI M. Loss of large-diameter spindle afferent fibres is not detrimental to the control of body sway during upright stance: evidence from neuropathy. *Exp Brain Res* 2000;135(2):155-62.
49. NASHNER LM, MCCOLLUM G. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *The behavioral and brain sciences*. 1985;8(0):135-172.
50. NETTER F. Interactive atlas of human anatomy. In: Ciba Collection; 1995.
51. NOLAN L, KERRIGAN DC. Postural control: toe-standing versus Heel-toe standing. *Gait and Posture* 2004;19(1):11-15.
52. OKAI LA, KOHN A. Efeitos da contração do Flexor Digitorum Brevis na estabilidade postural. In: Biomecânica SBd, editor. XI Congresso Brasileiro de Biomecânica; 2005; Universidade Federal de João Pessoa: Sociedade Brasileira de Biomecânica; 2005.
53. OKAI LA, KOHN A. Effects of contractions of the flexor digitorum brevis muscle on postural stability. In: Society MC, editor. Progress in motor Control V: a multidisciplinary perspective; 2005; Penn State University: Motor Control Society; 2005.
54. OKAI LA, KOHN A. The influence of the flexor digitorum brevis muscle on postural stability. In: ISEK, editor. XVI Congress of the Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK); 2006; Torino: ISEK; 2006.

55. PETERKA R. Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biol. Cyber.* 2000;82:335-343.
56. PIERROT-DESEILLIGNY E, BURKE D. The circuitry of the human spinal cord: its role in motor control and movement disorders. New York: Cambridge; 2005.
57. PRIETO TE, MYKLEBUST JB, HOFFMAN RG, LOVETT EG, MYKLEBUST BM. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1996;43(9):956-966.
58. PROSKE U. What is the role of muscle receptors in proprioception? *Muscle & Nerve* 2005;31(6):780-787.
59. ROUGIER P. Adaptation of control mechanisms involved in upright undisturbed stance maintenance during prolonged darkness. *Neurophysiol Clin* 2003;33(2):86-93.
60. SCHIEPPATI M, HUGON M, GRASSO M, NARDONE A, GALANTE M. The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in parkinsonians. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1994;93(4):286-98.
61. SCHIEPPATI M, NARDONE A. Medium-latency stretch reflexes of foot and leg muscles analysed by cooling the lower limb in standing humans. *J. Physiol.* 1997;503(3):691-698.
62. SCHIEPPATI M, NARDONE A. Time course of 'set'-related changes in muscle responses to stance perturbation in humans. *J Physiol* 1995;487(Pt 3):787-96.
63. SCHIEPPATI M, NARDONE A, SILIOTTO R, GRASSO M. Early and late stretch responses of human foot muscles induced by perturbation of stance. *Exp. Brain Res.* 1995;105(0):411-422.
64. SCHUMWAY-COOK A, WOOLLACOTT MH. *Controle Motor - teoria e aplicações práticas.* 2 ed. São Paulo: Manole; 2002.
65. VAN SOEST AJ, HAENEN WP, ROZENDAAL LA. Stability of bipedal stance: the contribution of cocontraction and spindle feedback. *Biol. Cyber.* 2003;88:293-301.
66. WINTER DA. *Biomechanics and motor control of human movement.* Canadá: Wiley Interscience; 1990.
67. WINTER DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture* 1995;3:193-214.
68. WINTER DA, PATLA AE, PRINCE F, ISHAC M, GIELO-PERCZAK K. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol* 1998;80(3):1211-21.
69. ZAHR JH. *Biostatistical Analysis.* 4 ed. New Jersey: Prentice Hall; 1999.

## **APÊNDICE**

## APÊNDICE A – TERMO

### UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO LABORATÓRIO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA – LEB/EPUSP

#### TERMO DE CONSENTIMENTO PÓS-INFORMAÇÃO

---

#### I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1- Nome : .....  
Documento de Identidade nº ..... Sexo: M F  
Data de Nascimento:...../...../.....  
Endereço:.....Nº.....Apto.....  
Bairro:.....Cidade:.....  
CEP:.....Telefone: DDD (.....).....

---

#### II – DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA: “Influência do músculo *Flexor Digitorum Brevis* (FDB) na postura ortostática”.

PESQUISADOR: Liria Akie Okai

CARGO FUNÇÃO: Doutoranda em Neurociências e Comportamento

Departamento de Telecomunicações e Controle (EPUSP); Departamento de Neurociências e Comportamento (NeC) da Universidade de São Paulo

1- AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA: Risco Mínimo

2- DURAÇÃO DA PESQUISA: 24 meses

---

#### III – REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO PACIENTE OU SEU

##### REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA:

Registro das explicações do pesquisador ao paciente ou seu representante legal sobre a pesquisa:

### *1. Efeitos da contração sustentada do FDB*

“Inicialmente, você ficará de pé sobre uma plataforma metálica e com os olhos abertos e fechados durante 1 minuto cada. Este procedimento se repetirá 2 vezes em cada condição. Então, serão colocados eletrodos de captação (pequenos discos metálicos ligados a fios) na pele de ambos os membros inferiores (pernas e pés). Dois eletrodos de estimulação serão colocados na parte de trás dos tornozelos e na parte posterior do joelho, fixados com esparadrapo. Após esse procedimento, você sentirá um breve estímulo elétrico (tipo uma beliscada) nesta parte do tornozelo ou do joelho, fazendo com que você contraia, involuntariamente, os músculos do pé ou da perna. Você será posicionado novamente sobre a plataforma metálica e tendo como base esse breve estímulo elétrico, 16 estímulos serão liberados (numa sensação menor que a beliscada anterior) durante 1 minuto. Esse experimento será repetido 4 vezes com os olhos abertos e com os olhos fechados. Caso, você se sinta desconfortável de alguma forma, sinta-se à vontade para interromper e desistir do experimento. Serão realizados intervalos, entre as sessões, de 5 minutos. Cada experimento poderá demorar até 3 horas, dependendo de cada caso.”

### *2. Relação entre o FDB e o Soleus*

“Inicialmente, você ficará de pé e serão colocados eletrodos de captação (pequenos discos metálicos ligados a fios) na pele de ambos os membros inferiores (pernas e pés). Dois eletrodos de estimulação serão colocados na parte de trás dos tornozelos e na parte posterior do joelho, fixados com esparadrapo. Após esse procedimento, você sentirá um breve estímulo elétrico (tipo uma beliscada) nesta parte do tornozelo ou do joelho, fazendo com que você contraia, involuntariamente, os músculos do pé ou da perna. Você será posicionado sobre uma plataforma metálica e esse breve estímulo será realizado uma vez durante o período de 1 minuto. Esse experimento será repetido três vezes. Caso, você se sinta desconfortável de alguma forma, sinta-se à vontade para interromper e desistir do experimento. Serão realizados intervalos, entre as sessões, de 5 minutos. Cada experimento poderá demorar até 2 horas, dependendo de cada caso.”

### *3. Perturbação horizontal*

“Inicialmente, você ficará de pé e serão colocados eletrodos de captação (pequenos discos metálicos ligados a fios) na pele de ambos os membros inferiores (pernas e pés). Após esse procedimento, você será posicionado sobre uma plataforma de madeira e num determinado momento um deslocamento será dado pela plataforma. Tente não se mover demasiadamente durante o período de 20 segundos. Esse experimento será repetido três vezes nas seguintes situações: i) com e sem os olhos abertos e ii) deslocamentos para frente e para trás”. Caso, você se sinta desconfortável de alguma forma, sinta-se à vontade para interromper e desistir do experimento. Serão realizados intervalos, entre as sessões, de 5 minutos. Cada experimento poderá demorar até 1:30 hora, dependendo de cada caso.”



# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)



[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)