

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
ESCOLA POLITÉCNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

RENATA GONÇALVES PINHEIRO CORRÊA

**IDENTIFICAÇÃO DA ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS
GASTROCNÊMIO, SÓLEO E TIBIAL ANTERIOR MEDIANTE PERTURBAÇÃO
DO EQUILÍBRIO**

CURITIBA

2015

RENATA GONÇALVES PINHEIRO CORRÊA

**IDENTIFICAÇÃO DA ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS
GASTROCNÊMIO, SÓLEO E TIBIAL ANTERIOR MEDIANTE PERTURBAÇÃO
DO EQUILÍBRIO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia e Saúde (PPGTS), da Escola Politécnica da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial à obtenção do grau de mestre em Tecnologia em Saúde. Área de concentração: Bioengenharia.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Mendonça Scheeren

CURITIBA

2015

Dados da Catalogação na Publicação
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR
Biblioteca Central

P654i
2015 Pinheiro, Renata Gonçalves
Identificação da ativação eletromiográfica dos músculos gastrocnêmio,
sóleo e tibial anterior mediante perturbação do equilíbrio / Renata Gonçalves
Pinheiro ; orientador, Eduardo Mendonça Scheeren. -- 2015
67 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná,
Curitiba, 2015
Bibliografia: f. 53-60

1. Eletromiografia. 2. Sistema musculoesquelético. 3. Postura humana.
I. Scheeren, Eduardo Mendonça. II. Pontifícia Universidade Católica do
Paraná. Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. III. Título.

CDD 20. ed. – 616.7407547



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Escola Politécnica
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

**ATA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº 222

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: TECNOLOGIA EM SAÚDE

Aos 11 dias do mês de dezembro de 2015, no Auditório, Bento Munhoz da Rocha realizou-se a sessão pública de Defesa da Dissertação: **“Identificação da ativação eletromiográfica dos músculos gastrocnêmio, sóleo e tibial anterior mediante perturbação do equilíbrio”**, apresentada pela aluna **Renata Gonçalves Pinheiro Corrêa** sob orientação do **Prof. Dr. Eduardo Mendonça Schereen**, como requisito parcial para a obtenção do título de **Mestre em Tecnologia em Saúde**, perante uma Banca Examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Dr. Eduardo Mendonça Schereen,
PUCPR (Presidente) Eduardo M Schereen Aprovada
(assinatura) (Aprov/Reprov.)

Prof. Dr. Percy Nohama,
PUCPR (Examinador) P. Nohama APROVADA
(assinatura) (Aprov/Reprov.)

Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira,
USP (Examinador) L. A. Teixeira APROVADA
(assinatura) (Aprov/Reprov.)

Início: 13:30 Término: 16:20

Conforme as normas regimentais do PPGTS e da PUCPR, o trabalho apresentado foi considerado aprovado (aprovado/reprovado), segundo avaliação da maioria dos membros desta Banca Examinadora.

Observações: _____

O(a) aluno(a) está ciente que a homologação deste resultado está condicionada: (I) ao cumprimento integral das solicitações da Banca Examinadora, que determina um prazo de 60 dias para o cumprimento dos requisitos; (II) entrega da dissertação em conformidade com as normas especificadas no Regulamento do PPGTS/PUCPR; (III) entrega da documentação necessária para elaboração do Diploma.

ALUNO(A): Renata Gonçalves Pinheiro Corrêa Renata Gonçalves Pinheiro Corrêa
(assinatura)

Marcia Regina Cubas
Prof.ª Dr.ª Marcia Regina Cubas,
Coordenadora do PPGTS PUCPR

Dedico esta dissertação de mestrado a
todos os indivíduos que entendem a
importância de conhecer as adaptações e
respostas da máquina humana.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por orientar meu caminho; por ter me sustentado até aqui com sabedoria e discernimento.

Agradeço a minha filha Sophia e ao meu esposo Mauro por compreenderem que precisei estar ausente em muitos momentos e pelo apoio incondicional.

Agradeço aos professores, colegas e funcionários da Pontifícia Universidade Católica do Paraná por toda ajuda que me proporcionaram durante esse mestrado.

Agradeço a minha família pelo apoio incondicional.

Agradeço a minha avó Tereza e minha tia Carmem Lúcia, pelo amor, carinho, exemplo de força e por toda a energia positiva, estaremos conectadas pra sempre.

Agradeço a minha amiga Jaqueline do Carmo Machado Lopes, pelo apoio, parceria, pelo carinho e motivação.

Meu sincero agradecimento ao Professor Doutor Agnelo Denis Vieira da Pontifícia Universidade Católica, Professor Doutor Luis Augusto Teixeira da Universidade de São Paulo, Professor Doutor Percy Nohama da Pontifícia Universidade Católica e ao Professor Doutor Eddy Krueger da Universidade Federal do Paraná por terem enriquecido este trabalho com seus conhecimentos

Meu sincero agradecimento ao Professor Doutor Eduardo Mendonça Scheeren por ter me orientado neste trabalho e conduzido meu crescimento intelectual com serenidade e dedicação.

Ando devagar porque já tive pressa
Levo esse sorriso, porque já chorei mais.
Hoje me sinto mais forte, mais feliz quem
sabe...
Só levo a certeza de que muito pouco eu
sei, eu nada sei...

Almir Sater.

RESUMO

CORREA, Renata Gonçalves Pinheiro. **Identificação da ativação eletromiográfica dos músculos gastrocnêmio, sóleo e tibial anterior mediante perturbação do equilíbrio.** 2015. 67 f. (Mestrado em Tecnologia em Saúde) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

INTRODUÇÃO: Uma atividade aparentemente simples, como caminhar ou manter-se em equilíbrio numa posição estática, requer uma complexa interação entre os sistemas musculoesquelético e neural, para assegurar o controle postural em diferentes situações. **OBJETIVO:** Identificar a ativação eletromiográfica dos músculos gastrocnêmio, sóleo e tibial anterior mediante perturbação do equilíbrio controlada por uma plataforma móvel. **METODOLOGIA:** Trata-se de um estudo exploratório onde foram analisadas as respostas neuromusculares, antes e após situações de desequilíbrios posturais, dos músculos sóleo, gastrocnêmio e tibial anterior através da eletromiografia de superfície com vinte e um indivíduos saudáveis em três condições experimentais, o tempo de latência, pré-ativação e a magnitude muscular, antes e após situações de perturbação do equilíbrio. **RESULTADOS:** Foram constatados eventos como pré-ativação do músculo sóleo, (0,29), comparado ao TA (0,991) e GM (1,123), reflexo de estiramento do músculo tibial anterior (0,21mVmV) e inibição recíproca do músculo sóleo (1,02mVmV), tempo de latência menor do músculo tibial anterior comparado as musculaturas analisadas na mesma condição experimental. **CONCLUSÃO:** O SNC ajusta respostas musculares mediante perturbação do equilíbrio e aciona diferentes componentes independentes antes e depois da instabilidade postural para gerar respostas compensatórias ligadas às condições da instabilidade a que se apresenta, e as respostas neuromusculares são adaptativas de acordo com a complexidade da tarefa imposta.

Palavras-chave: Eletromiografia. Equilíbrio Postural. Sistema Musculoesquelético.

ABSTRACT

INTRODUCTION: An apparently simple activity such as walking or maintaining balance in a static position requires a complex interaction between the musculoskeletal and neural systems, to ensure postural control in different situations.

OBJECTIVE: To identify the electromyographic activation of the gastrocnemius, soleus and tibialis by disturbance of the balance controlled by a mobile platform.

METHODOLOGY: this is an exploratory study that was developed in the Human Movement Laboratory (LaMH) of the institution under study. Neuromuscular responses were analyzed before and after situations of postural imbalances, the soleus, gastrocnemius and tibialis anterior using surface electromyography twenty-one healthy subjects into three experimental conditions the latency, pre-activation and the magnitude muscle, before and after balance disturbance situations.

RESULTS: events were noted as pre-activation of the soleus muscles (0,29) compared to TA (0.991) and GM (1,123), stretch reflex tibialis anterior (0,21mVmV) and reciprocal inhibition soleus (1,02mVmV),, faster latency time tibialis anterior between the musculature analyzed in the same experimental condition.

CONCLUSION: SNC triggers different responses and adjust independent components before and after postural instability to generate compensatory responses related to conditions of instability that arises

Key-words: Electromyography. Postural balance. Musculoskeletal System

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Esquema da Estrutura e organização musculoesquelética.....	16
Figura 2	Organização Microscópica da fibra muscular.....	18
Figura 3	Inervação das fibras musculares.....	19
Figura 4	Referente ao fenômeno inibição recíproca.....	21
Figura 5	Músculo tibial anterior.....	23
Figura 6	Músculo gastrocnêmio e sóleo	24
Figura 7	Representação das três estratégias Motoras: (a) estratégia do tornozelo (b) estratégia do quadril (c) estratégia do passo	27
Figura 8	Limite de estabilidade (a) envoltório de oscilação (b) alinhamento do centro de gravidade.(c).....	28
Figura 9	Influências sensoriais no controle postural	29
Figura 10	Fluxograma dos procedimentos a serem realizados na pesquisa ..	37
Figura 11	Representação do arranjo experimental, com a primeira posição de coleta (sentado e relaxado – A), ao lado o participante posicionado em pé (B) para realizar as outras três coletas do protocolo estabelecido: em pé sem perturbação, em pé com perturbação (movimento posterioranterior da base de suporte), e novamente em pé idêntico ao anterior.....	38
Figura 12	Representação do tempo de latência (C), compreendido como o intervalo entre o início da movimentação da plataforma (B) e o início da contração muscular representado pela linha violeta verificado por meio do critério de recrutamento muscular.....	39
Figura 13	RMS da razão Rep/pré e Rep/pós dos músculos TA, SO e GM.....	42
Figura 14	Relação do tempo de latência entre os músculos analisados: TA, SO e GM	42

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Referente à pré-ativação muscular verificada através do intervalo de confiança.....	43
Tabela 2-	Referente aos valores obtidos em relação à pré-perturbação e pós-perturbação, o RMS dos músculos TA, GM e SO.....	63
Tabela 3-	Referente aos valores correspondentes ao tempo de latência (ms) dos músculos: TA, GM e SO.....	64
Tabela 4-	Referente aos valores correspondentes ao tempo de latência (ms) dos músculos: TA, GM e SO após nova análise pós defesa.....	65
Tabela 5-	Referente aos valores correspondentes ao ângulo do tornozelo direito, esquerdo e magnitude muscular dos músculos: TA, GM e SO após nova análise pós defesa.....	66

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BANDA I	Banda Isotrópica
BANDA A	Banda Anisotrópica
CG	Centro de Gravidade
CM	Centro de Massa
EMG	Eletromiografia
GM	Gastrocnêmio medial
LaMH	Laboratório de Motricidade Humana
PA	Potencial de Ação
RMS	<i>Root mean square</i> - raiz da média quadrada
SNC	Sistema Nervoso Central
SO	Sóleo
TA	Tibial Anterior
UMs	Unidades Motoras

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	OBJETIVOS	14
1.1.1	Objetivo Geral.....	14
1.1.2	Objetivos Específicos.....	14
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	15
2.1	Sistema músculo esquelético.....	15
2.2	Fibra muscular esquelética.....	16
2.3	Contração muscular.....	17
2.4	Potencial de ação.....	18
2.5	Reflexo de estiramento.....	19
2.6	Inibição recíproca.....	20
2.7	Funções músculo esquelética.....	21
2.7.1	Estrutura do Tornozelo.....	22
2.7.2	Músculo Tibial Anterior.....	22
2.7.3	Músculo Gastrocnêmio.....	23
2.7.4	Músculo Sóleo.....	24
2.8	ELETROMIOGRAFIA.....	25
2.9	CONTROLE POSTURAL E MANUTENÇÃO DO EQUILÍBRIO....	25
2.9.1	Estratégias de controle postural de manutenção de equilíbrio.....	26
2.10	PLATAFORMA MÓVEL.....	31
3	MÉTODOS	34
3.1.1	Comitê de Ética em Pesquisa.....	34
3.1.2.	População e amostra.....	34
3.1.2.1	Critérios de inclusão.....	35
3.1.2.2	Critério de exclusão.....	35
3.1.3	Instrumentação e materiais.....	35
3.1.4	Coleta de Dados.....	35
3.1.5	Procedimentos do ensaio experimental.....	36
3.1.6	Processamento e Análise do Sinal Eletromiográfico.....	38
3.1.7	Procedimento estatístico.....	40
4	RESULTADOS	41

4.1	Parâmetros analisados.....	41
4.2	Novas análises dos resultados pós-defesa.....	43
5	DISCUSSÃO	44
5.1	Magnitude da ativação muscular pré e pós-perturbação.....	44
5.2	Tempo de latência.....	46
5.3	Pré-ativação muscular.....	49
6	CONCLUSÕES	51
6.1	CONCLUSÕES.....	51
6.2	Sugestões de trabalhos futuros.....	51
	REFERÊNCIAS	53
	APÊNDICES	61
	ANEXOS	67

1 INTRODUÇÃO

Uma atividade aparentemente simples, como caminhar ou manter-se em equilíbrio numa posição estática, requer uma complexa interação entre os sistemas musculoesquelético e neural, para assegurar o controle postural em diferentes situações (DUARTE; ZATSIORSKY, 2002).

Dentro do sistema de controle postural está inserido o estudo do equilíbrio corporal, que se trata das relações existentes entre forças externas e internas que agem sobre o corpo durante diferentes ações motoras (HORAK, 2006).

Entende-se como controle postural a habilidade de controlar o centro de gravidade (CG) sobre a base de sustentação durante situações estáticas e dinâmicas (DUARTE; FREITAS, 2010).

Porém, existem forças agindo sobre o corpo como: (a) as externas: atrito e gravidade; (b) as internas: torques articulares e contrações musculares. No momento em que o somatório dessas forças tende a se igualar a zero, considera-se que o corpo está em equilíbrio (CHANDLER; GUCCIONE, 2002).

Levando em consideração o ponto de vista biomecânico, o corpo humano na posição bípede nunca se encontra numa condição de perfeito equilíbrio, o corpo está sempre em busca, porque as forças que agem sobre ele oscilam de látero-lateral a ântero-posterior (HORAK, 2006; SHEMMELL, *et al.*, 2010).

Existem modelos que tentam explicar a maneira como o corpo se mantém em equilíbrio. O modelo utilizado por Duarte (2000) sugere que o corpo humano age como um pêndulo invertido suspenso sobre uma base que oscila constantemente na tentativa de se manter em equilíbrio. Entretanto, existem outros fatores que interferem na manutenção do equilíbrio.

Alguns fatores influenciam na difícil tarefa de manter o corpo em equilíbrio, tais como: (a) diminuição do tamanho da base de sustentação (b) mudança do local do centro de gravidade (CG), e (c) empilhamento vertical dos segmentos do corpo (PIIRAINEN, *et al.*, 2013).

Para a realização dessa complexa tarefa o homem estabiliza-se

interagindo com seu meio ambiente por meio das informações sensoriais sobre a posição relativa dos segmentos corporais e sobre as forças internas e externas que atuam nesses segmentos (MOCHIZUKI, *et al.*, 2010).

Essas informações sensoriais são utilizadas para estimar e antecipar as forças que agem no corpo e, combinadas com as atividades musculares apropriadas, produzem ou mantêm a posição corporal desejada (DE FREITAS, *et al.*, 2010).

Segundo o estudo realizado por Horak, Shuper e Mirka (1989), sobre a manutenção do controle postural, os autores concluíram que o corpo humano na posição bípede utiliza-se de várias estratégias para retomar o centro de massa na sua base de apoio quando exposto a situações de perturbações posturais. Essas estratégias motoras dividem-se em: (a) estratégia do tornozelo, em que o corpo se move como uma massa relativamente rígida sobre as articulações do tornozelo (b) estratégia do quadril, usada quando o CG se move rapidamente, mas com uma amplitude relativamente pequena ou quando a base de sustentação é estreita ou instável (c) estratégia do passo, usada quando o CG é deslocado além dos limites de estabilidade.

As estratégias motoras dependem da integridade do sistema neuromuscular. O sistema neuromuscular é quem faz a conexão do homem com o meio ambiente, desde tarefas mais simples até as mais sofisticadas (DE MEDEIROS, *et al.*, 2010) Essas tarefas são realizadas porque existe uma integração entre o sistema nervoso e o sistema muscular.

Os trabalhos que avaliam o comportamento das unidades motoras em diferentes posicionamentos mediante perturbações controladas por plataformas móveis, segundo MURNAGHAN, *et al.*, (2013) apesar de não preservar todos os aspectos dinâmicos durante a locomoção, podem captar importantes aspectos do controle postural, equilíbrio e resposta motora.

O mecanismo responsável pelo controle de equilíbrio da postura tem atraído a atenção de muitos pesquisadores, no entanto, a natureza do mecanismo de controle postural é ainda um objeto de controvérsia (MASANI, *et al.*, 2003).

Em um estudo realizado por Cordo e Nashner (1982), no qual investigaram os ajustes posturais durante o movimento voluntário e reações posturais compensatórias em três situações de desequilíbrio, os autores

concluíram que os músculos isquiotibiais e gastrocnêmio, mantiveram-se constantes nas condições referidas e, portanto podem ter sinergias comuns.

Os trabalhos realizados com o intuito de provocar reações inesperadas mediante a perturbação do equilíbrio apresentam dificuldade de controlar a magnitude dessas perturbações e estimar o momento exato em que o abalo foi gerado. Por isso utilizam plataformas instáveis para produzir oscilações corporais e desencadear uma resposta motora reativa rápida (PAGE, 2006) proporcionando a melhora das reações de equilíbrio e do recrutamento muscular, sendo importantes para medir com exatidão essas reações associadas a outras técnicas como a eletromiografia (LINFORD, *et al.*, 2006).

Lesões e mortes em consequência de quedas representam um fator preocupante na saúde pública, todavia, conhecer mecanismos neuronais e diferentes respostas posturais mediante a perturbação do equilíbrio se torna muito importante dentro de uma abordagem preventiva e curativa. Diante desse cenário o objetivo deste trabalho foi identificar as respostas neuromusculares mediante uma perturbação controlada.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral deste estudo foi identificar a ativação eletromiográfica dos músculos gastrocnêmio, sóleo e tibial anterior mediante perturbação do equilíbrio controlada por uma plataforma móvel.

1.1.2 Objetivos específicos

Os objetivos específicos deste estudo foram:

- a) Identificar o tempo de latência dos músculos gastrocnêmio, sóleo e tibial anterior em atividades de equilíbrio por meio da eletromiografia em diferentes condições experimentais: sentado sem perturbação e em pé com perturbação.
- b) Identificar o padrão de recrutamento dos músculos gastrocnêmio, sóleo e tibial anterior em diferentes condições experimentais previamente à perturbação do equilíbrio e o tempo de latência.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo, serão apresentados alguns conceitos para contribuir na compreensão dos objetivos e metodologia adotada neste estudo.

Primeiramente a abordagem selecionada foi a macroscopia e a microscopia do sistema musculoesquelético, sua estrutura e função; para depois conceituar contração muscular. Em seguida a função muscular e os músculos selecionados para este estudo. Por fim, as estratégias de controle postural e a manutenção do equilíbrio.

2.1 Sistema musculoesquelético

Os músculos se encontram organizados em arranjos musculares denominados grupos musculares, e sua ação pode ser individual ou coletiva na produção do movimento (HAMILL; KNUTZEN, 2008).

Os grupos musculares estão definidos em uma bainha de tecido fibroso denominada de fáscia (GUYTON, *et al.*, 2006). Eles se dividem em grupos funcionais e normalmente são inervados pelo mesmo nervo (HAMILL; KNUTZEN, 2008). Cada músculo individual tem uma porção central chamada ventre muscular. Revestindo a parte externa do músculo encontra-se o epimísio que tem a função de transferência de tensão muscular para o osso.

Os feixes de fibras musculares são denominados fascículos, como representado na figura 1, eles são cobertos por uma bainha conectiva chamada perimísio, que tem a função de proteger as fibras musculares e criar caminhos para os nervos e vasos sanguíneos. Também contribuem para o treino da flexibilidade (ENOKA, 1997).

Cada fascículo contém fibras musculares longas e cilíndricas onde a força é gerada. Essas fibras são cobertas por uma bainha muito fina denominada endomísio, como representado na figura 1. Sua função é levar capilares e nervos para nutrir e inervar cada fibra muscular. Sobre o endomísio encontra-se uma fina membrana do plasma que se ramifica dentro do músculo chamado sarcolema (GUYTON, *et al.*, 2006).

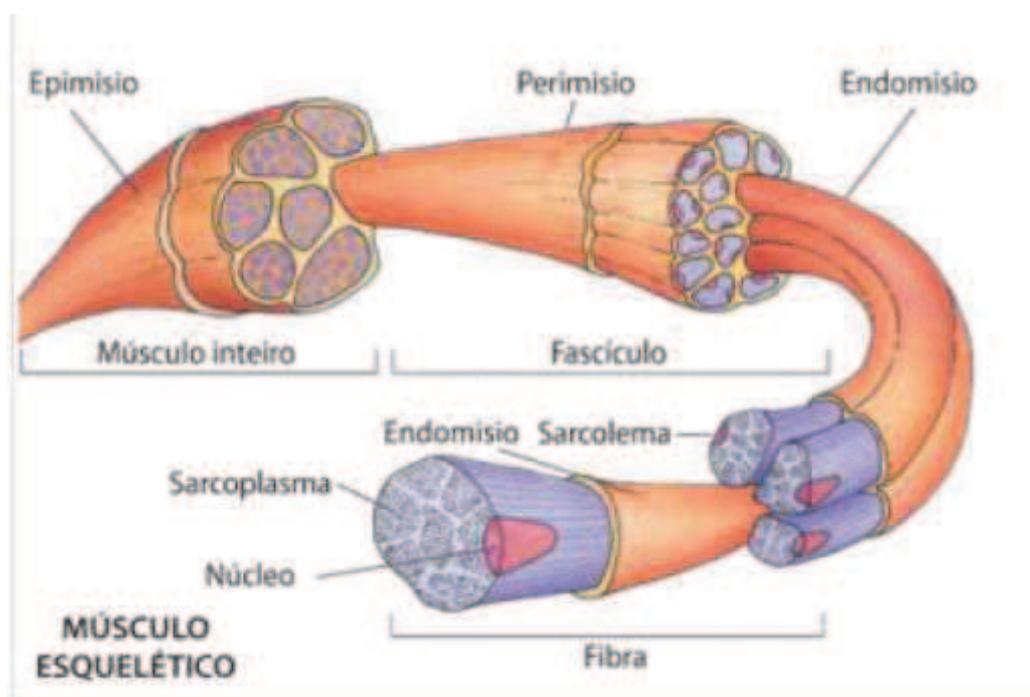


Figura 1- Estrutura e organização musculoesquelética. Adaptado: <http://www.museuescola.ibb.unesp.br/subtopico.php?id=2&pag=2&num=3&sub=20>

2.2 Fibra muscular esquelética

O corpo humano é formado por numerosas fibras musculares de diferentes tamanhos que se estendem por todo o comprimento do músculo. Cada fibra é inervada por uma terminação nervosa única localizada no meio da fibra (GUYTON, *et al.*, 2006).

Apesar de cada fibra muscular ser inervada por um motoneurônio, existem características dos componentes neurais que variam entre as unidades motoras, que são: (a) morfologia (b) excitabilidade (c) distribuição dos impulsos aferentes. A morfologia estabelece uma forte correlação entre o tamanho do motoneurônio e sua excitabilidade (ENOKA, 2008).

Em um estudo realizado por Enoka e Stuart (1983), ao avaliarem os motoneurônios do gato através de microeletrodos colocados dentro das células para medir propriedades biofísicas das membranas, verificaram três propriedades: (a) resistência aos impulsos (b) reobase (c) pós-hiperpolarização e velocidade de condução do axônio. Sendo que o diâmetro do axônio varia com o tamanho do motoneurônio. Os motoneurônios maiores

que inervam fibras musculares de contração rápida têm alta velocidade de condução axonal e motoneurônios pequenos têm limiar de excitação mais baixo e propagam potenciais de ação mais lentos.

2.3 Contração muscular

A contração muscular inicia-se quando o cálcio é liberado no músculo pela estimulação neuroquímica. O sítio ativo da miosina interage com a actina, deformando o seu sítio ativo por meio de uma proteína chamada adenosina trifosfato (ATP), responsável pela dissociação da cabeça da miosina com o sítio ativo da actina nos sarcômeros. Ocorre um fenômeno chamado teoria das pontes cruzadas (HUXLEY; NIEDERGERKE, 1954; HUXLEY, 1969), no qual as cabeças de miosina fixadas no filamento grosso interagem com a actina no filamento fino, alterando o ângulo e o formato dessas pontes cruzadas, provocando um deslizamento entre filamentos de actina e miosina. A contração muscular ocorre, com a efetiva deformação da cabeça de miosina, num fenômeno chamado *power stroke*, como resultado a geração de força e movimento. Um fenômeno traduzido pela conversão de energia de forma química para a forma mecânica (ENOKA, 1997).

Segundo estudos realizados por Huxley e Niedergerke (1954), o comportamento das bandas I (actinas, possuem menos densidade), conforme ilustrado na figura 2, difere-se durante os tipos de contrações, sendo que na contração concêntrica elas diminuem de tamanho, na excêntrica, aumentam de tamanho e, na isométrica, não se alteram. Diferentemente do que ocorre com a banda A (miosinas, possuem mais densidade), estrutura representada na figura 2, não se alteram nos três tipos de contração.

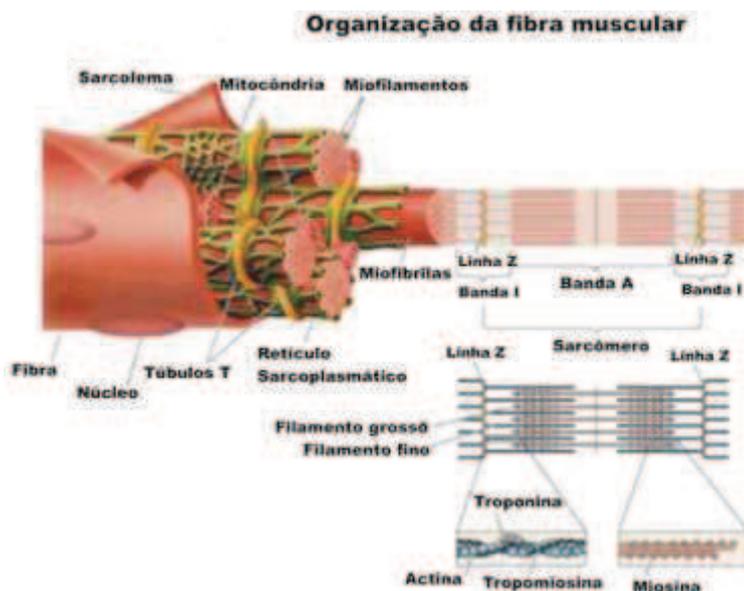


Figura 2- Organização microscópica da fibra muscular. Adaptado HAMILL *et al* (2008).

2.4 Potencial de ação

A comunicação das células nervosas ocorre por meio de impulsos elétricos denominados potenciais de ação (PA) (KRUEGER-BECK, *et al.*, 2010), que se originam por meio da perturbação do estado de repouso da membrana celular acarretando um fluxo de íons, e alterando a concentração iônica nos meios intra e extracelular, pois as membranas celulares são semipermeáveis permitindo a passagem de algumas substâncias.

Esses eventos são traduzidos por uma rápida despolarização, repolarização e hiperpolarização da membrana celular (HAMILL; KNUTZEN, 2008).

O PA pode propagar-se em dois sentidos principais: de fora do sistema nervoso central (SNC) em direção do SNC (aférente) e vice-versa (eferente) (KRUEGER-BECK, *et al.*, 2010). A velocidade de condução da fibra nervosa tem uma relação direta com o diâmetro da fibra nervosa. Quanto maior o diâmetro maior será a velocidade de condução.

Segundo Enoka (1997), os PA são utilizados pelo SNC, para monitorar o sistema musculoesquelético.

O PA é um impulso propagado (figura 3), cuja amplitude permanece a mesma à medida que ele corre pelo axônio até a placa motora terminal (GUYTON, *et al.*, 2006; HAMILL; KNUTZEN, 2008).

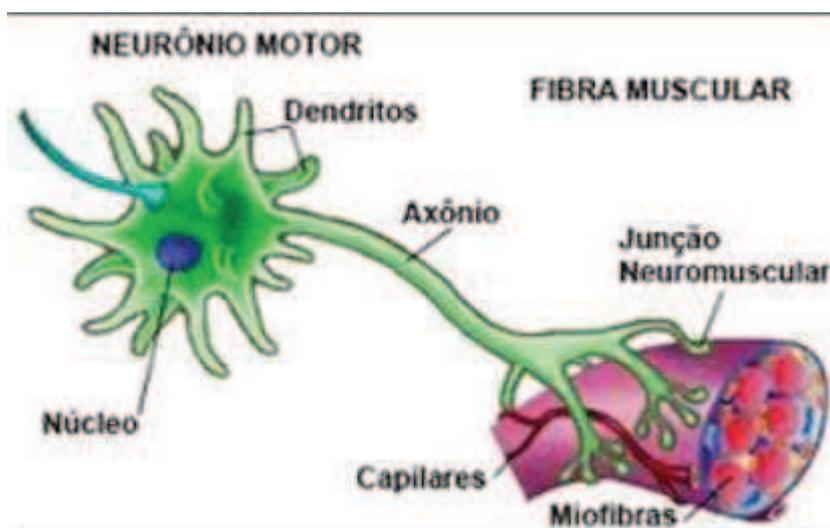


Figura 3 –Representação da inervação das fibras musculares. Adaptado de Guyton *et al.* (2006).

Em um estudo de revisão realizado por Krueger-Beck *et al.*, (2010) no qual sintetizaram os conhecimentos históricos sobre PA e o seu processo de adaptação sob aplicação de um estímulo constante, os autores concluíram que o PA representa um importante meio de comunicação do tecido nervoso com os outros tipos de tecidos, e que suas principais funções são: (a) coordenar um movimento e (b) secretar um hormônio circulante na corrente sanguínea.

Essa comunicação pode ser monitorada por correntes elétricas emitidas pelos PA por meio de uma técnica chamada eletromiografia (EMG).

2.5 Reflexo de estiramento

As funções motoras somente podem funcionar apropriadamente se uma corrente ininterrupta de informações aferentes a respeito do estado do ambiente for percebida de todas as partes do corpo. O sistema sensitivo motor é utilizado para denotar os processos combinados aferentes e eferentes necessários para produzir o movimento coordenado (HALL, *et al.*, 2009).

Estes movimentos coordenados (reflexo ou voluntários) ocorrem por meio da operação circuito, onde algumas fibras sensitivas do músculo estabelecem uma conexão direta com neurônios motores e axônios sensitivos

e conectam-se com o neurônio motor através do interneurônio (Smith, *et al.*, 1997).

Esses circuitos regulam o comprimento e a tensão muscular e respondem ao *input* neural por meio de centros motores, e periféricamente ao *input* mecânico através do estiramento muscular (HAMILL, KNUTZEN, 2008; GUYTON, *et al.*, 2006). Essa deformação mecânica é percebida por uma estrutura chamada fuso muscular, que estimula os receptores ao estiramento e como resultado a resposta reflexa do músculo.

Uma resposta reflexa conhecida é o reflexo de estiramento. Que ocorre quando um receptor no músculo gera impulsos nervosos em proporção ao grau e velocidade de deformação que o músculo sofreu, em seguida, um neurônio aferente conduz a rajada de impulsos sensitivos desde o receptor até a medula espinal, na sequência um neurônio eferente conduz impulsos motores desde a medula espinal até as fibras extrafusais. Por fim, um efetor, nesse caso o músculo, responde aos impulsos motores.(RITZMANN, *et al.*, 2013)(GANDEVIA, 1993).

A partir da resposta motora os músculos geram potência e reagem às perturbações, pois é necessário que os músculos tenham capacidade de reagir em diferentes situações (HAMILL; KNUTZEN, 2008) (ENOKA, 2008).

2.6 Inibição recíproca

Os impulsos sensitivos dos músculos não são restritos apenas aos seus próprios neurônios motores. O *input* aferente também se alastra através de ramos colaterais dos neurônios sensitivos primários e por meio de circuitos interneurônios para atingir os neurônios motores de músculos conectados, ou seja, o estiramento de um músculo afeta os seus próprios neurônios motores, mas também afeta neurônios de músculos que realizam uma ação oposta ao movimento executado. Como efeito inibe a atividade desse músculo.

Esse mecanismo de inibição trata-se de um mecanismo protetor para impedir, por exemplo, que o músculo exerça uma força extrema capaz de romper o tendão (GEERTSEN, *et al.*, 2008).

Um mecanismo de inibição conhecido é a inibição recíproca, em que as conexões espinhais adicionais provocam esta inibição para assegurar que antagonistas sejam inibidos por agonistas. Ramos colaterais aferentes (figura 4) estimulam interneurônios a inibir o neurônio motor alfa antagonista (MURNAGHAN; ROBINOVITCH, 2013).

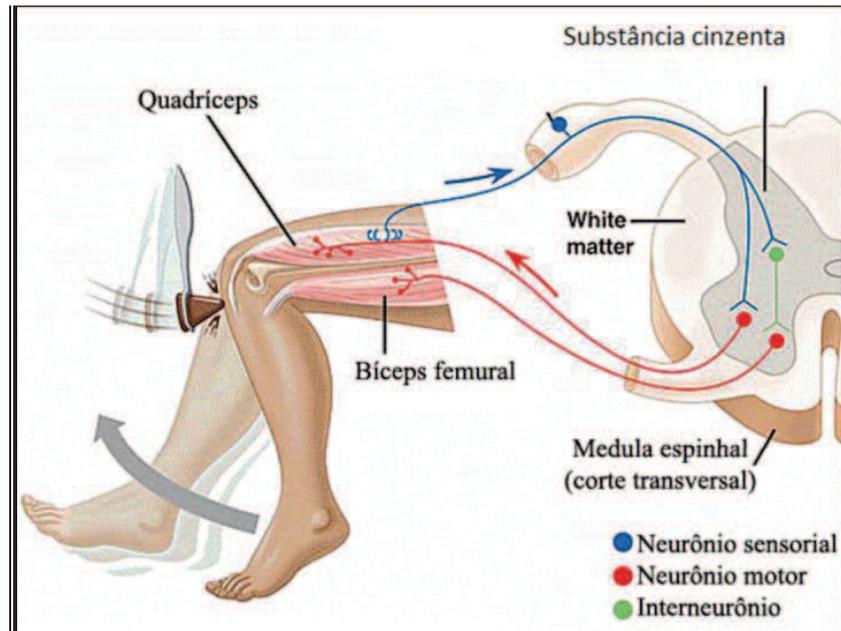


Figura 4- Referente ao fenômeno inibição recíproca. Adaptação Hamill (2008).

Essa transmissão em circuitos locais envolve pouca demora e assegura respostas rápidas.

2.7 Funções musculoesquelética

O movimento esquelético é gerado à medida que as ações musculares geram tensão que é transferida para os ossos. As funções musculoesqueléticas são importantes para o desempenho do corpo e são três: (a) contribuição para a produção do movimento esquelético (b) assistência na estabilidade articular e (c) manutenção da postura (HALL; TARANTO, 2000).

O corpo humano é formado por numerosas fibras musculares de diferentes tamanhos que se estendem por todo o comprimento do

músculo. Cada fibra é inervada por uma terminação nervosa única localizada no meio da fibra muscular. Várias fibras musculares compõem as unidades motoras (GUYTON, *et al.*, 2006).

A força muscular ocorre por meio da ativação neuromuscular controlada por unidades motoras ativas, associada a um único impulso elétrico (ENOKA, 2000). Uma Unidade Motora é constituída de um único neurônio motor alfa e das fibras musculares que esse neurônio motor inerva (LUNDY-EKMAN, 2004).

2.7.1 A estrutura do tornozelo

A região do tornozelo é formada pelas articulações tibiofibular distal, tibiotalar e fibulotalar. Todas as três articulações estão envoltas por uma cápsula articular que é espessa pelo lado medial e fina na porção posterior. Possui três ligamentos: (a) talofibulares anterior e posterior (b) calcaneofibular, que conferem força lateral à cápsula articular (HAMILL; KNUTZEN, 2008).

O eixo de rotação do tornozelo é frontal, ligeiramente oblíquo e sua orientação se altera conforme a rotação articular (HALL; TARANTO, 2000). A movimentação do tornozelo ocorre no plano sagital, funciona como uma articulação em dobradiça durante a fase de apoio na marcha. Os principais movimentos são: (a) dorsiflexão, executada pelos músculos tibial anterior, extensor longo dos dedos e fibular terceiro (b) flexão plantar realizada pela ação principal dos músculos: gastrocnêmio e sóleo e outros músculos que auxiliam: tibial posterior, fibular longo, fibular curto, plantar, o flexor longo do hálux e flexor longo dos dedos.

2.7.2 Músculo tibial anterior

O músculo tibial anterior (TA) é um importante dorsiflexor da articulação do tornozelo e auxilia no movimento de inversão. Sua origem encontra-se no côndilo lateral e metade proximal da superfície lateral da tíbia, membrana

interóssea, fáscia profunda e septo intermuscular lateral. Sua inserção é na superfície medial e plantar do osso cuneiforme medial, base do primeiro osso metatársico (KENDALL, *et al.*, 1995).

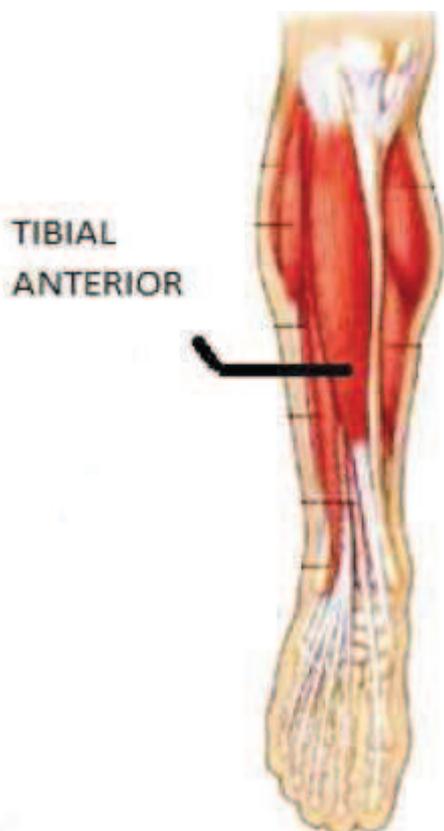


Figura 5 -Músculo tibial anterior. Adaptado de KENDALL (2007)

O músculo tibial anterior é composto por 73,4% de fibras do tipo I e 26,6 fibras do tipo II (JOHNSON, *et al.*, 1973)

2.7.3 Músculo gastrocnêmio

O músculo gastrocnêmio flete plantarmente a articulação do tornozelo e auxilia na flexão da articulação do joelho. Ele possui duas origens: (a) cabeça medial que está na parte proximal e posterior do côndilo medial e parte adjacente do fêmur, cápsula da articulação do joelho (b) cabeça lateral, que está no côndilo lateral e superfície posterior do fêmur, cápsula da articulação do joelho e sua inserção parte média da superfície posterior do calcâneo (KENDALL, *et al.*, 1995).

O músculo gastrocnêmio possui, 50,8% fibras do tipo I e 49,2% de fibras do tipo II. (JOHNSON, *et al.*,1973)



Figura 6- Músculo gastrocnêmio e sóleo. Adaptado de KENDALL *et al.* (2007).

2.7.4 Músculo sóleo

O músculo sóleo (SO) tem como ação flexionar plantarmente a articulação do tornozelo. Sua origem está fixada nas superfícies posteriores da cabeça da fíbula e terço proximal do seu corpo, linha solear e terço intermediário da borda medial da tíbia e arco tendíneo entre a tíbia e a fíbula e sua inserção no tendão do gastrocnêmio na superfície posterior do calcâneo (KENDALL, *et al.*, 1995).

O músculo sóleo é composto por um número maior de fibras de contração lenta, 86,4% do tipo I e 13,6% do tipo II, inervadas por neurônios motores alfa de diâmetro menor (LUNDY-EKMAN,2004), trata-se de um músculo postural, recebe um maior *feedback* do fuso neuromuscular que os outros músculos, como por exemplo o gastrocnêmio, tanto durante o repouso como durante a ativação muscular (HALL, *et al.*, 2009; JOHNSON, *et al.*,1973)

2.8 Eletromiografia

A Eletromiografia (EMG) é uma técnica utilizada para medir a atividade elétrica das membranas excitáveis. O disparo elétrico é medido por meio dos potenciais de ação provenientes do sarcolema (DE LUCA, 1997).

O estudo realizado por Basmajian (1962) demonstrou que a eletromiografia corresponde a um método válido para medição da atividade muscular e que os resultados obtidos pelos eletrodos de superfície acoplados na musculatura investigada trazem importantes informações (BASMAJIAN, 1962) e possibilitam indicar o número de unidades motoras ativas em situações normais ou patológicas.

Alguns fatores influenciam na amplitude do sinal eletromiográfico, por exemplo: (a) o número e o tamanho das fibras ativas (b) o tamanho e orientação dos eletrodos de superfície (c) a distância entre as fibras ativas e os eletrodos de detecção (DE LUCA, 1997) .

Ao avaliarem por meio da eletromiografia o músculo tibial anterior, gastrocnêmio e o músculo sóleo, Piirainen *et al.*, (2013) analisaram a recuperação do equilíbrio postural após a perturbação anterior e posterior em 9 jovens adultos e 10 idosos. Concluíram que o envelhecimento resulta em um decréscimo no controle postural principalmente em perturbações anteriores, e que os músculos sóleo e tibial anterior podem não ser funcionais para ambos os sentidos de perturbações avaliadas. Esses resultados indicam uma estratégia motora global distinta para a recuperação do equilíbrio com ativação de grupos musculares antagônicos para diferentes sentidos de perturbações.

2.9 Controle postural e manutenção do equilíbrio

Os primeiros estudos realizados sobre controle postural foram feitos por Charles Sherrington (1910), que observou depois de transeccionar a medula espinhal de cães e gatos, que a musculatura extensora enrijecia despertando o interesse para o conhecimento da real participação de estruturas neurais e das informações sensoriais no controle postural e manutenção do equilíbrio.

Porém somente a partir do século XXI, Horak (2006), verificou que o corpo

humano desenvolve habilidades para orientar seus segmentos corporais. Essas habilidades são componentes importantes para o ajuste postural.

Indivíduos que possuem seu sistema nervoso preservado alteram automaticamente o modo como o corpo se orienta no espaço em uma determinada função ou tarefa. Sendo que a capacidade de executar movimentos com segurança depende de ajustes posturais apropriados para corrigir distúrbios inesperados (FLANSBJER, *et al.*, 2012; MURNAGHAN, CHANTELE D; ROBINOVITCH, STEPHEN N, 2013; NONNEKES, *et al.*, 2013; ROBERTSON, *et al.*, 2005).

Esses ajustes posturais proporcionam estabilidade ao corpo humano durante a execução dos movimentos e têm como função prevenir ou diminuir o deslocamento do Centro de Massa (CM), proporcionando uma movimentação eficaz e segura do corpo humano (MOCHIZUKI, *et al.*, 2005;FRANK; PATLA, 2003).

Os estudos realizados para investigar o comportamento do corpo diante de uma perturbação do equilíbrio e controle postural têm priorizado a regulação da postura durante a exposição a um desequilíbrio externo (CORDO; NASHNER, 1982). Afinal, a regulação da postura ereta é muito importante para performance segura dos movimentos voluntários (FRANK; PATLA, 2003), então diferentes estratégias motoras são adotadas para reestabelecer os ajustes posturais.

2.9.1 Estratégias de controle postural de manutenção do equilíbrio

Diversas estratégias são utilizadas para a manutenção da postura e do equilíbrio. Dentre elas, a estratégia do *feedback*, em que ocorre a estimulação dos receptores sensoriais, visuais, vestibulares, cutâneas e proprioceptivos. Tais receptores emitem ajustes posturais automáticos. Esses ajustes posturais por *feedback* são inferiores a 100 (ms), retomando o equilíbrio após as perturbações (CORDO; NASHNER, 1982; MELZER, *et al.*, 2004; NONNEKES, *et al.*, 2013).

Outra estratégia utilizada seria o aumento da base de suporte e aumento da rigidez articular por meio da co-contração, na qual o mecanismo de ajuste envolve o efeito antecipatório do movimento e a coordenação da ativação dos ajustes posturais. Esse mecanismo foi classificado como *feedforward* (CORDO;

NASHNER, 1982; FLANSBJER, *et al.*,2012).

As estratégias propostas por Frank e Patla (2003) em seu estudo para a manutenção do equilíbrio e ajustes posturais, foram: (a) ajustes posturais compensatórios (b) ajustes posturais preparatórios (c) ajustes posturais de acompanhamento.

Em um estudo realizado com intuito de testar os ajustes posturais, Shumway-Cook e Woollacott (2007) concluíram que existem três estratégias utilizadas como respostas às perturbações posturais, que são: (a) estratégia do tornozelo que o corpo se move como uma massa relativamente rígida sobre as articulações do tornozelo (b) estratégia do quadril, usada quando o centro de gravidade se move rapidamente, mas com uma amplitude relativamente pequena ou quando a base de sustentação é estreita ou instável (c) estratégia do passo, usada quando o Centro de Gravidade (GC) é deslocado além dos limites de estabilidade.

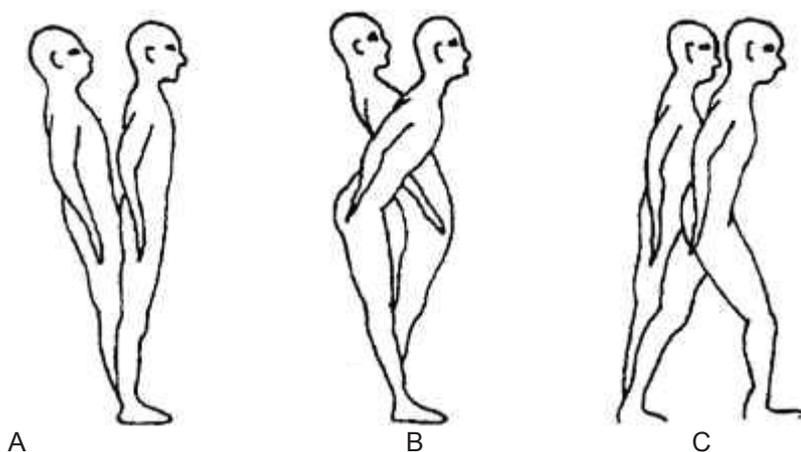


Figura 7 – Representação das três estratégias motoras: (a) estratégia do tornozelo, (b) estratégia do quadril, (c) estratégia do passo. Adaptado de Shumway-Cook (2007).

Existem aspectos biomecânicos no controle postural, segundo Cordo e Nashner (1982) que explicam as estratégias motoras: (a): limite de estabilidade (b) envoltório de oscilação (c) alinhamento do centro de gravidade. Sendo que o limite de estabilidade refere-se ao quanto o indivíduo precisa utilizar da sua superfície de suporte para manter o equilíbrio corporal.

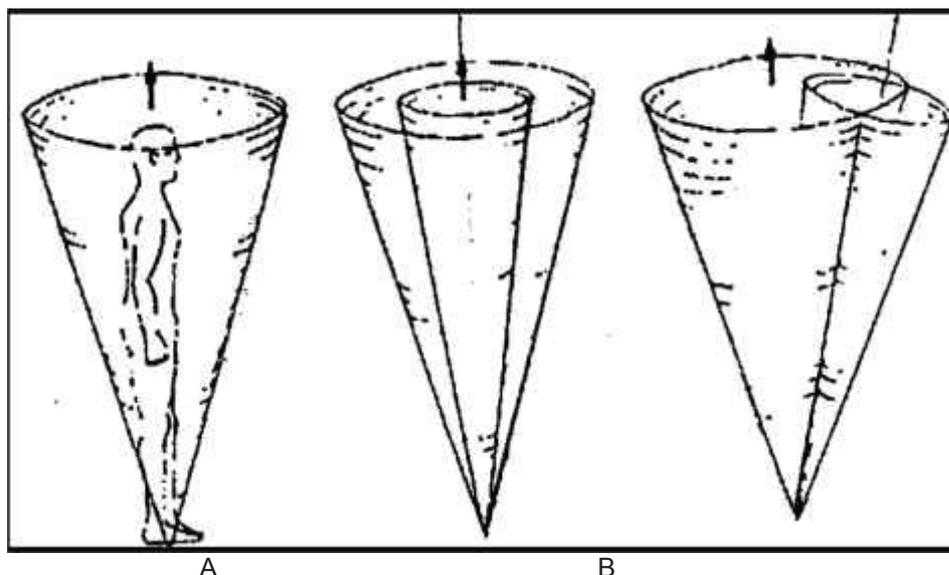


Figura 8 – Representação (a) limite de estabilidade, (b) envoltório de oscilação, (c) alinhamento do centro de gravidade. Adaptado de Cordo (1982).

Outras estratégias propostas por Holf *et al.* (1983) sugerem que existem três mecanismos para manter o controle postural e manutenção do equilíbrio: (a) aumento da base de suporte (b) contra rotação dos segmentos corporais e (c) aplicação de uma força externa.

A manutenção do equilíbrio e o controle postural são essenciais para execução das atividades da vida diária e prática de exercícios físicos. O equilíbrio só é garantido pelo adequado funcionamento do sistema de controle postural (DUARTE; FREITAS, 2010; SHAHVARPOUR., *et al.*, 2014).

A cada nova postura adotada são necessárias respostas neuromusculares para manter o equilíbrio do corpo (BALDAÇO, *et al.*, 2010; GENTHON, *et al.*, 2008).

A manutenção do equilíbrio corporal no meio ambiente é determinada por sistemas centrais e estruturas periféricas responsáveis pela execução motora, cujo funcionamento depende da integração das informações dos sistemas sensoriais, sistemas proprioceptivo, vestibular e visual (MELZER, *et al.*, 2004).

O sistema vestibular é quem responde pela orientação espacial. Ele possui uma estrutura óssea, o labirinto, situado no osso temporal. Esse sistema é importantíssimo no controle postural tanto em atividades dinâmicas quanto estáticas (CAMPELO, *et al.*, 2007).

O controle postural estático e dinâmico é mantido pelos sistemas vestibular (labirinto, nervos vestibulo-cocleares, núcleos vestibulares, vias e inter-relação no sistema nervoso central), proprioceptivo (receptores sensoriais localizados em articulações, músculos e tendões) e visual (BARELA, *et al.*, 2003).

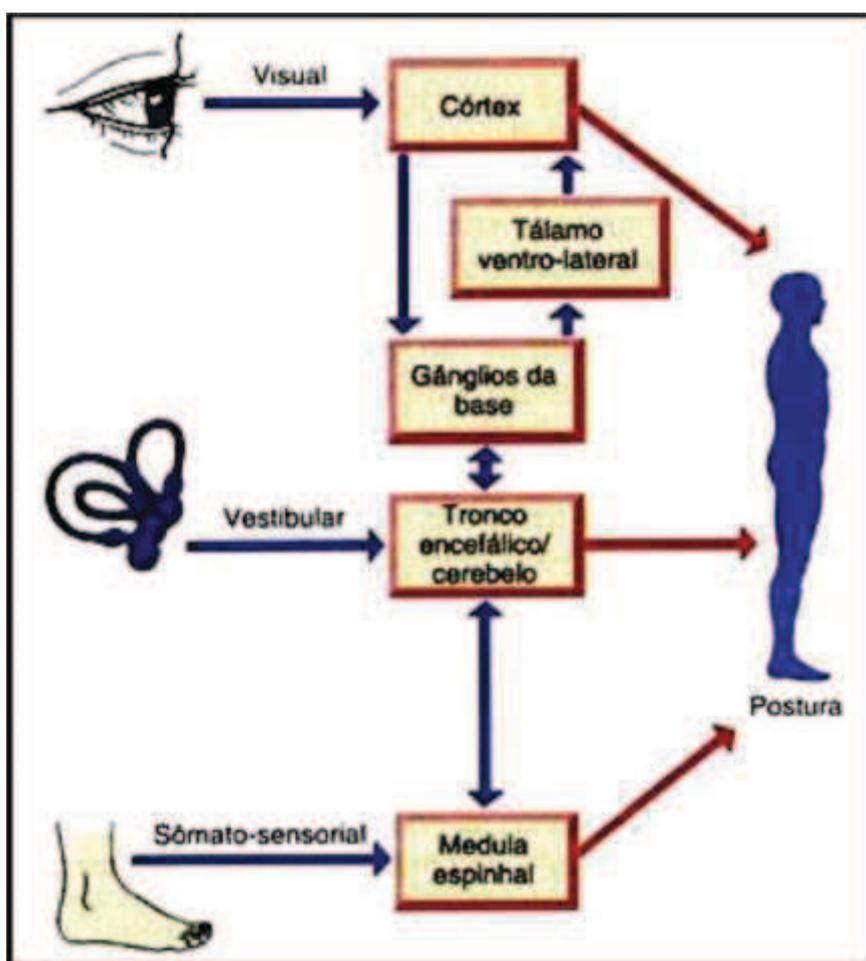


Figura 9 –Representação das influências sensoriais no controle postural. Adaptado de Lundy-Ekman (2004).

Para que o corpo permaneça num estado de equilíbrio é preciso que o centro de massa (CM) esteja posicionado na base de suporte. Nenhum dos sistemas sensoriais consegue determinar a posição do CM, pois estas informações são retratadas pelo sistema vestibular por meio de dados provenientes da velocidade angular e linear da cabeça (HORAK, *et al.*, 1989).

Segundo Bayouk *et al.*, (2006) e Murnaghan, Robinovitch (2013) o sistema visual transmite importantes informações sobre o posicionamento e movimentação da cabeça, conferindo uma referência de verticalidade, sendo

importante no controle postural e manutenção do equilíbrio com relação à estabilização da oscilação corporal.

O sistema somatosensorial encontra-se espalhado por todo o corpo e é percebido por receptores mediante estímulos como o toque, temperatura, pressão, posição do corpo e dor (HAMILL; KNUTZEN, 2008).

Dentre os receptores existem os órgãos tendinosos de Golgi e fusos musculares que são sensíveis na alteração do comprimento e tensão das fibras musculares (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2007).

Todos esses sistemas fornecem informações ao sistema nervoso central (SNC) por uma via aferente e quem executa essas informações é o sistema musculoesquelético (ENOKA, 1997)

Nas situações de perturbações do equilíbrio e manutenção da postura, o sistema musculoesquelético desenvolve ações motoras para manter a estabilização por meio de contrações rápidas (SHAHVARPOUR, *et al.*, 2014).

Quando o sistema sensorial detecta oscilações para frente, imediatamente o sistema musculoesquelético ativa músculos posteriores do membro inferior e tronco para manter o equilíbrio e retomar o posicionamento do CM. A esse ciclo dá-se nome de percepção-ação, ou seja, o acoplamento entre o que é percebido e a ação motora (DE FREITAS, *et al.*, 2010; HUISINGA, *et al.*, 2014).

As respostas neuromusculares garantem ao corpo humano, numa posição ereta com os pés imóveis na superfície de apoio, que a projeção vertical do centro de massa (CM) do corpo seja mantida dentro da base de suporte, proporcionando o equilíbrio corporal (DE MEDEIROS, *et al.*, 2010; DUARTE; FREITAS, 2010).

Em um estudo realizado por Pereira *et al.* (2014), ao analisarem o efeito de quatro semanas de treinamento proprioceptivo nas medidas de equilíbrio postural dos idosos e prevenção de quedas, os autores observaram em seus resultados uma diminuição das oscilações que representassem risco de queda aos idosos, comprovando que os idosos expostos a condições de dificuldades melhoram sua resposta de equilíbrio.

Quando realizar pesquisas com o intuito de desvendar as respostas neuromusculares mediante as perturbações do equilíbrio algumas variáveis

são importantes de serem estudadas, como por exemplo: centro de gravidade (CG) que representa a projeção vertical do centro de massa (ENOKA, 2008).

Um corpo está em equilíbrio mecânico quando o somatório das forças (F) e momentos de força (M) que agem sobre ele é igual a zero.

Do ponto de vista biomecânico, o corpo assume uma posição semiestática, porque as forças que atuam sobre o corpo são nulas momentaneamente (HALL; TARANTO, 2000).

As forças que agem sobre o corpo são classificadas em forças externas e internas. Como exemplos das forças externas estão: a força gravitacional que age sobre todo o corpo e a força de reação do solo que atua sobre os pés (DUARTE; FREITAS, 2010), e as forças internas vão desde perturbações fisiológicas até perturbações geradas pela ativação dos músculos necessários para a manutenção da postura e realização dos movimentos.

Para a avaliação do equilíbrio, utiliza-se tanto a forma qualitativa, pela observação, como quantitativa com o auxílio de instrumentos de medição (DUARTE; FREITAS, 2010). Esses instrumentos medem a oscilação corporal numa técnica chamada posturografia (DE MEDEIROS, *et al.*, 2010).

A posturografia é dividida em estática e dinâmica, e a medida posturográfica mais utilizada é o centro de pressão (CP). O CP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte. O equipamento mais utilizado para medir o CP é a plataforma de força (DUARTE; FREITAS, 2010).

2.10 PLATAFORMA MÓVEL

Alguns trabalhos têm descrito treinamentos de equilíbrio utilizando perturbação controlada por meio de plataformas móveis. O intuito desses estudos é produzir oscilações corporais que possam desencadear respostas motoras reativas rápidas, melhorar as reações de equilíbrio e a sincronização de Unidades Motoras, para que exerçam forças musculares maiores e mais rápidas (SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 2003; MELZER *et al.*, 2004; PIJNAPPLES *et al.*, 2007; MADENLI *et al.*, 2008; PAJALA, *et al.*, 2008; MELZER *et al.*, 2010; FREITAS *et al.*, 2010).

Nas perturbações inesperadas, as reações do corpo são desencadeadas pelo *input* sensorial, que registra imediatamente qualquer desvio inesperado, através de receptores proprioceptores, visuais e vestibulares (FRANK; PATLA, 2003).

É possível por meio da plataforma móvel controlar a magnitude do abalo, o número de vezes que as perturbações foram geradas, e principalmente o momento exato em que o participante sofre a perturbação. Esses dados são importantes sobretudo quando estudados em parceria com outras técnicas eficazes de avaliação da musculatura, como, por exemplo, a eletromiografia.

Em um estudo realizado com os músculos gastrocnêmio e isquiotibiais, Cordo e Nashner (1982) concluíram que os ajustes posturais durante os movimentos voluntários e reações posturais compensatórias podem ter sinergias comuns, testadas em três situações de desequilíbrio: (a) translação posterior da superfície de apoio (b) translação anterior do sujeito quando puxava uma pega, e (c) translação do sujeito quando este empurrava uma pega. O tempo de magnitude relativa dos músculos isquiotibiais e gastrocnêmio mantiveram-se constantes nas condições referidas.

Murnaghan *et al.*, (2013), ao avaliarem 14 sujeitos sadios com o objetivo de determinar a resposta motora para restabelecer o equilíbrio na base de suporte, em diferentes posicionamentos, diferentes magnitudes, dos músculos gastrocnêmio e sóleo, demonstraram que o período de latência das respectivas musculaturas avaliadas é menor quando submetidas a situações de desequilíbrio estático em relação a tarefas dinâmicas. Os resultados do estudo sugerem que as atividades musculares utilizadas para a recuperação do equilíbrio são adaptativas de acordo com a natureza da perturbação, e que o período de latência é maior em atividades dinâmicas em relação a atividades estáticas, nas quais o período de latência demonstrou ser menor, concluindo que as respostas posturais são adaptáveis à tarefa exigida, à situação exposta e ao meio ambiente.

Na tentativa de avaliar os *inputs* sensoriais na resposta a uma perturbação controlada por meio de uma plataforma móvel medindo 30 cm e gerando um abalo de 250ms, Cordo e Nashner (1982) concluíram que o sujeito quando submetido a uma translação posterior, responde com uma oscilação anterior, e os músculos posteriores, inferiores e do tronco obtêm como resposta a essa

perturbação com tempo de latência de 90 a 110 ms após a movimentação da plataforma móvel. Os resultados desse estudo sugerem que os receptores musculares agem como sistema de primeira alerta para o desencadeamento de ajustes posturais rápidos.

Em um outro estudo realizado com intuito de verificar as contribuições da musculatura da coluna vertebral durante perturbações do equilíbrio, os autores concluíram que durante a perturbação desconhecida as respostas pré-voluntárias são de força, o que reforçam o papel do sistema neuromuscular para respostas súbitas aumentando a sensibilidade dos receptores responsáveis pela detecção de movimento (CORT *et al.*, 2013).

No trabalho realizado por Murnaghan *et al.*, (2013), os autores analisaram o comportamento muscular utilizando uma plataforma móvel conectada a um motor linear para promover uma perturbação controlada, em que foram avaliadas 14 mulheres jovens em três condições (balanço para frente, balanço para trás e estático). Os resultados encontrados sugerem que as parcelas de latências de início em todos os sete músculos analisados pareciam ocorrer mais cedo quando os participantes realizaram uma posição estática e a atividade dos músculos utilizados para recuperar do equilíbrio são adaptadas à natureza da perturbação e à tarefa em curso.

3 MÉTODOS

Neste estudo foi investigado o comportamento dos sinais de EMG, como mecanismo de realimentação das alterações musculares ocorridas antes e após situações de perturbação do equilíbrio.

Para atingir os objetivos propostos, um protocolo experimental foi desenvolvido. Todas as coletas dos dados foram realizadas no Laboratório de Motricidade Humana (LaMH) da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

3.1.1 Comitê de Ética em Pesquisa

O presente estudo faz parte de um projeto universal intitulado “Utilização da Eletromiografia para Identificação de Padrões de Recrutamento Muscular Durante o Equilíbrio e Manutenção da Postura”. Este projeto de pesquisa experimental foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (N.620.735) com o termo de consentimento livre e esclarecido (anexo A). E todos os voluntários que participaram deram seu consentimento de acordo com o termo (apêndice A). Após a leitura e assinatura do termo de consentimento (apêndice A), iniciou os procedimentos para a realização do protocolo experimental. Trata-se de um estudo exploratório com estudo piloto prévio e a partir dos resultados ficou definido o protocolo.

3.1.2 População e amostra

A população foi composta por jovens universitários de Curitiba e região metropolitana. A amostra foi composta por 21 adultos, de ambos os sexos, sendo 14 masculino e 7 feminino, com média de idade de $21,3 \pm 2,3$ anos, altura média de $1,75 \pm 0,03$ m e peso médio de $68,8 \pm 12$ kg.

3.1.2.1 Critérios de inclusão

Os critérios de inclusão adotados para o estudo foram: pessoas consideradas aptas, que não estivessem fazendo uso de medicação que interferisse no equilíbrio corporal ou possuíssem qualquer problema de saúde que comprometesse o equilíbrio (neurológicos, ósteo-musculares, vestibulares e visual), dos sexos masculino e feminino, com idades entre 18 e 30 anos, que fossem fisicamente ativas e que dessem o seu consentimento para participar da pesquisa.

3.1.2.2 Critério de exclusão

Os critérios de exclusão adotados para o estudo foram: desconforto e/ou dor nas articulações do membro inferior relatadas pelos voluntários durante a execução do protocolo de perturbação do equilíbrio.

3.1.3 Instrumentação e Materiais

3.1.3.1 Eletromiógrafo

O eletromiógrafo utilizado para o registro do comportamento muscular foi o MODE: EMG 800C (EMG System do Brasil), que possui quatro canais de EMG e opera com eletrodos de superfície em configuração bipolar (Ag/AgCl Φ 2,2 cm).

3.1.3.2 Plataforma móvel

Plataforma horizontal apoiada sobre rodas com dimensões de 1,5m x 1,5m com possibilidade de deslocamento ao longo de dois eixos ortogonais paralelos ao plano horizontal. O acionamento é realizado pelos atuadores pneumáticos com medição de deslocamento por meio de transdutores de

deslocamentos lineares. Com a diversidade de atuadores são obtidas diferentes possibilidades de amplitude de deslocamento, velocidade e aceleração da plataforma.

3.1.4 Coleta de Dados

Previamente à colocação dos eletrodos de EMG (MERLETTI; HERMENS, 2004) a impedância elétrica da pele foi reduzida pela tricotomia e limpeza da pele com álcool, a fim de remover células mortas e a oleosidade da pele no local do posicionamento dos eletrodos (SODERBERG; KNUTSON, 2000). Em seguida os eletrodos foram fixados na pele e uma leve pressão foi aplicada sobre eles para aumentar o contato entre o eletrodo e a pele (NIGG; HERZOG, 2007). Os eletrodos de superfície passivos, em configuração bipolar de EMG foram posicionados (com o participante sentado com os pés apoiados) no terço distal dos músculos sóleo, porção média do gastrocnêmio e tibial anterior, pois esse arranjo garante que os eletrodos fiquem entre o ponto motor e a inserção muscular (segundo recomendações da sociedade “Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles”). E o eletrodo de referência foi posicionado na pele que recobre a face anterior da tíbia (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Para realizar a perturbação do equilíbrio foi utilizada uma plataforma móvel. O acionamento realizado foi por atuadores pneumáticos com medição de deslocamento por meio de transdutores de deslocamentos lineares, foi produzido um deslocamento alternativo (avanço e retorno) de 10 mm em um tempo total médio de 200 ms, sendo 100 ms correspondentes ao avanço da plataforma e 100 ms o retorno da plataforma. O tempo da perturbação realizada foi de ± 2 s. Com sentido de deslocamento posteroanterior. O início da movimentação da plataforma foi delimitado pela movimentação do marcador reflexivo na tuberosidade do calcâneo. Os dados da plataforma móvel e a eletromiografia foram sincronizados

3.1.5 Procedimentos do ensaio experimental

Antes de iniciar a coleta de dados houve uma familiarização do participante com o protocolo de perturbação de equilíbrio. A coleta foi realizada em três momentos: (a) no primeiro momento o indivíduo sentado, com os eletrodos de EMG posicionados e com a musculatura relaxada, (b) no segundo momento o indivíduo em pé com os membros superiores relaxados lateralmente ao tronco, ciente que não haveria qualquer perturbação do equilíbrio, (c) no terceiro momento com o indivíduo em pé, quando foi aplicada a primeira perturbação de equilíbrio sem que o participante soubesse o momento exato da perturbação. Os participantes foram orientados a permanecer olhando num ponto fixo. A posição dos pés foi padronizada a 14° e 17cm de distância entre os calcanhares (MCILROY; MAKI, 1997).

Os procedimentos foram realizados de acordo com a figura 10.:

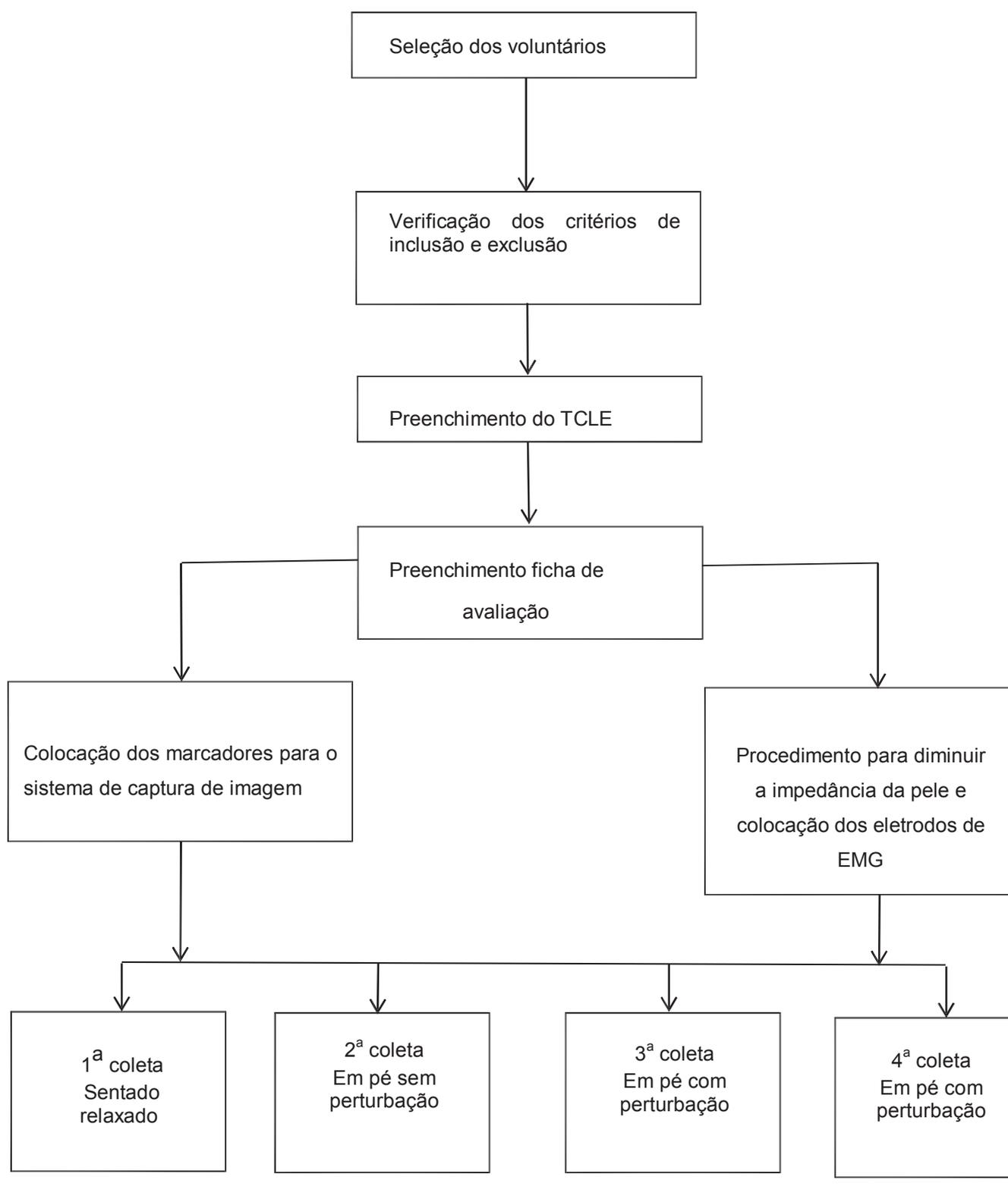


FIGURA 10: Fluxograma dos procedimentos realizados na pesquisa.

FONTE: a autora



Figura 11 - Representação do arranjo experimental, com a primeira posição de coleta (sentado e relaxado – A), ao lado o participante posicionado em pé (B) para realizar as outras três coletas do protocolo estabelecido: em pé sem perturbação, em pé com perturbação (movimento posteroanterior da base de suporte), e novamente em pé idêntico ao anterior.

Fonte: a autora

3.1.6 Processamento e Análise do Sinal Eletromiográfico

Na aquisição do sinal eletromiográfico foi calculado o valor o envelope retificado e três janelas de análise: sendo (1) janela temporal de 500 ms no experimento em repouso, (2) janela de 500 ms até o exato momento em que teve a perturbação, (3) janela de 500 ms logo após o início da perturbação, com taxa de amostragem de 1 kHz. Utilizou-se um filtro passa baixa (*Butterworth*) de 20 Hz. para obtenção do envelope retificado O limiar de recrutamento muscular foi determinado a partir da média do valor RMS de uma janela de 1s do sinal de repouso e a soma de 1,5 de seu desvio padrão. Para aquisição dos dados cinemáticos durante a execução do protocolo, marcadores ativos foram afixados nos seguintes pontos anatômicos: metatarso, maléolo, epicôndilo e crista íliaca. A perturbação foi determinada pela movimentação do marcador de cinemática (Vicon-100Hz) posicionado na tuberosidade do calcâneo. Foi estabelecido como tempo de

latência, conforme figura 12, a janela correspondente desde o exato momento da perturbação até o início da atividade muscular. Todos os dados foram armazenados e processados em um computador na plataforma *Matlab* 8.10.0.

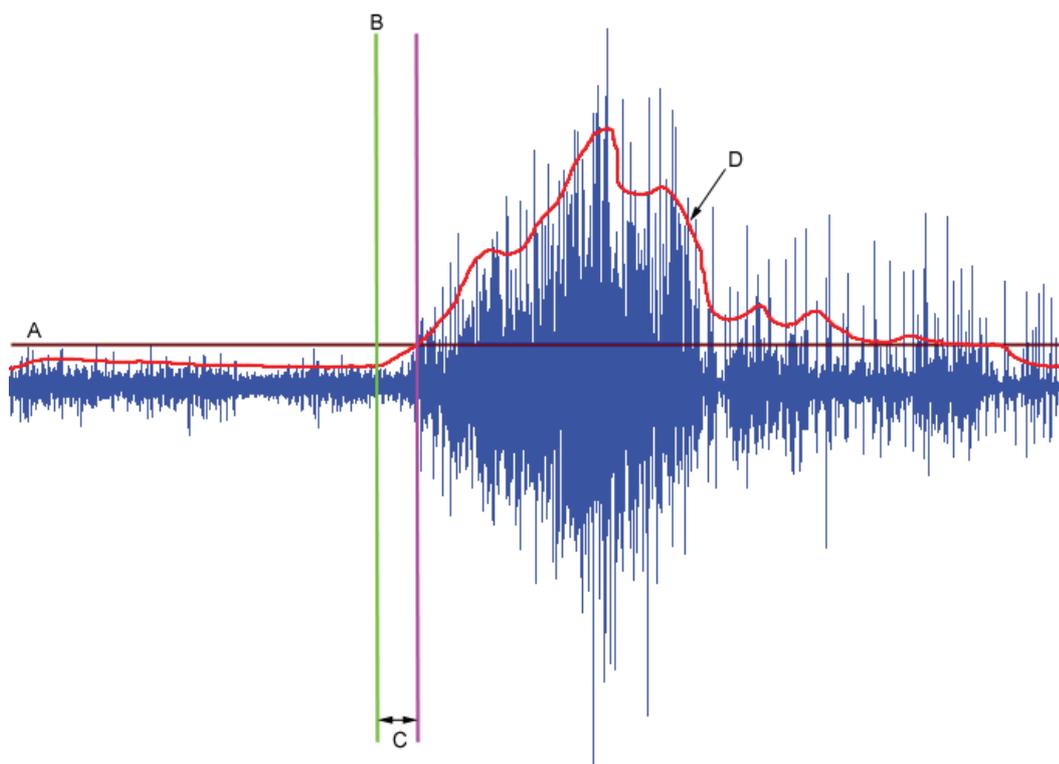


Figura 12 – Representação do tempo do tempo de latência (C), compreendido como o intervalo entre o início da movimentação da plataforma (B) e o início da contração muscular representado pela linha violeta verificado por meio do critério utilizado para determinar o de recrutamento muscular..

Para quantificar a pré-ativação muscular foi utilizado o RMS do sinal EMG normalizado da primeira janela que caracterizava a musculatura em repouso, dividido pelo sinal eletromiográfico em pé sem perturbação do equilíbrio. Foi estabelecido um intervalo de confiança igual a 1, cujo estado mais próximo do repouso seria 1 e valores que não estariam encaixados nesse intervalo ou mais próximos de 0 a leitura seria uma ativação muscular prévia ao evento posterior.

O cálculo da pré-ativação Foi realizado por meio da razão (R1): a/b . Para realizar o cálculo do efeito da perturbação, utilizou-se razão (R2): a/c .

$$R1 = \frac{\text{repouso (a)}}{\text{pré-perturbação (b)}}$$

$$R2 = \frac{\text{repouso (a)}}{\text{pós-perturbação (c)}}$$

3.1.7 Procedimento estatístico

O procedimento de análise estatística foi realizado com pelo programa *IBM® SPSS® Statistics (versão 22) da IBM®*. As variáveis foram apresentadas de forma descritiva por meio de médias e desvio padrão. Para a verificação de distribuição Gaussiana dos dados o teste utilizado foi o *Shapiro Wilk* e o teste de *Kolmogorov-Smirnov* e o nível de significância adotado foi $p \leq 0,05$. Como o comportamento do sinal não seguiu a distribuição Gaussiana, rejeitou-se a H_0 (Hipótese nula), optando pelo teste não paramétrico de *Wilcoxon* para verificar se existe diferença significativa do valor RMS dos músculos TA, SO e GM nas razões repouso/pré-perturbação e repouso/pós-perturbação. O teste de Friedman foi aplicado para verificar se existe diferença significativa em relação ao tempo de latência dos músculos: TA, SO e GM O nível de significância adotado foi $< 0,05$. Foi analisada a pré-ativação muscular por meio do intervalo de confiança (IC 95% para a mediana) estabelecido.

4 RESULTADOS

Neste capítulo, descrevem-se as análises dos resultados experimentais. dos padrões de recrutamento muscular dos músculos analisados em repouso antecedendo a perturbação do equilíbrio, imediatamente após o início da perturbação até o momento do início da contração muscular e o comportamento muscular antes e após a perturbação até a recuperação da postura inicial.

Cerca de 30% de todos os resultados foram excluídos por apresentarem problemas que dificultaram a análise, como por exemplo, ruídos nos sinais de eletromiografia e ausência dos sinais da plataforma móvel.

4.1 RELAÇÃO DOS PARÂMETROS ANALISADOS

O presente estudo teve por objetivo comparar padrões de recrutamento muscular de três músculos (TA,SO e GM), antes e após situações de desequilíbrios posturais, analisando os seguintes dados: (a) o tempo compreendido entre o início da perturbação do equilíbrio (determinado pelo instante em que o marcador na tuberosidade do calcâneo iniciou a movimentação) até o início da contração muscular (determinada pelo critério), (b) pré ativação muscular, contração prévia à perturbação do equilíbrio. Os dados cinemáticos e eletromiográficos foram sincronizados com a movimentação da plataforma móvel.

Foi analisada a diferença do valor RMS das razões repouso/pré-perturbação e repouso/pós perturbação, o tempo de latência entre os três músculos: TA, SO e GM e por fim, o fenômeno chamado pré-ativação muscular, verificado por meio do intervalo de confiança dos três músculos em relação ao estado de repouso muscular que antecede a perturbação, com intuito de verificar se houve alguma ativação muscular antecedendo a perturbação controlada.

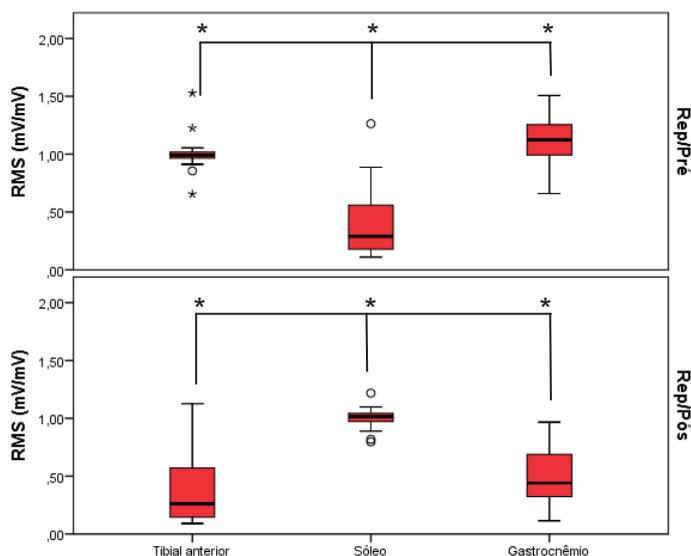


Figura 13 - RMS da razão REP/Pré e Rep/pós dos músculos TA,SO e GM. * $p < 0,05$ entre todas as variáveis.

A figura 13 apresenta os valores obtidos em relação à pré-perturbação e pós-perturbação, o RMS dos músculos TA e SO estatisticamente foram os que mais apresentaram respostas diferentes pré e pós perturbação de acordo com apêndice 2, agonistas e antagonistas respectivamente.

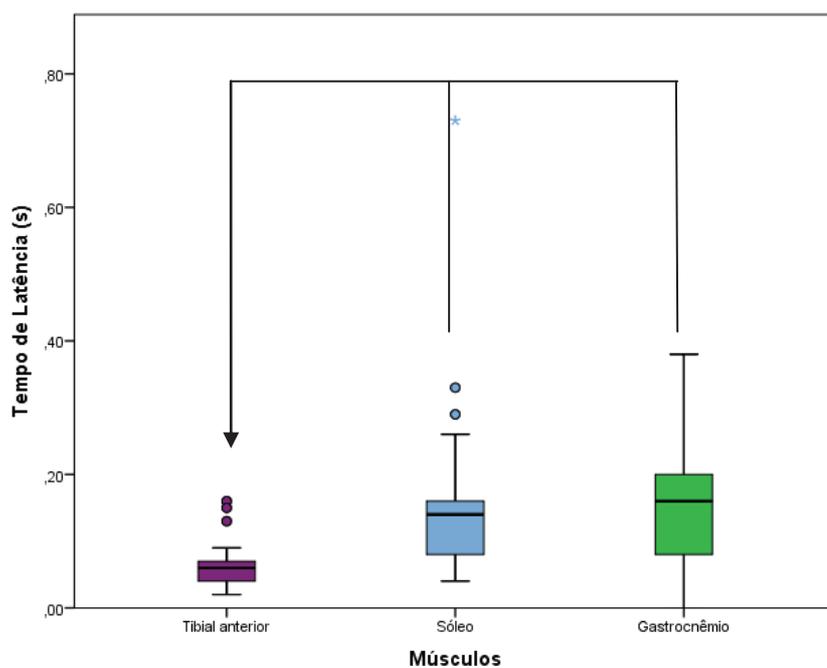


Figura 14- Relação do tempo de latência entre os três músculos analisados: TA, SO, GM .

Ao comparar o tempo de latência do músculo TA, SO e GM, identificou-se que o músculo TA obteve, estatisticamente, tempo inferior aos demais músculos analisados apresentado na figura 14, conforme os valores apresentados no apêndice 3.

músculos	mediana	IC 95% para a mediana
TA	0,991	0,964 - 1,018
SO	0,29	0,178 - 0,559
GM	1,123	0,992 - 1,255

Tabela 1: Referente à pré-ativação muscular verificada por meio do intervalo de confiança. Fonte: a autora.

A tabela 1 apresenta os resultados verificados estatisticamente da pré-ativação muscular do músculo SO, pois o intervalo de confiança não conteve o número 1, aproximando-se (0,29) do nível mais alto de magnitude muscular, comparado ao TA (0,991) e GM (1,123) Seus valores se distanciaram do intervalo estabelecido como o mais próximo do repouso.

4.2 NOVAS ANÁLISES DOS RESULTADOS PÓS DEFESA

Após a defesa e aprovação da banca desse trabalho, foram realizadas novas análises, pois os dados coletados permitem diferentes abordagens teóricas de determinação dos parâmetros biomecânicos do equilíbrio. Entretanto, entendendo que esses dados ainda são pertinentes ao projeto dessa dissertação os novos resultados encontram-se nas tabelas 4 e 5 apresentadas nos apêndices 4 e 5, respectivamente.

Para essa nova análise, o processamento do sinal bruto de eletromiografia foi realizado respeitando o seguinte critério: a magnitude de ativação muscular foi definida pelo valor quadrático médio (RMS) do envoltório do sinal eletromiográfico entre 0 a 75 ms após o início da atividade muscular (Horak *et al.*, 1996). Para normalização da magnitude, identificou-se o valor máximo da ativação muscular entre as tentativas de todas as condições do sujeito.

A latência da atividade muscular foi identificada como a primeira atividade do envelope do sinal eletromiográfico sustentada (em um intervalo maior do que 25 ms) acima de 2 desvios-padrão da atividade basal quantificada como a média dos primeiros 200 ms do início da coleta dos dados

DISCUSSÃO

Este trabalho analisou situações de perturbação do equilíbrio numa plataforma móvel controlada e conseguiu detectar eventos no comportamento de padrões de recrutamento muscular como: (a) reflexo de estiramento e inibição recíproca de músculos agonistas e antagonistas em resposta à perturbação do equilíbrio (b) diferença do tempo de latência do músculo TA em relação aos demais músculos analisados na mesma condição experimental, e (c) identificação da pré-ativação do músculo SO precedendo a perturbação do equilíbrio.

5.1 Magnitude da ativação muscular pré e pós-perturbação

O objetivo deste trabalho foi avaliar os padrões de recrutamento muscular de três músculos (TA, SO e GM), diante de situações de instabilidade provocadas por perturbações controladas. Como os valores mostrados na figura 13, os músculos TA e SO contraíram em momentos diferentes, o que era esperado devido à sua ação antagônica.

Uma explicação plausível para esses eventos seria que considerando que a perturbação do equilíbrio foi posteroanterior, o primeiro músculo que contraiu foi o TA. Acredita-se que a articulação do tornozelo inicialmente realizou uma flexão plantar. Nesse momento o músculo que tem como função a dorsiflexão é estirado, ocorre o reflexo de estiramento, que tem como efeito a inibição recíproca do grupo muscular antagonista. E como o músculo SO tem como ação muscular a flexão plantar e o estímulo de provocação da oscilação do equilíbrio é o mesmo, ele contrai após a ação do agonista para ajustar o posicionamento.

Nessas reações compensatórias do equilíbrio, como as verificadas neste trabalho, o reflexo de estiramento do TA e a inibição recíproca do SO, o córtex cerebral tem um importante papel otimizando e adequando respostas de acordo com as condições impostas pela tarefa ou pelo estímulo (MOCHIZUKI, *et al.*, 2010), que refletem em contribuições pré e pós-perturbações, como as constatadas neste estudo, em que a tarefa do indivíduo era retomar a posição inicial e manter o equilíbrio diante de uma perturbação controlada.

A atividade cortical associada à instabilidade postural representa processos corticais distintos e variáveis como: tempo, direção e magnitude, conhecidas pelo SNC que ajusta as respostas posturais e aciona diferentes componentes independentes antes e depois da instabilidade postural para gerar respostas compensatórias ligadas às condições da instabilidade que se apresenta.

Os resultados da figura 13 mostram evidências que realmente houve uma alteração na magnitude das respostas musculares principalmente do TA e SO pré e pós perturbação, O músculo TA respondeu rapidamente a uma situação súbita de perturbação do equilíbrio. Uma explicação para esses achados seria porque existem vários receptores sensoriais na articulação do tornozelo que têm como função transformar qualquer mudança na posição da articulação, no comprimento do músculo e na tensão muscular em impulsos nervosos que são enviados à medula espinal para obter uma resposta motora. Esses achados corroboram o estudo realizado por Stokes *et al.* (2000), no qual os participantes foram submetidos a uma perturbação do equilíbrio, e os autores concluíram que quando o músculo experimenta uma desordem muscular súbita ele responde com alterações no comprimento como resposta rápida que sugere uma associação com o aumento da sensibilidade do fuso muscular.

A resposta motora imediata a um aumento rápido e inesperado no comprimento conhecida como reflexo de estiramento, constatada neste trabalho nos membros inferiores em situações de desequilíbrio (FINLEY, *et al.*, 2013) sugere que estratégias neurais para a manutenção da instabilidade dos membros inferiores podem ser menos dependentes da rapidez e do *feedback* do que as utilizadas em membros superiores.

Segundo o estudo proposto por Holl *et al.*, (2015), com jovens e idosos, os autores analisaram o tempo total de reação, atraso eletromecânico e o tempo pré-motor. Diante de situações de perturbação do equilíbrio, ambos os grupos verificaram estratégias individuais, e concluíram que as estratégias motoras, produção de força e controle neuromuscular diferem entre os grupos e são sensíveis à complexidade da tarefa, necessitando de ajustes importantes para compensar dinâmicas ambientais instáveis. Esses estudos são importantes para mostrar estratégias diferentes entre os músculos, e que músculos monoarticulares como o TA diferem a resposta em relação aos músculos biarticulares do GM, devido à sensibilidade do fuso muscular e à composição de suas fibras.

Neste estudo, em relação à rapidez dos músculos estabilizadores do tornozelo, o músculo TA apresentou uma ativação mais rápida como resposta à perturbação em relação ao músculo GM como mostra a figura 13, assim como os achados por Teixeira (2015), analisando um grupo de jovens e idosos, que tinha como tarefa recuperar o equilíbrio após a rotação da base de suporte em quatro situações experimentais. A resposta da magnitude muscular do músculo GM quando o indivíduo sabia o exato momento da perturbação foi menor nos dois grupos comparados às outras condições experimentais do que as respostas do músculo TA.

Sendo assim, é possível afirmar que a consciência da perturbação favorece respostas de latências mais curtas com atividade muscular independente do sentido da perturbação. Isso pode prevenir uma reação retardada dos idosos e uma perda do equilíbrio no plano sagital. Então o conhecimento do tipo da perturbação torna-se um facilitador para as vias transcorticais (JACOBS, *et al.*, 2008), para que respondam com maior velocidade e sincronização, conseqüentemente com respostas reativas mais rápidas em situações de controle postural. O córtex cerebral aciona diferentes componentes independentes antes de depois a uma situação de instabilidade postural adequando respostas de acordo com as condições impostas pelo meio ambiente.

Mas também as mudanças funcionais relacionadas à idade no córtex podem afetar o controle postural, como, por exemplo, a redução do número de fibras mielinizadas, a redução de fusos musculares e a degeneração das bainhas de mielina, ocasionando a diminuição da condução nervosa (PAPEGAAIJ, *et al.*, 2014). Decorre desse processo a necessidade do treino de equilíbrio como alternativa para melhora das respostas neuromusculares em jovens, adultos e idosos.

5.2 Tempo de latência

Técnicas como eletromiografia são utilizadas para medir a atividade elétrica muscular por meio de mudanças do estado de repouso da membrana celular devido a eventos eletroquímicos, como respostas neuromusculares a perturbações do estado de equilíbrio na postura ereta. No presente estudo foi analisado o tempo de latência, que se trata do intervalo de tempo compreendido desde a movimentação da plataforma móvel até o início da contração muscular, após a perturbação do equilíbrio. Foi analisado se houve diferença significativa entre os músculos

pesquisados.

O músculo TA em relação aos músculos SO e GM, foi o que respondeu com o menor tempo de latência como demonstra a figura 14, indicando uma resposta do SNC mais rápida para iniciar o ajuste muscular após o movimento de translação posteroanterior.

Os períodos de latência podem ter uma resposta curta ou longa, sendo que a resposta de curta latência é aquela que pode ser mediada por um circuito neural limitado à medula espinal e resposta de longa latência como as respostas que envolvem estruturas do córtex motor no cérebro (ENOKA,2008). Neste estudo foram encontradas respostas de latência curtas após perturbações discretas, com tempo e velocidade baixas..

Períodos de longa latência pós perturbações do equilíbrio (PRUSZYNSKI; SCOTT, 2012; SHEMMELL, *et al.*, 2010) são gerados por mecanismos neurais complexos que podem integrar informações sofisticadas para produzir um comportamento motor apropriado (HORAK, *et al.*, 1989; MATTHEWS, 1991).

Com relação aos resultados de latência deste estudo na figura 14, no qual a resposta do músculo TA foi inferior aos músculos GM e SO, é possível afirmar que o músculo TA respondeu mais rápido à perturbação. Esses achados corroboram os encontrados por Finley *et al.*,(2013) nos quais avaliaram a dependência da aceleração da plataforma móvel durante perturbações da postura com mudanças de velocidade nas respostas de latência dos músculos SO, GM .

Como resposta aos padrões de recrutamento muscular os autores obtiveram respostas de longa latência dos músculos SO, GM e TA e verificaram que estratégias neurais para a manutenção da estabilidade dos membros inferiores são menos dependentes da rapidez e do *feedback* do que as utilizadas em membros superiores. Concluindo que o sistema nervoso envolve centros superiores para regular a ação mecânica dos membros e como resposta estabiliza a postura ereta.

As respostas de latência encontradas no presente estudo na figura 16, foram curtas, sendo que o músculo TA teve uma resposta motora mais rápida em relação aos outros músculos analisados (SINKJÆR, *et al.* 1996). As respostas de curta latência surgem a partir do reflexo de estiramento, principalmente nas articulações, com objetivo de retornar o mais rápido possível à postura inicial.E que em membros inferiores as respostas de latência podem ser influenciadas em função do planejamento motor e dos obstáculos estabelecidos que refletem no nível da tarefa

(KURTZER, *et al.*, 2010; PRUSZYNSKI; SCOTT, 2012).

Nos estudos realizados por Dimitriou *et al.*, 2012 e Kurtzer *et al.*, 2010, para avaliar períodos de resposta de curta e longa latência, houve a constatação de que é possível obter ambas respostas com a utilização de pequenas perturbações, como a utilizada no presente trabalho na figura 14, no qual constatamos respostas distintas entre os músculos TA, SO e GM, sendo que SO e GM obtiveram respostas mais longas de latência em relação ao TA.

Alguns trabalhos alteraram as condições experimentais, como: tempo de perturbação, velocidade de deslocamento da plataforma móvel (FINLEY, *et al.*, 2012) e amplitude da perturbação (CREVECOEUR, *et al.*, 2012) e utilizaram perturbações discretas e complexas, nos quais as perturbações discretas são aquelas com pequena amplitude, com objetivo de identificar parâmetros de controle de *feedback* neural (SAFAVYNIA; TING, 2013), variando a aceleração, velocidade e deslocamento, o que caracteriza perturbação complexa. Todos concluíram que respostas de longa latência também podem ser observadas em perturbações com pequena amplitude e que um processo de *feedback* sensorio-motor comum e contínuo regula a latência muscular.

A diferença de latência observada neste estudo do músculo TA em relação GM conforme a figura 14, valores obtidos de tempos de latência menores para o TA em relação ao GM, pode ser explicada pelo fato de se tratar de músculos monoarticulares (TA) e músculos biarticulares (GM), cuja sensibilidade de resposta do fuso altera para cada grupo corroborando com os achados de Safavynia *et al.* (2013), que por não serem músculos antagônicos, o TA cruza somente a articulação do tornozelo enquanto o GM cruza a articulação do tornozelo e do joelho.

Em um estudo realizado por Robinovitch e Murnaghan (2013), usando um motor linear ligado a uma plataforma móvel para promover uma perturbação controlada em três condições experimentais os autores sugerem que o tempo de latência em todos os sete músculos analisados, entre eles GM, TA ocorreram mais cedo, quando os participantes realizaram uma posição estática. Os autores também concluíram que ações motoras que os músculos utilizam para a recuperação do equilíbrio são adaptadas em função da natureza do distúrbio e a tarefa requerida.

5.3 Pré-ativação muscular

A principal alteração verificada pelo intervalo de confiança estabelecido com relação ao fenômeno pré-ativação foi a pré-ativação muscular do músculo SO tabela1, precedendo a perturbação do equilíbrio. Uma explicação plausível para esse achado seria que apesar de os participantes não saberem o momento exato em que ocorreria a perturbação, eles eram avisados que ocorreria uma perturbação a qualquer momento o que predispõe a uma pré-ativação muscular

O músculo sóleo possui características diferenciadas por ser um músculo postural e monoarticular. Os resultados encontrados neste estudo (tabela) a pré-ativação do músculo SO precedendo a perturbação, corroboram os achados de Shahvarpour, *et al.* (2014), utilizando 12 indivíduos para monitorar a resposta do tronco nas condições anteriores e durante perturbações súbitas do equilíbrio, com diferentes magnitudes de carga, constataram a pré-ativação dos músculos abdominais. Apesar de serem músculos localizados em lugares distintos aos deste trabalho, o mesmo fenômeno de pré-ativação foi constatado. Os autores concluíram que a pré-ativação antagonista abdominal não afeta na resposta da latência dos músculos do tronco, porém trata-se de um fator importante no aumento da resposta reflexa.

Cort *et al.*, (2013) investigaram as contribuições dos músculos da coluna vertebral, diante de situações de perturbações do equilíbrio e evidenciaram o efeito de pré-ativação, assim como o encontrado pelo músculo SO neste trabalho (tabela1). E concluíram que quando os participantes realizavam contrações musculares antes das perturbações houve uma melhora no desempenho do sistema neuromuscular diante das desordens súbitas de equilíbrio, o que aumenta a sensibilidade dos receptores responsáveis pela detecção dos movimentos.

A pré-ativação de músculos agonistas pode ter diferentes respostas pós-perturbação do que em músculos antagonistas. Como pode ser observado neste estudo em que o músculo SO (tabela1), que realizou a flexão plantar, realizou uma pré-ativação muscular antes do acionamento da plataforma móvel corroborando Shahvarpour, *et al.* (2014), ao comparar a pré-ativação e a resposta de rigidez global da coluna vertebral. Em tarefa de pré e pós-perturbação, os autores observaram diferença na amplitude do pico do reflexo, efeitos distintos sobre a antecipação à perturbação e resposta do tronco. Essas informações são importantes na prevenção

de lesões no tronco, porque o aumento na atividade muscular pré-perturbação ocasiona aumento da resposta reflexa, como benefício uma reação mais rápida prevenindo futuras lesões.

No presente estudo foi constatado que os músculos TA e GM que precederam a perturbação do equilíbrio não tiveram alteração na ativação muscular (tabela1), ou seja, esses músculos mantiveram-se relaxados nos momentos que antecederam a perturbação resultados que corroboram os obtidos por Welch e Ting (2014), onde foram avaliados o controle postural e as alterações sensoriomotoras, mediante perturbação do equilíbrio por uma plataforma móvel, dos músculos TA a GM. Como resultado na posição inicial que precedeu a perturbação não houve alteração desses músculos. Os autores concluíram que a amplitude da resposta diminui com a exposição de uma série de perturbações, fato esse atribuído à habituação cerebelar.

6 CONCLUSÕES

Neste capítulo, serão apresentadas as principais conclusões a partir do protocolo experimental com indivíduos saudáveis submetidos a situações de desequilíbrio. Os efeitos benéficos do treino de equilíbrio e as respostas neuromusculares do sistema de controle motor.

6.1 CONCLUSÕES

Os objetivos de investigar o comportamento da resposta neuromuscular pré e pós-perturbação, a pré-ativação muscular e o período de latência foram alcançados. Os valores de latência baixos como respostas às perturbações discretas quando comparados à literatura podem ser explicados a partir do reflexo de estiramento, principalmente nas articulações, e que em membros inferiores as respostas de latência podem ser influenciadas em função do planejamento motor e dos obstáculos estabelecidos que reflete no nível da tarefa.

Ao investigar a pré-ativação muscular foi constatado que houve essa pré-ativação do músculo sóleo precedendo o evento. Esses achados foram encontrados na literatura, demonstrando que a pré-ativação não afeta a resposta da latência, porém trata-se de um fator importante no aumento da resposta reflexa. E que o córtex cerebral tem um importante papel nas reações compensatórias do equilíbrio otimizando e adequando respostas de acordo com as condições impostas pela tarefa ou pelo estímulo, que refletem em contribuições pré e pós-perturbações, como as constatadas neste trabalho.

6.2 Contribuições para trabalhos futuros

Como trabalhos futuros, sugere-se a utilização deste protocolo acrescentando tarefas mais desafiadoras como: um aumento gradativo na complexidade da tarefa. Também um experimento semelhante utilizando populações especiais (idosos, crianças obesas, mulheres, pacientes neurológicos) com intuito de verificar o mecanismo de queda.

REFERÊNCIAS

BALDAÇO, F. O.; CADÓ, V. P.; SOUZA, J. D.; MOTA, C. B.; LEMOS, J. C. Análise do treinamento proprioceptivo no equilíbrio de atletas de futsal feminino; Analysis of proprioceptive training in the balance of women's futsal athletes. **Fisioter. Mov.** v.23, n. 2, p. 183-192, 2010.

BARELA, A. M. F.; DUARTE, M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. **Brazilian Journal of Motor Behavior.** v.6, n. 1, p. 2011.

BARELA, J. A.; POLASTRI, P. F.; FREITAS JÚNIOR, P. B. D.; GODOI, D. Efeito da exposição visual no acoplamento entre informação visual e controle postural em bebês. **Rev Paul Educ Fís.** v. 17, n. p. 16-31, 2003.

BASMAJIAN, J.V. Muscles alive. Their functions revealed by electromyography. **Academic Medicine.** v. 37, n. 8, p.02,1962.

BAYOUK, J.-F.; BOUCHER, J. P.; LEROUX, A. Balance training following stroke: effects of task-oriented exercises with and without altered sensory input. **International Journal of Rehabilitation Research.** v. 29, n. 1, p. 51-59, 2006.

BLAZEVICH, A. J.; KAY, A. D.; WAUGH, C.; FATH, F.; MILLER, S.; CANNAVAN, D. Plantarflexor stretch training increases reciprocal inhibition measured during voluntary dorsiflexion. **Journal of neurophysiology.** v. 107, n. 1, p. 250-256, 2012.

CAMPELO, T. S.; BANKOFF, A.; SCHMIDT, A.; CIOL, P.; ZAMAI, C. Postura e equilíbrio corporal: um estudo das relações existentes. **Faculdade de Educação Física, Unicamp, Campinas. Disponível em: Acesso em.** v. 5, n. p. 2007.

CHANDLER, J. M.; GUCCIONE, A. Equilíbrio e quedas no idoso: questões sobre a avaliação e o tratamento. **Guccione AA. Fisioterapia Geriátrica. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan.** v. n. p. 265-277, 2002.

CORDO, P.; NASHNER, L. M. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. **J Neurophysiol.** v. 47, n. 2, p. 287-302, 1982.

CORRIVEAU, H.; HÉBERT, R.; PRINCE, F.; RAICHE, M. Postural control in the elderly: an analysis of test-retest and interrater reliability of the COP-COM variable. **Archives of physical medicine and rehabilitation.** v. 82, n. 1, p. 80-85, 2001.

CORT, J. A.; DICKEY, J. P.; POTVIN, J. R. Trunk muscle contributions of to L4-5 joint rotational stiffness following sudden trunk lateral bend perturbations. **J Electromyogr Kinesiol.** v. 23, n. 6, p. 1334-1342, 2013.

CREVECOEUR, F.; KURTZER, I.; SCOTT, S. H. Fast corrective responses are evoked by perturbations approaching the natural variability of posture and movement tasks. **Journal of Neurophysiology** v.107, n.10, p.2821-2832, 2012.

DE BARROS, R. M. L. Análise da produção de pesquisa em biomecânica no Brasil. **Kinesis.** v. n. 22, p. 2013.

DE FREITAS, P. B.; KNIGHT, C. A.; BARELA, J. A. Postural reactions following forward platform perturbation in young, middle-age, and old adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology.** v. 20, n. 4, p. 693-700, 2010.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of applied biomechanics.** v. 13, n. p. 135-163, 1997.

DE MEDEIROS, V. M. L.; DE LIMA, F. M. R.; DI PACE, A. M. Equilíbrio, controle postural e suas alterações no idoso. v. n. p. 2010.

DIMITRIOU, M.; FRANKLIN, D. W.; WOLPERT, D. M. Task-dependent coordination of rapid bimanual motor responses. **Journal of Neurophysiology.** v.107, n.3, p.890-901, 2012.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. **Experimental Brain Research**. v. 146, n. 1, p. 60-69, 2002.

DUARTE, M.; FREITAS, S. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Rev bras fisioter**. v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.

ENOKA, R. M. Neural adaptations with chronic physical activity. **Journal of biomechanics**. v. 30, n. 5, p. 447-455, 1997.

Neuromechanics of human movement. Human kinetics, 2008.

EKMAN, L.L. Neurociência- Fundamentos para a Reabilitação, Elsevier, Rio de Janeiro, Brasil, 2004.

FINLEY, J.M.; DHAHER, Y. Y.; PERREAULT, E.J. Contributions of feet-forward and feedback strategies at the human ankle during control of unstable loads. **Experimental brain research**. V.217, n.1, p. 53-66, 2012.

FLANSBJER, U.-B.; BLOM, J.; BROGÅRDH, C. The reproducibility of berg balance scale and the single-Leg stance in chronic stroke and the relationship between the two tests. **PM&R**. v. 4, n. 3, p. 165-170, 2012.

FRANK, J. S.; PATLA, A. E. Balance and mobility challenges in older adults: implications for preserving community mobility. **American journal of preventive medicine**. v. 25, n. 3, p. 157-163, 2003.

GENTHON, N.; ROUGIER, P.; GISSOT, A.-S.; FROGER, J.; PÉLISSIER, J.; PÉRENNOU, D. Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. **Stroke**. v. 39, n. 6, p. 1793-1799, 2008.

GEERTSEN, S. S.; LUNDBYE-JENSEN, J.; NIELSEN, J. B. Increased central facilitation of antagonist reciprocal inhibition at the onset of dorsiflexion following

explosive strength training. **Journal of Applied Physiology**. v. 105, n. 3, p. 915-922, 2008

GUYTON, A. C.; HALL, J. E.; GUYTON, A. C. **Tratado de fisiologia médica**. Elsevier Brasil, 2006.

HALL, S. J.; TARANTO, G. **Biomecânica básica**. Guanabara Koogan, 2000.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. Anatomia funcional do membro inferior. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. v.2, n. p. 215-231, 2008.

HOF, A.; GEELEN, B.; VAN DEN BERG, J. Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; role of series elasticity. **Journal of biomechanics**. v. 16, n. 7, p.523-537, 1983.

HOLL, N.; WUEBBENHORST, K.; BEHRENS, M.; ZSCHORLICH, V. The effect of age on coordination of stabilization during changing environmental dynamics. *Brain research*. v.1604, p. 98-106, 2015.

HORAK, F. B.; SHUPERT, C. L.; MIRKA, A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. **Neurobiology of aging**. v. 10, n. 6, p. 727-738, 1989.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age Ageing**. v. 35 Suppl 2, n. p. ii7-ii11, 2006.

HUISINGA, J. M.; S. GEORGE, R. J.; SPAIN, R.; OVERS, S.; HORAK, F. B. Postural Response Latencies Are Related to Balance Control During Standing and Walking in Patients With Multiple Sclerosis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 95, n. 7, p. 1390-1397, 2014.

HUXLEY, A.F; NIEDERGERKE, R. Structural changes in muscle during contraction. **Nature**. v. 173, n. 4412, p. 971-973, 1954.

HUXLEY, H. E. The mechanism of muscular contraction. **Science**. v. 164, n. 886, p.1356-1365, 1969.

JACOBS, J.;HORAK,F.Cortical control of postural responses. **Journal of neural transmission**. V.114, n.10, p.1339-1348, 2007.

JACOBS,J.V.;FUJIWARA,K.;TOMITA,H.;FURUNE,N.;KUNITA,K.;HORAK,F.B. Changes in the activity of the cerebral cortex relate to postural response modification when warned of a perturbation. **Clinical Neurophysiology**. v.119, n.6,p.1431-1442,2008.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G.; ABELOFF, D.; ANDREWS, P. J.; KRAUSSE, C. C. **Músculos, provas e funções; com Postura e dor**. Editora Manole, 1995.

KRUEGER-BECK, E.; SCHEEREN, E. M.; NOGUEIRA, G. Potencial de ação: do estímulo à adaptação neural. **Fisioter Mov**. v. 24, n. 3, p. 535-547, 2010.

KURTZER,I.;PRUSZYNSKI,J.A.;SCOTT,S.H.Long-latency and voluntary responses to an arm displacement can be rapidly attenuated by perturbation offset. **Journal of neurophysiology** v. 103, n.6, p. 3195-3204, 2010

LINFORD, C. W.; HOPKINS, J. T.; SCHULTHIES, S. S.; FRELAND, B.; DRAPER, D. O.; HUNTER, I. Effects of neuromuscular training on the reaction time and electromechanical delay of the peroneus longus muscle. **Archives of physical medicine and rehabilitation**. v. 87, n. 3, p. 395-401, 2006.2011.

MASANI, K.; POPOVIC, M. R.; NAKAZAWA, K.; KOUZAKI, M.; NOZAKI, D. Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. **Journal of Neurophysiology**. v. 90, n. 6, p. 3774-3782, 2003.

MATTHEWS,P.B. The human stretch reflex and the motor cortex. **Trends in neurosciences**. v.14, n. 3, p.87-91,1991.

MCILROY,W.;MAKI,B. Preferred placement of the feet during quiet stance: development of standardized foot placement for balance testing. **Clinical Biomechanics**. V.12, n.1, p.66-70, 1997.

MELZER, I.; BENJUYA, N.; KAPLANSKI, J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. **Age and ageing**. v. 33, n. 6, p. 602-607, 2004.

MERLETTI, R.; HERMENS, H. Detection and conditioning of the surface EMG signal. **Electromyography: physiology, engineering and non-invasive applications**.v.n.p.107-131,2014

MOCHIZUKI, G.; IVANOVA, T. D.; GARLAND, S. Synchronization of motor units in human soleus muscle during standing postural tasks. **Journal of neurophysiology**. v. 94, n. 1, p. 62-69, 2005.

MOCHIZUKI, G.; BOE, S.; MARLIN, A.; MCILROY, W. Perturbation-evoked cortical activity reflects both the context and consequence of postural instability. **Neuroscience**.v.6.n.p.599-609, 2010.

MURNAGHAN, C. D.; ROBINOVITCH, S. N. The effects of initial movement dynamics on human responses to postural perturbations. **Human movement science**. v. 32, n. 4, p. 857-865, 2013.

MURNAGHAN, C. D.; ROBINOVITCH, S. N. The effects of initial movement dynamics on human responses to postural perturbations. **Hum Mov Sci**. v. 32, n. 4, p. 857-865, 2013.

NIGG, B. M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. Wiley, 2007. PRUSZYNSKI, J. A.; SCOTT, S. H. Optimal feedback control and the long-latency stretch response. **Experimental brain research**. v. 218, n. 3, p. 341-359, 2012.

NONNEKES, J.; SCOTTI, A.; OUDE NIJHUIS, L. B.; SMULDERS, K.; QUERALT, A.; GEURTS, A. C.; BLOEM, B. R.; WEERDESTEYN, V. Are postural responses to backward and forward perturbations processed by different neural circuits? **Neuroscience**. v. 245, n. p. 109-120, 2013.

PAGE, P. Sensorimotor training: A “global” approach for balance training. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**. v. 10, n. 1, p. 77-84, 2006.

PAPEGAAIJ, S.; TAUBE, W.; BAUDRY, S.; OTTEN, E.; HORTOBÁGYI, T. Aging causes a reorganization of cortical and spinal control of posture. **Frontiers in aging neuroscience**. v. 6, n. p. 2014

PEREIRA, Y. S.; MEDEIROS, J. M. D.; BARELA, J. Â.; BARELA, A. M. F.; AMORIM, C. F.; SOUSA, C. D. O.; ANDRADE, P. R. D.; FERREIRA, J. J. D. A.; SANTOS, H. H. D. Static postural balance in healthy individuals: Comparisons between three age groups. **Motriz: Revista de Educação Física**. v. 20, n. 1, p. 85-91, 2014.

PIIRAINEN, J. M.; LINNAMO, V.; CRONIN, N. J.; AVELA, J. Age-related neuromuscular function and dynamic balance control during slow and fast balance perturbations. **Journal of neurophysiology**. v. 110, n. 11, p. 2557-2562, 2013.

PRUSZYNSKI, J. A.; SCOTT, S. H. Optimal feedback control and the long-latency stretch response. **Experimental brain research**. v. 218, n. 3, p. 341-359, 2012.

RITZMANN, R.; KRAMER, A.; GOLLHOFER, A.; TAUBE, W. The effect of whole body vibration on the H- reflex, the stretch reflex, and the short- latency response during hopping. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**. v. 23, n. 3, p. 331-339, 2013.

ROBERTSON, C. I.; GAFFNEY II, D. P.; CHRIN, L. R.; BERGER, C. L. Structural rearrangements in the active site of smooth-muscle myosin. **Biophysical journal**. v. 89, n. 3, p. 1882-1892, 005.

SAFAVYNIA, S. A.; TING, L. H. Long-latency muscle activity reflects continuous, delayed sensorimotor feedback of task-level and not joint-level error. **Journal of neurophysiology**. v. 110, n. 6, p. 1278-1290, 2013.

SHAHVARPOUR, A.; SHIRAZI-ADL, A.; MECHERI, H.; LARIVIERE, C. Trunk response to sudden forward perturbations - effects of preload and sudden load magnitudes, posture and abdominal antagonistic activation. **J Electromyogr Kinesiol**. v. 24, n. 3, p. 394-403, 2014.

SHEMMELL, J.; KRUTKY, M. A.; PERREAULT, E. J. Stretch sensitive reflexes as an adaptive mechanism for maintaining limb stability. **Clinical Neurophysiology**. v. 121, n. 10, p. 1680-1689, 2010.

SHERRINGTON, C. S. Flexion- reflex of the limb, crossed extension- reflex, and reflex stepping and standing. **The Journal of physiology**. v. 40, n. 1-2, p. 28-121, 1910.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Motor control: translating research into clinical practice**. Lippincott Williams & Wilkins, 2007.

SINKJÆR, T.; ANDERSEN, J. B.; LARSEN, B. Soleus stretch reflex modulation during gait in humans. **Journal of neurophysiology**. v. 76, n. 2, p. 1112-1120, 1996.

SODERBERG, G. L.; KNUTSON, L. M. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. **Physical therapy**. v. 80, n. 5, p. 485-498, 2000.

APÊNDICE 1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

UTILIZAÇÃO DA ELETROMIOGRAFIA E MECANOMIOGRAFIA PARA IDENTIFICAÇÃO DE PADRÕES DE RECRUTAMENTO MUSCULAR DURANTE O EQUILÍBRIO E MANUTENÇÃO DA POSTURA

Este projeto tem o objetivo identificar como os músculos reagem quando o corpo perde o equilíbrio. Para isso, serão utilizados equipamentos que farão o monitoramento do comportamento muscular.

Embora os eletrodos que serão posicionados na superfície de sua pele sejam pequenos (aproximadamente do tamanho de uma moeda de R\$ 1,00), será necessário realizar os procedimentos de tricotomia, ou seja, retirada de pelos por meio de lâmina descartável no local onde os eletrodos e acelerômetro serão posicionados nos membros inferiores.

A coleta de dados será realizada conforme procedimentos técnicos recomendados e usuais. Em caso de quaisquer eventuais problemas de saúde decorrentes da pesquisa o pesquisador responsabiliza-se pelo encaminhamento e atendimento médico particular caso haja necessidade, deixando todos os meios disponíveis para possível contato. Além de orientações sobre o procedimento, o qual haverá respeito total à dignidade do ser humano sem prejuízos ou violação do corpo.

Em caso de dúvida, se desejar orientações ou na necessidade de atendimento proveniente da pesquisa o participante poderá contatar Eduardo Scheeren (41-9643.7623), Renata Pinheiro (41-998.7139), Endereço Rua Imaculado Conceição, 1155 Prado Velho, CEP 80215901, Curitiba, PR Brasil.

No caso de dúvidas relativas aos seus direitos o participante desta pesquisa poderá contatar o Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, telefone (41) 3271-2292, e-mail; nep@pucpr.br.

Após ler e receber explicações sobre a pesquisa, e ter meus direitos de receber resposta a qualquer pergunta e esclarecimento sobre os procedimentos, riscos, benefícios e outros relacionados à pesquisa; retirar o consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo; não ser identificado e ser mantido o caráter confidencial das informações relacionadas à privacidade, declaro **estar ciente do exposto e desejo participar do projeto de pesquisa.**

Eu, _____, estou sendo convidado a participar de um estudo denominado: *utilização da eletromiografia e mecanomiografia para identificação de padrões de recrutamento muscular durante o equilíbrio e manutenção da postura*, cujo objetivo é identificar os padrões de recrutamento muscular durante o equilíbrio e manutenção da postura.

Fui alertado que para a realização do estudo será necessário vestir calção e/ou bermuda e camiseta, bem como um tênis confortável.

A minha participação no referido estudo será no sentido de ficar em pé em cima de um tablado com 1,5 m por 1,5 m, que faz movimentos muito pequenos com 1 centímetro de oscilação. Esse mínimo movimento provocará uma perturbação praticamente imperceptível do equilíbrio, não tendo a necessidade dar passos, nem mesmo necessitando a movimentação dos braços para manter o equilíbrio.

Para minha segurança, serão posicionados ao redor da plataforma tatames de EVA e colchonetes para prevenir lesões em possíveis quedas, além da presença de no mínimo dois pesquisadores me oferecendo suporte, caso necessário.

Recebi os esclarecimentos necessários sobre os possíveis desconfortos e riscos decorrentes do estudo, levando-se em conta que é uma pesquisa, e os resultados positivos ou negativos somente serão obtidos após a sua realização. Assim, estou ciente de que há um pequeno risco de queda durante o protocolo, bem como um possível vermelhidão nas regiões em que serão posicionados os eletrodos.

Estou ciente de que minha privacidade será respeitada, ou seja, meu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, me identificar, será mantido em sigilo.

Também fui informado de que posso me recusar a participar do estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar, e de que, por desejar sair da pesquisa, não sofrerei qualquer prejuízo à assistência que venho recebendo.

É assegurada a assistência durante toda pesquisa, bem como me é garantido o livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências, enfim, tudo o que eu queira saber antes, durante e depois da minha participação.

Enfim, tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e compreendido a natureza e o objetivo do já referido estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico, a receber ou a pagar, por minha participação.

No entanto, caso eu tenha qualquer despesa decorrente da participação na pesquisa, haverá ressarcimento em dinheiro. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente da minha participação no estudo, serei devidamente indenizado, conforme determina a lei.

Em caso de reclamação ou qualquer tipo de denúncia sobre este estudo devo ligar para o CEP PUCPR (41) 3271-2292 ou mandar um *email* para nep@pucpr.br.

Nome do sujeito: _____ Documento de Identidade Nº: _____ Sexo: () M () F
Data de Nascimento: _____ Endereço: _____ Cidade: _____ CEP: _____
Telefone: _____ Assinatura: _____

Curitiba, _____ de _____ de 2014.

APÊNDICE 2

	Músculos					
	Tibial anterior		Sóleo		Gastrocnêmio	
	Rep/Pré	Rep/Pós	Rep/Pré	Rep/Pós	Rep/Pré	Rep/Pós
	RMS (mV/mV)	RMS (mV/mV)	RMS (mV/mV)	RMS (mV/mV)	RMS (mV/mV)	RMS (mV/mV)
1	0,95	0,21	0,21	0,98	1,21	0,27
2	1,23	0,14	0,15	1,22	1,32	0,39
3	1,02	0,13	0,13	1,04	1,14	0,32
4	0,92	0,15	0,18	0,98	0,82	0,43
5	0,96	0,10	0,13	1,06	1,40	0,47
6	1,02	0,14	0,14	1,03	1,26	0,35
7	1,02	0,82	0,85	0,98	1,34	0,82
8	1,05	0,40	0,56	1,03	1,51	0,47
9	0,99	0,71	0,65	1,03	1,12	0,80
10	1,05	0,21	0,24	1,09	1,30	0,44
Participante 11	1,01	0,21	0,20	1,02	1,23	0,31
12	0,98	0,57	0,51	0,97	1,09	0,14
13	0,91	0,70	0,78	1,01	1,18	0,69
14	0,98	0,28	0,29	0,89	1,00	0,50
15	0,98	0,39	0,48	0,95	0,99	0,97
16	1,02	0,26	0,36	1,06	0,86	0,33
17	0,86	0,09	0,11	0,82	0,87	0,11
18	0,99	0,96	0,89	1,01	1,10	0,81
19	0,98	0,39	0,48	0,96	0,99	0,96
20	0,66	0,15	0,22	0,80	0,66	0,26
21	1,53	1,13	1,26	1,10	1,05	0,59

Tabela 2: Referente aos valores obtidos em relação à pré-perturbação e pós-perturbação, o RMS dos músculos TA, GM e SO.

APÊNDICE 3

Participante	Músculos		
	Tibial anterior	Sóleo	Gastrocnêmio
	Tempo de Latência (ms)	Tempo de Latência (ms)	Tempo de Latência (ms)
1	102	140	148
2	60	40	40
3	40	70	70
4	60	80	100
5	70	80	130
6	20	100	20
7	130	40	30
8	70	120	260
9	90	170	180
10	160	330	250
11	70	70	80
12	50	290	100
13	60	100	230
14	40	140	180
15	50	150	200
16	40	160	180
17	60	730	210
18	40	260	380
19	50	140	200
20	150	160	160
21	90	150	160

Tabela 3 : Referente aos valores correspondentes ao tempo de latência (ms) dos músculos: TA, GM e SO.

APÊNDICE 4

Participantes	Músculos		
	Tibial Anterior	Sóleo	Gastrocnêmio
	Tempo de Latência (ms)	Tempo de Latência (ms)	Tempo de Latência (ms)
1	102	140	148
2	140	158	167
3	160	178	181
4	153	299	203
5	143	263	265
6	132	134	135
7	89	184	83
8	153	181	251
9	139	150	143
10	132	152	220
11	85	106	87
12	121	203	293
13	184	257	285
14	72	124	143
15	119	238	225
16	130	154	273
17	196	230	227

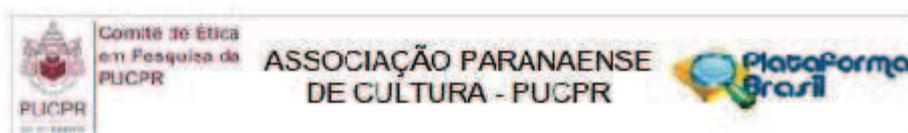
Tabela 4: Referente aos valores correspondentes ao tempo de latência (ms) dos músculos: TA, GM e SO após nova análise pós defesa.

APÊNDICE 5

Participantes	Ângulo do tornozelo direito (graus)	Ângulo do tornozelo esquerdo (graus)	Magnitude muscular RMS GM	Magnitude muscular RMS TA	Magnitude muscular RMS SO
Barbara	3,711545767	5,255393691	110,7743839	300,4030456	102,0232785
Caio	1,401480176	1,86044677	88,8620959	497,0415396	84,56870246
Calue	2,929889933	3,090342569	139,4091762	254,5048669	133,8458018
Ezequiel	4,56747718	8,090527869	31,76184973	478,1827535	27,51077346
GuilhermeR	0,845013558	0,726202271	70,65451094	202,9590351	31,97065878
JessicaF	6,056997746	3,945921808	120,2995317	434,1760385	101,8802349
Juarez	2,271477583	1,855599917	112,6787823	119,3688345	80,80097758
Keith	7,770643984	4,818721597	74,90569499	321,8839341	72,72536522
Martin	2,171487594	1,160039756	115,5720641	339,2098001	92,25850594
RafaelB	1,46047195	1,802674745	108,0574932	99,78928365	96,44624643
Renan	2,171065452	1,993471708	155,8183825	267,0923354	72,24925866
Sabrina	10,02410889	3,979956307	53,53009901	160,0620929	80,06613248
Sueli	4,185264301	4,836910051	52,10573023	598,7231037	50,28611174
Walan	1,496413193	2,050711646	6,006789671	272,5024678	28,85075972

Tabela 5 : Referente aos valores correspondentes ao ângulo do tornozelo direito, esquerdo e magnitude muscular dos músculos: TA, GM e SO após uma nova análise pós defesa.

ANEXO A – PARECER SUBSTANCIADO DO CEP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: UTILIZAÇÃO DA ELETROMIOGRAFIA PARA IDENTIFICAÇÃO DE PADRÕES DE RECRUTAMENTO MUSCULAR DURANTE O EQUILÍBRIO E MANUTENÇÃO DA POSTURA

Pesquisador: Eduardo Mendonça Scheeren

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 24304213.5.0000.0020

Instituição Proponente: Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR

Patrocinador Principal: Associação Paranaense de Cultura - PUCPR

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 620.735

Data da Relatoria: 16/04,2014

Apresentação do Projeto:

Trata-se de Projeto de Pesquisa que pretende UTILIZAÇÃO DA ELETROMIOGRAFIA E MECANOMIOGRAFIA PARA IDENTIFICAÇÃO DE PADRÕES DE RECRUTAMENTO MUSCULAR DURANTE O EQUILÍBRIO E MANUTENÇÃO DA POSTURA

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Esta proposta tem como objetivo principal analisar padrões de recrutamento muscular em atividades de equilíbrio e manutenção da postura.

Objetivo Secundário:

Para a concretização deste objetivo dois objetivos específicos são propostos sendo: (a) Identificar padrões de recrutamento muscular mediante perturbações do equilíbrio, e (b) Identificar padrões de recrutamento muscular em diferentes posicionamentos dos pés para a manutenção da postura.

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
 Bairro: Prado Velho CEP: 80.215-901
 UF: PR Município: CURITIBA
 Telefone: (41)3271-2292 Fax: (41)3271-2292 E-mail: rep@pucpr.br