

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE MEDICINA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA: CIÊNCIAS MÉDICAS

ANÁLISE NEUROFISIOLÓGICA DO EQUILÍBRIO ATRAVÉS DA  
ELETROMIOGRAFIA DURANTE A REALIZAÇÃO DO *PULL TEST* EM  
INDIVÍDUOS NORMAIS

ARIANE HAYDÉE ESTRADA GAMARRA

Orientador: Prof. Dr. Carlos Roberto de Mello Rieder

Co-orientador: Prof. Dr. Pedro Schestatsky

Dissertação de Mestrado

2012

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE MEDICINA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA: CIÊNCIAS MÉDICAS

ANÁLISE NEUROFISIOLÓGICA DO EQUILÍBRIO ATRAVÉS DA  
ELETROMIOGRAFIA DURANTE A REALIZAÇÃO DO *PULL TEST* EM  
INDIVÍDUOS NORMAIS

ARIANE HAYDÉE ESTRADA GAMARRA

Orientador: Prof. Dr. Carlos Roberto de Mello Rieder

Co-orientador: Prof. Dr. Pedro Schestatsky

Dissertação de Mestrado

2012

## CIP - Catalogação na Publicação

Estrada Gamarra, Ariane Haydée  
ANÁLISE NEUROFISIOLÓGICA DO EQUILÍBRIO ATRAVÉS DA  
ELETROMIOGRAFIA DURANTE A REALIZAÇÃO DO PULL TEST EM  
INDIVÍDUOS NORMAIS / Ariane Haydée Estrada Gamarra. -  
- 2012.  
87 f.

Orientador: Carlos Roberto de Mello Rieder.  
Coorientador: Pedro Schestatsky.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do  
Rio Grande do Sul, Faculdade de Medicina, Programa  
de Pós-Graduação em Medicina: Ciências Médicas, Porto  
Alegre, BR-RS, 2012.

1. Pull Test. 2. estabilidade postural. 3.  
equilíbrio. 4. envelhecimento. 5. cognição. I. de  
Mello Rieder, Carlos Roberto, orient. II.  
Schestatsky, Pedro, coorient. III. Título.

Elaborada pelo Sistema de Geração Automática de Ficha Catalográfica da UFRGS com os  
dados fornecidos pelo(a) autor(a).

“A mente que se abre a uma nova ideia  
jamais voltará a seu tamanho original.”

Einstein (1879-1955)

A Deus por trilhar meus caminhos.

Ao meu marido, **Freddy**, pelo amor, dedicação e por acreditar nos meus sonhos.

Aos meus pais, **Victor** e **Valentina**, pelo exemplo de coragem e determinação.

Ao meu irmão, **Lucas**, pelo seu entusiasmo e apoio constante.

## **AGRADECIMENTOS**

- Ao meu orientador, **Dr. Carlos Roberto de Mello Rieder**, pela oportunidade, ensinamento e confiança durante o desenvolvimento desta pesquisa;
- Ao meu co-orientador, **Dr. Pedro Schestatsky**, incentivador constante;
- Ao serviço de neurologia do HCPA, por ceder o espaço e os equipamentos necessários para a pesquisa;
- A toda equipe da pós-graduação das Ciências Médicas da UFRGS, pela presteza, atenção e orientação;
- Aos participantes pertencentes à amostra deste estudo, sem os quais essa pesquisa não seria possível;
- A todos que estiveram envolvidos direta ou indiretamente na execução deste trabalho, em especial a colega **Tatiane Gomes de Araujo**.
- Aos meus amigos e à família que me apoiaram do início ao fim dessa caminhada.

## SUMÁRIO

<b>DEDICATÓRIA</b> .....	<b>5</b>
<b>AGRADECIMENTOS</b> .....	<b>6</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS</b> .....	<b>9</b>
<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	<b>10</b>
<b>RESUMO</b> .....	<b>11</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>13</b>
<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>15</b>
<b>1. REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>17</b>
1.1. Eletromiografia.....	17
1.2. Equilíbrio.....	21
1.2.1. Definição de equilíbrio e modelo de controle postural .....	21
1.2.2. Controle do equilíbrio.....	24
1.2.2.1. Sistema vestibular .....	25
1.2.2.2. Sistema visual .....	28
1.2.2.3. Sistema proprioceptivo .....	29
1.2.2.4. Força muscular.....	32
1.2.3. Ajustes posturais.....	34
1.2.4. Avaliação do equilíbrio .....	38

1.2.5. Envelhecimento e estabilidade postural.....	42
<b>2. JUSTIFICATIVA .....</b>	<b>46</b>
<b>3. OBJETIVOS.....</b>	<b>47</b>
3.1. Objetivo geral.....	47
3.2. Objetivos específicos.....	47
<b>4. REFERÊNCIAS DA REVISÃO DA LITERATURA .....</b>	<b>49</b>
<b>5. ARTIGO CIENTÍFICO EM INGLÊS.....</b>	<b>61</b>
Abstract .....	63
Introduction .....	65
Methods.....	67
Results .....	71
Discussion .....	73
References .....	78
Tables .....	83
Figures .....	84
<b>6. CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>86</b>
<b>7. ANEXO .....</b>	<b>87</b>



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Ag-AgCl	Prata - cloreto de prata
AVE	Acidente Vascular Encefálico
BESTest	Balance Evaluation Systems Test
CG	Centro de gravidade
CM	Centro de massa
DP	Doença de Parkinson
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IMC	Índice de Massa Corporal
ms	milisegundos
OTG	Órgãos tendinosos de Golgi
PT	Pull Test
RMS	Root Mean Square
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
UPDRS	Unified Parkinson's Disease Rating Scale

## **LISTA DE FIGURAS**

**Figura 1** Modelo de controle postural do pêndulo invertido.

**Figura 2** Limites normais e anormais de estabilidade.

## RESUMO

**Introdução:** Com o aumento da idade, estudos demonstram que a população experimenta um declínio de sistemas fisiológicos participantes no controle da estabilidade postural. Dentre os métodos de avaliação descritos na literatura, encontra-se o *Pull Test* (PT), que é amplamente utilizado em escala mundial para avaliação do equilíbrio em indivíduos com doença de Parkinson. O teste examina a resposta do corpo a um deslocamento corporal posterior, oferecendo um identificador útil da estabilidade postural do indivíduo. O padrão de ativação muscular durante a realização do PT não foi ainda estudado.

**Objetivo:** analisar o padrão da atividade eletromiográfica durante a realização do PT, em indivíduos hígidos acima de 40 anos de idade. **Métodos:** Vinte e três indivíduos hígidos realizaram o estudo eletromiográfico (EMG) de superfície dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio medial e bíceps femoral durante a realização do PT. O PT e registros eletromiográficos foram realizados sucessivamente por 10 vezes em cada indivíduo. Os indivíduos foram também avaliados pelo *Montreal Cognitive Assessment* (MoCA).

**Resultados:** O registro EMG mostrou que a atividade muscular inicia pelo tibial anterior, sendo seguida sucessivamente pelo gastrocnêmio medial e bíceps femoral. A frequência do número de passos para a manutenção da estabilidade postural foi de 93,9% para 1 ou 2 passos e 6,1% para 3 passos ou mais. A latência para ativação muscular foi relacionada com o desempenho cognitivo no MoCA. Pacientes com escores no MoCA inferior a 26 apresentavam maior latência do tibial anterior ( $p=0,03$ ) e do bíceps femoral ( $p=0,02$ ). Além disso, a amplitude do gastrocnêmio medial relacionou-se inversamente com o índice de massa corporal (IMC) ( $p=0,01$ ). **Conclusão:** Constatou-se que o declínio da função executiva e o sobrepeso estão relacionados com mudanças nas respostas

neurofisiológicas durante a realização do PT. Os mesmos podem contribuir para prejuízos da estabilidade postural nestes indivíduos.

**Palavras-chave:** *Pull Test*, estabilidade postural, equilíbrio, envelhecimento, cognição.

## ABSTRACT

**Background:** Physiologic systems that participate of the postural stability control are impaired with aging. *Pull Test* (PT) is an assessment method widely worldwide utilized for evaluating the balance in individuals with Parkinson's disease. The test examines the body's response to a posterior bodily displacement, offering a useful identifier of the individual's postural stability. The pattern of muscle activation during the PT has not yet been studied. **Objective:** the objective of this study was to analyze the pattern of electromyographic activity during the PT, in healthy individuals, over 40 years of age. **Methods:** Twenty three healthy individuals have carried out an electromyographic (EMG) study of the tibialis anterior, gastrocnemius medialis and biceps femoris muscles during the PT. The PT and the electromyographic recordings have been taken successively for 10 times in each individual. The individuals cognition have been assessed by the *Montreal Cognitive Assessment* (MoCA). **Results:** The EMG recording has showed that the muscle activity begins by the tibialis anterior, being successively followed by the gastrocnemius medialis and by the biceps femoris. The rate of the number of steps for keeping the postural stability was 93.9% for 1 or 2 steps, and 6.1% for 3 or more steps. The latency for muscle activation was related to the cognitive performance in the MoCA. Patients with MoCA scores lower than 26 have presented a larger latency in the tibialis anterior ( $p=0.03$ ), and in the biceps femoris ( $p=0.02$ ). Furthermore, the amplitude of the gastrocnemius medialis has been inversely related to the body mass index (BMI) ( $p=0.01$ ). **Conclusion:** It has been found out that the decline in the executive function and overweight related to changes in the neurophysiologic

response during the taking of the PT. These may contribute for the losses of postural stability in such individuals.

**Keywords:** *Pull Test*, postural stability, balance, aging, cognition.

## INTRODUÇÃO

O envelhecimento populacional ou demográfico é uma das consequências da transição demográfica. Ao longo desse processo, a proporção de pessoas idosas aumenta devido a dois fenômenos específicos: o aumento da expectativa de vida e a diminuição da fecundidade<sup>1</sup>, ou seja, o envelhecimento acontece tanto pela base quanto pelo topo da pirâmide populacional. Por meio dessas mudanças, emerge uma população peculiar que demanda novos serviços específicos e de melhor qualidade. Surge, então, a pesquisa do envelhecimento, a fim de identificar os mecanismos que o envolvem e possíveis formas de retardar ou estagnar os processos degenerativos característicos dessa fase, melhorando a qualidade de vida e a autonomia do indivíduo<sup>2</sup>.

Com o avanço da idade, problemas como quedas tornam-se frequentes, sendo essas as principais causas de lesões para adultos com idade  $\geq 65$  anos<sup>3</sup>. Em 2005, cerca de 5.800 adultos com idade  $\geq 65$  anos nos Estados Unidos, sofreram ferimentos relacionados às quedas levando a admissão de cerca de 1,8 milhões de pessoas em departamentos de emergência<sup>4</sup>. A incidência e a gravidade das complicações relacionadas às quedas aumentam com a idade, adultos mais velhos enfrentam uma maior suscetibilidade às quedas do que jovens adultos, isso ocorre devido ao aumento dos fatores de risco vindos da combinação das doenças e suas comorbidades e, do declínio fisiológico relacionado a idade<sup>5</sup>. Assim sendo, pesquisadores de vários estudos têm demonstrado uma associação entre a estabilidade postural e o aumento do risco de queda<sup>6</sup>.

A estabilidade postural é considerada uma habilidade motora complexa, derivada da interação de múltiplos processos sensoriomotores e está diretamente relacionada ao

equilíbrio, que acontece através da coordenação das estratégias sensoriomotoras para estabilizar o centro de massa corporal durante um distúrbio interno ou externo na estabilidade postural<sup>7</sup>. Portanto, o controle postural é a base da nossa capacidade de sustentação e caminhar de forma independente. A deterioração na estabilidade postural e consequentemente no equilíbrio contribuem para o surgimento das quedas ocorridas durante as atividades de vida diária<sup>8</sup>.

Para o entendimento do controle postural surgem estudos que utilizam a eletromiografia para análise dos músculos posturais<sup>9</sup>, permitindo avaliar e quantificar dados que favorecem o entendimento de padrões posturais, destacando-se os sistemas sensoriais, sinergias e estratégias posturais como os ajustes antecipatórios, todos sintetizados em três principais sistemas: o visual, o vestibular e o somatossensorial<sup>10</sup>.

Dentre os testes para avaliação da instabilidade postural descritos na literatura, encontra-se o *Pull Test* (PT), que é amplamente utilizado em escala mundial, como um componente da *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* (UPDRS)<sup>11</sup>, oferecendo um índice útil do risco de queda em pacientes com doença de Parkinson (DP). O teste examina a resposta do corpo a um deslocamento corporal posterior. Através da análise eletromiográfica do *Pull Test* buscamos avaliar e compreender a neurofisiologia da instabilidade postural em indivíduos hígidos e, para isso utilizaremos a eletromiografia por ser uma técnica segura, sensível e não invasiva<sup>12</sup>.

Nós realizamos este estudo também buscando encontrar uma nova proposta para a avaliação da instabilidade postural em indivíduos hígidos, trazendo mais uma ferramenta para a avaliação e acompanhamento clínico dessa população e que fosse possível ser realizada por toda a equipe multiprofissional envolvida.



## 1. REVISÃO DA LITERATURA

### 1.1. ELETROMIOGRAFIA

A eletromiografia é definida como o estudo da atividade da unidade motora a partir de potenciais elétricos gerados no axônio motor para recrutar fibras musculares<sup>13</sup>. De forma mais específica, é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação do sarcolema, como efeito de voltagem em função do tempo. O sinal eletromiográfico é a somação algébrica de todos os sinais detectados em certa área, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do Sistema Nervoso Periférico (SNP) e a instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais. Esses são interpretados através de um eletromiograma, que trata-se do registro gráfico do sinal elétrico<sup>14</sup>.

Esta análise evoluiu muito desde a primeira vez que este termo, eletromiografia, foi introduzido na literatura por Marey<sup>15</sup>, o primeiro a registrar a atividade elétrica muscular<sup>16</sup>. A análise eletromiográfica permite, hoje, diversas aplicações na área da saúde, seja do ponto de vista funcional ou clínico, quantificando dados que permitem identificar padrões de posturas, movimentos e modificações do sistema muscular em condições clínicas e patológicas<sup>13</sup>.

Com a invenção de amplificadores eletrônicos, por volta do ano de 1920, surgiram os primeiros eletromiogramas para analisar a contração muscular, após oito décadas dos primeiros registros elétricos da contração voluntária em humanos descrito

por DuBois-Reymond<sup>17</sup> em 1849. Porém, registrar e mapear o sinal elétrico dos músculos através de amplificadores não foi uma descoberta suficiente para garantir uma interpretação exata do registro. Jonsson<sup>18</sup>, em 1977, alertou para a presença de ruídos de frequências elétricas do meio que contaminavam o resultado da captação elétrica do músculo. Para tentar resolver este problema surgem, nos anos oitenta, os filtros passa-alta e passa-baixa, minimizando este problema e permitindo uma análise mais precisa da atividade elétrica do músculo<sup>16</sup>.

Importantes na eletromiografia, os eletrodos são dispositivos de entrada e saída de corrente em um sistema elétrico. O eletrodo é o local de conexão entre o corpo e o sistema de aquisição, devendo ser colocado próximo o bastante do músculo para que este possa captar sua corrente iônica. A área de interface eletrodo-tecido é chamada de superfície de detecção, comportando-se como um filtro passa-baixa cujas características dependem do tipo de eletrodo e do eletrólito utilizado<sup>19</sup>.

Existem diversos tipos de eletrodos, delineados para diferentes tipos de aquisição, tarefa, natureza da pesquisa e músculo específico. Em se tratando de músculos profundos ou pequenos, utilizam-se eletrodos de fio ou de agulha, pois esses possuem pequena área de detecção e são limitados nos estudos de unidades motoras. Para análise das unidades motoras, utilizam-se eletrodos de agulha, pois possuem menor área de detecção, embora sejam críticos em atividades de contração forçada ou por influência considerável da dor. Os eletrodos superficiais são aderidos à pele, constituindo uma superfície de detecção que capta a corrente na pele através da interface pele-eleto. Eles são geralmente compostos por um sistema Ag-AgCl associado a um gel condutor, o eletrólito. Contudo, qualquer combinação metal-gel que permita reação eletrolítica pode servir<sup>19</sup>.

A eletromiografia de superfície é um método aceito para quantificar a atividade total de um músculo ativo e para estimar a fadiga muscular de forma não invasiva. Um aumento da atividade eletromiográfica tem sido mostrado como indicador do recrutamento adicional de unidades motoras e da taxa de codificação destas unidades para compensar o déficit contrátil resultante da falência das unidades motoras fatigadas<sup>20</sup>.

O registro eletromiográfico pode ser analisado de diversas formas, sendo que as técnicas mais utilizadas envolvem o processamento no domínio do tempo e da frequência. Os estimadores de amplitude e valor eficaz (*root mean square* – RMS) são as variáveis utilizadas na análise temporal, enquanto as frequências média e mediana espectrais são os estimadores comumente utilizados no domínio da frequência<sup>21</sup>.

Assim sendo, a eletromiografia é utilizada para análise dos músculos posturais desde os primeiros anos após a 2ª Guerra mundial<sup>9</sup>, permitindo analisar e quantificar dados que favorecem o entendimento de padrões posturais, destacando-se os sistemas sensoriais, sinergias e estratégias posturais como os ajustes antecipatórios, todos sintetizados em três principais sistemas: o visual, o vestibular e o somatossensorial<sup>10</sup>.

Os estudos eletromiográficos relacionados ao entendimento da manutenção do equilíbrio na postura bípede e estática surgiram, principalmente, no período compreendido entre 1950 e 1960, com os estudos de Carlsoo<sup>22</sup> em 1961. Este último destacando os músculos posturais primários, encontrados no pescoço, dorso, quadril e tornozelo e a importância de alternar posturas assimétricas de membros inferiores para diminuir a sobrecarga nas estruturas articulares. A preocupação quanto à atividade elétrica dos músculos da perna na manutenção da postura bípede é descrita por Joseph e Nightingale<sup>23,24,25</sup>, relatando que, nesta postura, quando simétrica, há uma atividade

elétrica pronunciada dos músculos sóleo e gastrocnêmios, com o músculo tibial anterior inativo. Horstz e Fisher em 1961, relataram que os músculos posteriores da perna respondem a várias influências do meio externo, que leva o corpo a oscilar nas direções ântero-posterior, tendo o Sistema Nervoso Central (SNC) como controlador de ajustes dos membros inferiores para manutenção do equilíbrio<sup>26</sup>.

## **1.2. EQUILÍBRIO**

O estudo da postura humana é objeto de investigação em vários centros de pesquisa no Brasil e no mundo, o que denota a preocupação da comunidade científica em entender a complexidade dos mecanismos que viabilizam o ser humano a manter o seu equilíbrio na postura bípede, seja em atividades estáticas e/ ou dinâmicas<sup>27</sup>.

### **1.2.1. DEFINIÇÃO DE EQUILÍBRIO E MODELO DE CONTROLE POSTURAL**

Encontra-se como definição de equilíbrio a habilidade do indivíduo de manter o centro de massa (CM) corporal sobre a base de sustentação ou retornar o CM sobre a mesma, após a aplicação de uma força desordenada interna ou externa. A base de sustentação é definida como os limites dentro dos quais podem ocorrer mudanças no centro de gravidade (CG) por meio de uma estratégia de movimento<sup>28</sup>.

Outra definição, também bastante pertinente, refere-se ao equilíbrio como uma habilidade do sistema nervoso em detectar a instabilidade de maneira antecipada e/ou momentânea, gerando respostas coordenadas, com o objetivo de trazer o CM corporal para dentro da base de suporte, evitando, assim, a queda<sup>29</sup>.

O modelo frequentemente proposto para representar as oscilações corporais durante a postura ortostática é o pêndulo invertido (figura 1). Segundo este modelo, durante o equilíbrio estático o corpo se comporta como um pêndulo que oscila sobre a

articulação do tornozelo. Até mesmo estudos recentes validaram a utilização do modelo de pêndulo invertido para representar a postura ortostática<sup>30</sup>. O CM do corpo é representado pela massa do pêndulo, e a distância do centro de massa até a articulação do tornozelo é representada pelo comprimento do pêndulo.

Este modelo demonstra que manter a postura vertical contra o campo gravitacional não é fácil, especialmente na presença de perturbações externas<sup>31</sup>.

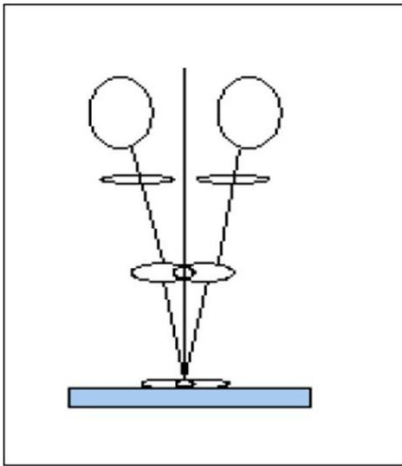


Figura 1. Pêndulo invertido (Extraído de Suárez H, 2009)

Os músculos posturais são ativados por mecanismos reflexos e por controle voluntário dos movimentos corporais para manter o centro de massa dentro dos limites de estabilidade. O limite de estabilidade na postura vertical estática pode ser definido como a distância em que a pessoa está disposta e é capaz de se mover, sem perder o equilíbrio corporal ou alterar a base de sustentação, área delimitada pelas bordas externas dos pés em contato com a superfície de apoio<sup>32,33,34</sup>. A Figura 2 ilustra um homem demonstrando um limite de estabilidade anterior normal e de uma mulher com problemas multissensoriais demonstrando um limite de estabilidade gravemente reduzido<sup>35</sup>. O homem se inclina a partir de seus tornozelos para trazer o CM para a frente de seus pés.

Em contraponto, quando a mulher tenta se inclinar para a frente, ela flexiona os quadris para limitar o movimento de avanço do CM, e quando ela tenta se inclinar para trás, ela imediatamente dá um passo para mover sua base de apoio uma vez que o deslocamento do CM é tão pequeno. Os indivíduos propensos a quedas tendem a ter limites pequenos de estabilidade<sup>36-38</sup>.

Os pré-requisitos biomecânicos para o equilíbrio corporal adequado referem-se ao alinhamento de segmentos, à amplitude de movimento, flexibilidade, condições da base e sustentação e força muscular<sup>32</sup>.



Figura 2. Limites normais e anormais de estabilidade. (A) homem saudável inclinando seu CM corporal (ponto branco) para a frente dos seus limites de estabilidade, representados como a área de um cone. (B) Mulher com déficits multissensoriais tenta inclinar-se para a frente sem mover o seu CM do corpo. (C) Mulher com déficits multissensoriais tenta inclinar-se para trás, mas logo dá um passo para aumentar sua base de apoio. A projeção do CM corporal sobre a base de apoio do pé é indicada esquematicamente com uma seta branca (Extraído do Horak FB, 2006).

### 1.2.2. CONTROLE DO EQUILÍBRIO

O controle do equilíbrio utiliza seletivamente informações aferentes de uma variedade de fontes, as quais interagem com os programas centrais para executar a tarefa desejada. Embora haja uma especificidade para cada sistema receptor, existe uma considerável superposição entre estes sistemas<sup>39</sup>.

Os sistemas envolvidos no controle postural possuem os objetivos de orientação e estabilização postural. A orientação postural é definida como a capacidade de estabelecer uma relação entre os segmentos corporais, o corpo e o ambiente, enquanto a estabilização postural é a habilidade de manter uma posição do corpo ou o centro de massa corporal dentro de limites específicos do espaço. A orientação postural é tarefa dos sistemas receptores e aferentes e a estabilidade é função dos órgãos efetores do equilíbrio, sabendo-se que em postura ortostática o objetivo de estabilização é manter o CM corporal dentro do polígono de sustentação, que é um polígono imaginário delimitado pelos limites externos dos pés<sup>39</sup>. Como o controle postural para a estabilidade e orientação requer a integração das informações sensoriais de posição e movimento do corpo no espaço, bem como a capacidade de gerar forças para controlar a posição do corpo, o controle postural necessita de uma interação entre os sistemas músculo-esquelético e neural. Logo, a análise dos sistemas mostra que o controle postural é resultado da interação de diversos sistemas que atuam em conjunto para controlar a posição do corpo no espaço<sup>40</sup>.

O controle do equilíbrio na postura ereta é requisito essencial para atividades de vida diária, atividades esportivas, bem como na prevenção de lesões músculo-



esqueléticas<sup>41,42</sup>. A manutenção da estabilidade postural é uma tarefa complexa que requer do SNC a perfeita integração e a utilização adequada das informações de três sistemas sensoriais importantes para essa função: sistemas vestibular, visual e somatossensorial ou proprioceptivo<sup>43</sup>.

### **1.2.2.1. Sistema Vestibular**

O sistema vestibular tem seus receptores localizados na orelha interna e sinaliza a posição e a movimentação da cabeça em relação à ação da gravidade<sup>44</sup>.

O aparelho vestibular é composto por um sistema de tubos e câmaras ósseas localizados na porção petrosa do osso temporal, chamada de labirinto ósseo, e dentro deste há um sistema de tubos e câmaras membranosas chamado de labirinto membranoso, parte funcional do aparelho vestibular. O labirinto membranoso é composto pela cóclea, três canais semicirculares e duas câmaras denominadas utrículo e sáculo. A cóclea não possui relação com o equilíbrio, embora esteja relacionada com a sensibilidade auditiva. As partes responsáveis pelo controle do equilíbrio são o utrículo, o sáculo e os canais semicirculares<sup>45</sup>.

As máculas estão localizadas dentro de cada utrículo e sáculo, sendo a mácula do utrículo responsável pela determinação da orientação da cabeça em relação à direção da força da gravidade quando a pessoa está em posição ortostática, enquanto a mácula do sáculo é importante para o equilíbrio quando a pessoa está deitada. Nas máculas estão localizados os estatocônios e as células pilosas, que fazem sinapse com o nervo vestibular. Como os estatocônios possuem a gravidade específica maior do que a gravidade específica do líquido e dos tecidos circunjacentes, o peso dos estatocônios

inclina os cílios na direção da força da gravidade. As células pilosas possuem pequenos cílios chamados de estereocílios, e um cílio mais longo chamado quinocílio. Quando os estereocílios e o quinocílio se curvam na direção do quinocílio, as conexões filamentosas tracionam os estereocílios, puxando-os na direção do quinocílio. Com isso, abrem-se os canais localizados na membrana ciliar que conduzem íons positivos, causando despolarização. Inversamente, a inclinação do conjunto de cílios na direção oposta reduz a tensão sobre as conexões, fechando assim os canais iônicos e causando hiperpolarização. As células pilosas são orientadas de diversas formas dentro de cada mácula, de modo que algumas são excitadas pela flexão do pescoço, outras pela extensão de pescoço ou até mesmo pela flexão lateral. Portanto, cada posicionamento da cabeça ativa um padrão específico de impulsos nervosos oriundos das células pilosas localizadas nas máculas, que informam ao cérebro sobre a orientação da cabeça<sup>45</sup>.

Os três canais semicirculares estão dispostos em ângulos retos um em relação ao outro, representando três planos no espaço. Cada canal possui uma dilatação chamada de ampola e é preenchido por um líquido chamado de endolinfa. Os canais semicirculares funcionam como acelerômetros<sup>39</sup>. À medida que a cabeça gira em uma determinada direção, a inércia da endolinfa a mantém estacionária enquanto o canal semicircular realiza o movimento angular, o que causa a vazão da endolinfa do canal para dentro da ampola. Dentro de cada ampola está localizada a crista ampolar, sobre a qual está a cúpula. A vazão da endolinfa para dentro da ampola causa uma inclinação da cúpula dependente do sentido de rotação da cabeça. Os cílios das células pilosas da crista ampolar projetam-se para dentro da cúpula, mantendo a orientação de todos os quinocílios para o mesmo lado. Logo, a inclinação da cúpula neste sentido causa a

despolarização das células pilosas, enquanto a inclinação no sentido oposto hiperpolariza as células. As células pilosas são os receptores responsáveis pelos sinais de alterações da velocidade, da direção e do sentido da rotação da cabeça nos três planos do espaço, e transmitem estes sinais para o SNC através do nervo vestibular. A eficiência do aparelho vestibular depende da posição da cabeça no espaço, pois sua maior eficiência ocorre em posições próximas da vertical, ao passo que o afastamento desta posição diminui a capacidade de determinação da orientação da cabeça<sup>45</sup>.

Os núcleos reticulares pontinos transmitem sinais excitatórios para a medula espinhal pelo feixe reticuloespinal pontino. Por isso, há grande excitação dos músculos antigravitacionais do corpo. Os núcleos reticulares pontinos recebem sinais excitatórios provenientes dos núcleos vestibulares e dos núcleos profundos do cerebelo. Por outro lado, os núcleos reticulares bulbares transmitem sinais inibitórios para os mesmos neurônios motores anteriores antigravitários, por meio do feixe reticuloespinal bulbar. Os núcleos vestibulares funcionam em associação com os núcleos reticulares pontinos excitando os músculos que se opõem à gravidade. O papel específico dos núcleos vestibulares é controlar seletivamente os sinais excitatórios para os diferentes músculos antigravitacionais, para manter o equilíbrio em resposta a sinais do aparelho vestibular<sup>45</sup>. Os feixes vestibuloespinal e reticuloespinal fazem conexão com os motoneurônios alfa e gama, além dos interneurônios. Conseqüentemente, estes feixes podem modular a coativação alfa-gama<sup>46</sup>. Sabendo que o aparelho vestibular também modula a inibição recíproca durante o equilíbrio postural através do feixe vestibuloespinal, pode ser razoável assumir que o controle sobre os motoneurônios alfa, gama e os interneurônios é

a base do controle vestibular sobre os músculos antigravitacionais durante postura ortostática<sup>46</sup>.

Portanto, quando o corpo sofre perturbações em sua estabilidade, na maioria das vezes, promove repercussões sobre a orientação da cabeça, gerando respostas motoras tônicas automáticas e específicas de acordo com a direção da movimentação da mesma, com objetivo de realinhá-la ao sentido da força gravitacional. Essas respostas motoras acabam por reorientar também o corpo, colaborando para a retomada da estabilidade<sup>47</sup>.

#### **1.2.2.2. Sistema Visual**

Os receptores visuais são considerados como exteroceptores porque proporcionam informação ao SNC a respeito da posição de objetos no espaço, além de determinar os seus movimentos. Além disso, a visão também informa ao SNC sobre a posição do corpo no espaço, assim como sobre a relação entre os segmentos corporais e o movimento do corpo<sup>39</sup>. Os fotorreceptores conhecidos como cones e bastonetes são os transdutores responsáveis pela captação da luz e que transmitem esta informação para os neurônios bipolares, que por sua vez fazem conexão com os neurônios ganglionares. Os neurônios ganglionares emitem os seus axônios para o cérebro através do nervo óptico. As células amácrinas transmitem sinais inibitórios das células bipolares para as células ganglionares laterais. Da mesma forma, em presença de luz, as células horizontais inibem os cones adjacentes. Através desta inibição pode-se detectar os contrastes entre os objetos, assim como detectar as bordas dos mesmos, o que é importante durante movimentos como subir escadas<sup>39</sup>.

Ao ser informado pelo sistema visual sobre alterações de posição e distância, o SNC traduz essa informação como deslocamento do corpo e possível instabilidade iminente, produzindo respostas motoras específicas e estabilizantes<sup>44</sup>. Dessa forma, a entrada visual é uma importante fonte de informação para o controle postural, embora não seja indispensável, pois é possível manter a posição ortostática mesmo quando esta aferência é suprimida. Por outro lado, o SNC pode errar ao interpretar o movimento relativo, seja ele de um objeto ou do próprio observador<sup>39,40,48</sup>.

Estudos têm demonstrado que as oscilações posturais aumentam se o campo visual é movido por meio de rotação ou uma imagem em túnel é criada<sup>49</sup>. Para estudar a influência da atenção dos sujeitos sobre as oscilações posturais<sup>50</sup>, pediram aos indivíduos para que mantivessem o mais imóvel possível um pêndulo equilibrado com os pés, ao mesmo tempo em que uma realimentação visual do deslocamento do pêndulo foi proporcionada por um osciloscópio. Estes autores comentaram que a realimentação visual foi mais importante com o aumento da atenção, e supuseram que em experimentos nos quais a visão não teve influência, a atenção foi o fator determinante.

### **1.2.2.3. Sistema Proprioceptivo**

A propriocepção descreve a consciência da postura, do movimento, das mudanças no equilíbrio, assim como o conhecimento da posição, do peso e da resistência dos objetos em relação ao corpo, sendo uma variação especializada da modalidade sensorial do tato<sup>47</sup>. Definindo-a especificamente, é a aferência neural cumulativa para o SNC procedente de mecanorreceptores, dessa forma, engloba as sensações de movimento articular, a cinestesia e a posição articular<sup>52-54</sup>. Diversos mecanorreceptores são responsáveis

pela entrada das aferências proprioceptivas, podendo estar localizados na pele, nos músculos e nas articulações<sup>55</sup>.

Os mecanorreceptores são órgãos especializados que funcionam como transdutores biológicos capazes de converter energia mecânica da deformação física em potenciais de ação neural que geram informações<sup>52</sup>. Sherrington descreveu pela primeira vez o termo propriocepção no início do século passado, quando percebeu a presença de receptores nas estruturas articulares e musculares cuja natureza era principalmente reflexiva. Particularmente dois receptores desempenham uma importante função na estabilização articular: o fuso muscular que está situado no interior das fibras musculares, o qual é ativado quando o músculo é alongado, e o órgão tendinoso de Golgi (OTG) que se situa na junção entre o músculo e o tendão e é ativado quando o músculo se contrai<sup>54</sup>.

O fuso muscular é considerado o terceiro órgão sensorial mais complexo, depois do olho e da orelha, sendo organizado em paralelo com as fibras musculares e inervado tanto por fibras aferentes quanto eferentes<sup>53</sup>. Identifica o comprimento do músculo e, ainda mais importante, o ritmo de mudança do comprimento muscular, funcionando como um receptor ao estiramento, enviando impulsos aferentes que informam outros neurônios da medula espinhal e cérebro sobre o comprimento do fuso e a velocidade com que o estiramento muscular está ocorrendo<sup>53,56</sup>.

Os sistemas proprioceptivos são responsáveis pelo sentido de posição estática e de velocidade. O sentido de posição estática significa percepção consciente da orientação das diversas partes do corpo e a relação mútua entre elas e o ambiente. Por outro lado, o sentido de velocidade do movimento relaciona-se com a percepção da alteração da posição dos segmentos corporais ou do corpo<sup>46</sup>.

A sua importância no controle do equilíbrio foi demonstrada em experimentos que utilizaram a vibração de alta frequência aplicada sobre a pele que recobre regiões musculares. A aplicação da vibração, por meio da estimulação dos fusos neuromusculares, causa a ilusão de maior comprimento muscular, o que gera respostas motoras tônicas, por parte dos sistemas de controle de equilíbrio, que tentam estabilizar a perturbação não real percebida pelo sistema nervoso do indivíduo<sup>44</sup>. Alguns receptores localizadas nos OTG auxiliam fornecendo informações sobre o peso corporal e a gravidade. Esta informação aferente é continuamente disponível para o SNC, e a informação de comando motor será iniciada e, em seguida, processada no tronco cerebral e cerebelo<sup>43</sup>.

Quando o conjunto de informações provenientes do sistema visual, vestibular e proprioceptivo não for integrado adequadamente pelo SNC ou quando uma ou mais informações sensoriais não estão disponíveis em função dos danos ao sistema nervoso, podem ocorrer respostas motoras inadequadas que podem levar o indivíduo a uma situação de desequilíbrio e, eventualmente à queda<sup>29</sup>.

Uma vez que a informação sensorial foi integrada em centros especializados no SNC, ela deve ser utilizada como precursora das respostas motoras, que tentam minimizar ou corrigir as instabilidades que acometeram o corpo em razão das forças internas ou externas produzidas. Os comandos desses centros devem chegar aos grupos musculares específicos em condições de corrigir o desequilíbrio causado. Para tanto, são utilizadas vias neuronais que conduzem as informações de comando dos centros integradores até os neurônios motores medulares, os quais acionam os músculos<sup>44,57</sup>.

#### **1.2.2.4. Força muscular**

As características e condições musculares também têm participação determinante no bom controle do equilíbrio e agem como complementadores das funções dos sistemas sensoriais e motores. As propriedades musculares, como elasticidade, força e tônus são fundamentais para o controle satisfatório do equilíbrio. Ao contrário, quando essas propriedades estão patologicamente alteradas, o gerenciamento do equilíbrio torna-se comprometido<sup>47</sup>.

A elasticidade muscular comprometida, ou seja, a presença de encurtamentos musculares, limita as amplitudes de movimentos articulares e pode trazer problemas de alinhamento corporal, impedindo o corpo de se manter em equilíbrio com o mínimo gasto energético – situação considerada essencial para essa tarefa<sup>39</sup>. O desalinhamento articular causado por uma elasticidade muscular diminuída pode levar o centro de massa corporal para próximo dos limites de estabilidade do corpo. Se o centro de massa corporal ultrapassar esses limites de estabilidade há perda de equilíbrio, já que, a partir desse ponto, não mais é possível trazê-lo para a base de suporte. Se isso ocorrer, o indivíduo será obrigado a criar uma nova base, dando um passo, por exemplo<sup>47</sup>.

A força muscular é uma característica que depende da capacidade do sistema neuromuscular de gerar um recrutamento cada vez maior de unidades motoras, conforme as exigências da tarefa, e de forma rápida o suficiente para o sucesso de sua execução. Adicionalmente, a força muscular depende das condições musculares, como o trofismo e as condições viscoelásticas. Como a estabilidade requer a habilidade de gerar e coordenar forças necessárias para mover o centro de massa, a perda de força muscular produz consequentes limitações no controle da estabilidade<sup>39</sup>.



Os principais grupos musculares necessários para a estabilidade postural incluem o tibial anterior, gastrocnêmios, isquiotibiais e quadríceps. A estabilidade se dá a partir do controle dos dorsiflexores durante um deslize para trás, evitando que o centro de massa corporal mova-se posteriormente além da base de apoio, enquanto o controle dos plantiflexores age evita o deslocamento anterior do centro de massa além da base de apoio. Da mesma forma, os flexores e extensores do joelho controlam o movimento para frente e para trás respectivamente<sup>58</sup>.

Finalmente, o tônus muscular normal deve ser estável e em grau suficiente para manter o corpo em posição oposta à ação da gravidade, mas maleável o suficiente para permitir variação de sua graduação conforme a necessidade. Sua função é atender as demandas do sistema de controle de equilíbrio quando o centro de massa se deslocar da posição estável e uma série de ajustes tônicos rápidos e eficientes ocorrer para devolvê-lo à posição inicial, por exemplo<sup>39</sup>.

### 1.2.3. AJUSTES POSTURAIS

Uma vez que a estrutura do corpo humano é formada por múltiplas conexões onde um segmento está ligado a outro, qualquer movimento voluntário, por si só impõe uma perturbação na postura. Para compensar essa perturbação, os nossos movimentos voluntários são acompanhados por ajustes posturais. Hess<sup>59</sup> sugeriu primeiramente a presença de dois sistemas paralelos no controle dos movimentos voluntários, um controlando o movimento voluntário pretendido e o outro responsável pelas forças corretivas para a manutenção do equilíbrio. Este conceito foi apoiado por estudos que mostravam que os músculos que controlam a postura são ativados antes dos músculos que controlam o movimento voluntário<sup>60</sup>. Dessa forma, esses movimentos são integrados com o movimento voluntário para minimizar o efeito perturbador na postura<sup>61</sup>. Durante a postura estática ereta, o sistema de controle postural parece envolver ambos os modos de controle, sugerindo que o SNC não faz uso contínuo de todas as informações disponíveis para ativar o controle postural<sup>62</sup>.

As perturbações externas da postura disparam respostas posturais automáticas que atuam para restaurar o equilíbrio<sup>63,64</sup>. Essas respostas podem ser classificadas como antecipatórias e compensatórias. Respostas de equilíbrio antecipatórias são aquelas mudanças de postura que ocorrem antes da força perturbadora, enquanto as compensatórias são consequência da força perturbadora<sup>28,44,65</sup>.

Uma perturbação pequena nos pés é o suficiente para acionar a "estratégia de tornozelo", ou seja, os músculos ao redor do tornozelo criam um torque que ajuda a recuperar o equilíbrio. Já uma perturbação maior acabará por provocar a "estratégia de

quadril", que causa movimentos específicos do quadril acompanhados por forças de cisalhamento que ajudam a manter o equilíbrio<sup>66</sup>. Se a perturbação for do tipo que ultrapassa a estratégia do tornozelo e do quadril com sucesso, então, o indivíduo terá que dar um passo para não cair. Dar um passo para recuperar o equilíbrio é comum, especialmente durante a marcha e quando a manutenção dos pés no lugar não é uma tarefa fácil. No entanto, mesmo quando as pessoas dão um passo em resposta a uma perturbação externa, elas primeiro tentam devolver o centro de massa corporal à posição inicial, exercendo um torque. Um idoso em risco de queda tende a usar passos e estratégias de equilíbrio focadas no quadril, diferente de um indivíduo com um baixo risco de cair, que tende a usar a estratégia de tornozelo para manter a estabilidade postural<sup>67</sup>.

Reações de equilíbrio que ocorrem durante atividades de rotina compreendem uma combinação desses padrões de movimento de membros inferiores com padrões de tronco e membros superiores. A seleção da resposta é baseada nas condições da perturbação, na posição inicial do indivíduo, nas condições ambientais, nas experiências passadas e no objetivo. As condições da perturbação consistem em amplitude, velocidade e direção da força perturbadora. A posição inicial do indivíduo compreende a sua posição no espaço e a relação das partes de seu corpo entre si, além de sua condição biomecânica, neurológica e fisiológica em geral. Condições ambientais incluem estabilidade da superfície de sustentação, objetos e iluminação. A meta a ser atingida nessa situação específica é manter ou recolocar o centro de massa sobre a base de sustentação para que a pessoa não caia<sup>28,63,64</sup>.

Os erros na seleção e execução de respostas de equilíbrio ocorrem tanto com pessoas sadias como com aquelas que sofrem de distúrbios neurológicos. Ambos os grupos de pessoas podem ser incapazes de resolver conflitos oriundos do processamento sensorial de informações vindas dos sistemas visual, vestibular e proprioceptivo<sup>28</sup>.

Os experimentos descritos na literatura para investigar as estratégias de manutenção do equilíbrio, utilizam como instrumentos de quantificação, dados captados na sua maioria em plataformas de força e eletromiografia. Cordo e Nashner (1982) relatam que o tempo de resposta para contração muscular (latência), para o bíceps femoral é de 30ms, o gastrocnêmio é de 50ms, quando o indivíduo é submetido a perturbações em uma plataforma de força. Frank e Earl<sup>68</sup> identificaram latências em torno de 40ms dos músculos flexores dorsais e plantares em situações experimentais semelhantes às de Cordo e Nashner. Yang et al.<sup>69</sup> demonstraram em seu modelo experimental, analisado no plano sagital, que no comportamento das estratégias de manutenção do equilíbrio, quando o indivíduo é submetido à aplicação de forças variadas, nos membros inferiores e tronco, há uma combinação de estratégias no tornozelo, joelho, quadril e tronco para se alcançar uma posição segura. Estas respostas foram observadas a partir de sinais eletromiográficos e cinemáticos com imagens em três dimensões no espaço. Winter<sup>27</sup> compara estas respostas conjuntas do membro inferior como um todo, ao que ocorre no ciclo de apoio da marcha, quando o membro recebe a carga do corpo, sugerindo haver um intercâmbio entre o quadril e o joelho, como resposta do sistema nervoso central<sup>26</sup>.

Atualmente tem sido muito estudado o mecanismo de ativação muscular antecipatória em resposta a um determinado estímulo. Postula-se que a capacidade de

preparar os músculos antes do movimento, a pré-resposta, é conhecida como *feed-forward* do controle motor. Um músculo pode ser pré-ativado pelo sistema nervoso central para prevenir os movimentos e as cargas articulares. Os músculos pré-ativados podem fornecer compensação rápida para as descargas externas e são essenciais para a estabilização dinâmica da articulação. A atividade muscular preparatória contribui com o sistema de restrição dinâmica em diversos pontos, aumentando o nível de ativação muscular antes da chegada da carga externa, onde as propriedades de rigidez de toda a unidade muscular podem ser aumentadas<sup>52</sup>.

#### 1.2.4. AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO

Desde os anos 90, tem-se aumentado o interesse sobre o desenvolvimento de medidas objetivas de equilíbrio funcional na área da reabilitação, como medidas de risco de quedas, marcha, atividades de vida diária e do próprio equilíbrio. Todavia, ainda são escassas as medidas objetivas de equilíbrio que dêem suporte à tomada de decisão clínica e que sejam úteis para o diagnóstico de equilíbrio funcional diminuído, para a escolha de intervenções específicas e mais adequadas e para a avaliação dos efeitos dessas intervenções<sup>70</sup>.

Um estudo de 2008 comparou a eficácia de testes de equilíbrio em diagnosticar risco de queda em pacientes com doença de Parkinson (DP)<sup>71</sup>. O autor comparou a precisão da interpretação de diversos testes específicos de avaliação do equilíbrio com a precisão da interpretação dos testes isolados e observou que a interpretação coletiva dos testes diminuiu a probabilidade de se encontrar resultados falso-negativos em relação ao potencial de um paciente ter um risco aumentado de queda, quando comparado à interpretação de um teste isolado. Portanto, parece que a avaliação correta do equilíbrio de um paciente deve se apoiar na associação dos resultados de vários testes.

Um estudo com pacientes que apresentavam sinais de parkinsonismo testou a confiabilidade teste-reteste de várias escalas que avaliam a capacidade para a realização de atividades de vida diária e as habilidades motoras, incluindo o equilíbrio. Os resultados mostraram que as escalas *Berg Balance Scale*, *Functional Rech*, *Romberg Test* e *The Sharpened Romberg Test* com olhos abertos e fechados, *Activities Specific Balance Confidence Scale*, *Six-Minute Walk Test*, *Timed “Up & Go” Test*, *Medical Outcomes*

*Study 36-Item Short-Form Health Survey (SF-36)* e *Unified Parkinson Disease Rating Scale (UPDRS)* são confiáveis e úteis na detecção de mudanças do estado funcional de pacientes parkinsonianos e podem ser utilizadas na prática da reabilitação do equilíbrio<sup>72</sup>.

O *Pull Test (PT)*<sup>73</sup> é usado como uma medida de instabilidade postural na doença de Parkinson (DP) e em outros distúrbios do movimento. Em 1987, foi incorporada a *Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS)*<sup>11</sup>, uma escala utilizada para medir a gravidade e a resposta ao tratamento na DP, tanto em estudos de investigação como na prática clínica. O teste mede o reflexo de endireitamento.

**Como realizar:** Teste de retropulsão. Fique atrás do paciente e o instrua sobre o que irá acontecer. Explique que ele poderá dar alguns passos atrás para evitar a queda. Deve haver uma parede sólida atrás do examinador, ao menos 1-2 metros de espaço para permitir a observação dos passos para trás. O primeiro puxão propositalmente mais fraco é apenas demonstrativo e não será pontuado. A segunda vez, os ombros são puxados brusca e fortemente em direção ao examinador com força suficiente para deslocar o centro de gravidade do paciente de tal forma que ele deve dar um passo para trás. O examinador deve estar preparado para segurar o paciente, mas deverá estar suficientemente distante para deixar o espaço suficiente para que o paciente dê os passos para trás necessários para recobrar o equilíbrio independentemente. Não permita que o paciente curve anormalmente o corpo para frente em antecipação ao puxão. Observe o número de passos para trás ou a tendência à queda. Até dois passos para trás é considerado normal, então a pontuação anormal começa a partir de 3 passos.

0= Normal. Ausência de problemas. Recupera-se com 1 ou 2 passos.

1= Discreto. Três a cinco passos, mas o paciente recupera-se sem ajuda.

2= Leve. Mais de cinco passos, mas o paciente recupera-se sem ajuda.

3= Moderado. Fica em pé com segurança, mas não há respostas posturais; cai se não for amparado pelo examinador.

4= Grave. Muita instável tende a perder o equilíbrio espontaneamente ou após um leve puxão nos ombros.

Outro estudo realizado em 2009, por meio de uma revisão sistemática, selecionou 19 instrumentos de avaliação clínica do equilíbrio para pacientes neurológicos, sobretudo vítimas de acidente vascular encefálico (AVE), estabelecendo como critérios para seleção a confiabilidade, validade, sensibilidade às mudanças e a utilidade clínica<sup>74</sup>. Dos instrumentos de medida selecionados, as seguintes escalas atenderam aos padrões estabelecidos e se mostraram utilizáveis na prática clínica: *Brunel Balance Assessment*, *Berg Balance Scale*, *Trunk Impairment Scale*, *Arm Raise and Forward Reach Tests in Sitting and Standing*, *Weight Shift*, *Step/tap e Step-up Tests*. Das escalas citadas, a *Brunel Balance Assessment* apresenta a vantagem adicional de ser uma escala hierárquica, com ausência de redundâncias.

Em outras linhas de estudo, pesquisadores têm tentado desenvolver novas formas de avaliação do equilíbrio que contemplem o maior número de aspectos relacionados aos multifacetados mecanismos envolvidos em seu controle. Recentemente, Horak et al. desenvolveram um novo sistema de testes para avaliação abrangente do equilíbrio denominado *Balance Evaluation Systems Test (BESTest)*<sup>75</sup>. Esse instrumento consiste de 36 itens agrupados em seis sistemas: limitações biomecânicas, limites de estabilidade/verticalidade, ajustes posturais antecipatórios, respostas posturais, orientação sensorial e estabilidade na marcha. Embora os autores sugiram que há limitação no teste,



o BESTest é simples de ser aplicado, com excelente confiabilidade e muito boa validade, permitindo determinar o tipo de problema de equilíbrio e favorecendo a definição da melhor abordagem de tratamento.

Os procedimentos de avaliação do equilíbrio que combinam uma tarefa de equilíbrio a uma tarefa cognitiva podem ser muito relevantes para o processo, uma vez que parte das quedas ocorrem durante a realização de atividades que envolvem tarefas duplas, como a marcha<sup>72</sup>. Nesse sentido, estudos sugerem que idosos são menos aptos a dividir sua atenção entre duas ou mais atividades<sup>77</sup>.

Essa inabilidade para dividir a atenção pode explicar o aumentado risco de queda e a instabilidade nessas populações. Admite-se a necessidade da inclusão de abordagens de avaliação do equilíbrio que considerem a importância, para o indivíduo, da habilidade em desempenhar tarefas posturais que envolvam a necessidade de gerenciar diferentes focos de atenção. Essa inclusão já pode ser observada em estudos recentes disponíveis na literatura científica<sup>76-80</sup>.

Enfim, testes funcionais que simulam a habilidade de controle do equilíbrio são úteis para verificar o acometimento dos sistemas envolvidos, gerarem hipóteses quanto aos determinantes da limitação funcional observada e, como uma forma de triagem, na identificação de pacientes que apresentam risco de quedas<sup>81</sup>.

### 1.2.5 ENVELHECIMENTO E ESTABILIDADE POSTURAL

O envelhecimento populacional ou demográfico é uma das consequências da transição demográfica. Ao longo desse processo, a proporção de pessoas idosas aumenta devido a dois fenômenos específicos: o aumento da expectativa de vida e a diminuição da fecundidade<sup>1</sup>, ou seja, o envelhecimento acontece tanto pela base quanto pelo topo da pirâmide populacional. Por meio dessas mudanças, emerge uma população peculiar que demanda novos serviços específicos e de melhor qualidade. Surge, então, a pesquisa do envelhecimento, a fim de identificar os mecanismos que o envolvem e possíveis formas de retardar ou estagnar os processos degenerativos característicos dessa fase, melhorando a qualidade de vida e a autonomia do indivíduo<sup>2</sup>.

Segundo dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), o Brasil possui uma das maiores populações idosas, em número absoluto. A expectativa de vida do brasileiro, ao nascer, aumentou de 38,5 anos, em 1940, para 68,5 anos, em 2000, e as previsões são de que, no período de 2020 a 2025, atinja a marca de 72 anos. Nessa época, o Brasil será a sexta maior população de idosos do mundo, com cerca de 32 milhões de indivíduos com 60 anos de idade ou mais<sup>82</sup>. Diante do envelhecimento populacional, o objetivo deixa de ser apenas prolongar a vida, mas, principalmente, a manutenção da capacidade funcional de cada indivíduo, de forma que ele permaneça autônomo e independente pelo maior tempo possível.

Durante muito tempo, o envelhecimento foi encarado como um processo patológico e, por causa desse entendimento errôneo, os profissionais preocuparam-se mais em combatê-lo que em entendê-lo. Hoje, muitos pesquisadores dedicam-se a estudar

as alterações anatômicas e fisiológicas decorrentes da senescência, ou seja, do processo natural de envelhecimento<sup>2</sup>.

O pico de massa óssea ocorre por volta da quarta década de vida; após esse período, a formação óssea se estabiliza e a degradação aumenta, levando à perda progressiva de massa óssea. Essa perda, antes dos 50 anos, concentra-se principalmente no osso trabecular e, após os 50 anos, no osso cortical. A capacidade reparadora da cartilagem articular é limitada e piora com o envelhecimento. Há diminuição de sua espessura em razão do menor poder de agregação dos proteoglicanos, tornando a rede colágena mais rígida e menos hidratada, o que leva a menor resistência mecânica da cartilagem<sup>83</sup>.

Os músculos também sofrem alterações com o envelhecimento, havendo redução da massa muscular com substituição progressiva do tecido muscular por gordura e colágeno. Estudos mostram uma perda de aproximadamente 50% entre 20 e 90 anos de idade. O declínio é mais pronunciado nas fibras musculares do tipo II, que se reduzem a cerca de 30% após os 80 anos de idade<sup>83-86</sup>. Estudos sobre mudanças na unidade motora com o avanço da idade indicam uma redução seletiva de fibras do tipo II e reinervação mais significativa de fibras do tipo I, tornando o músculo do idoso mais lento e menos forte<sup>87-89</sup>. Comparando homens e mulheres, por exemplo, aceitando que mulheres têm maior percentual de fibras lentas, assim como os idosos, não foram encontradas diferenças significativas<sup>90</sup>. Essa perda leva à diminuição da força muscular de aproximadamente 15% entre a sexta e a sétima década de vida e de aproximadamente 30% posteriormente<sup>91</sup>.

Os idosos experimentam um declínio, já bem documentado, na integridade de muitos sistemas fisiológicos que participam no controle da estabilidade postural<sup>92-100</sup>. Dessa maneira, a diminuição da estabilidade postural tem sido frequentemente relacionada com a redução da sensibilidade periférica nos sistemas visual, vestibular e proprioceptivo<sup>101</sup>. Essas mudanças relacionadas à idade, no controle neuromuscular somados a uma diminuição dos *inputs* sensoriais, resultam em sinais contaminados, com mais ruído, e atrasos fisiológicas, em comparação com indivíduos jovens e saudáveis<sup>102-104</sup>. A estabilidade postural é afetada também por alterações no sistema motor, bem como nos sistemas de níveis superiores, incluindo núcleos da base, cerebelo, e sistema perceptivo, que interpretam e transformam a informação sensorial recebida. Os sistemas somatossensorial visual e vestibular também demonstram alterações com o envelhecimento e podem, posteriormente, fornecer um *feedback* reduzido ou inapropriado para os centros de controle postural. Similarmente, os músculos efetores podem perder a capacidade para responder apropriadamente aos distúrbios na estabilidade postural<sup>105</sup>.

Com o envelhecimento, há diminuição na qualidade das informações sensoriais e conseqüentemente o controle da estabilidade postural torna-se cada vez mais difícil, necessitando de uma maior margem de segurança<sup>104</sup>. Além disso, por terem uma oscilação postural maior, o que causa um profundo efeito sobre a estabilidade postural, resultam em alterações nos parâmetros do sistema postural de entrada, gerando assim um ciclo de alterações<sup>106</sup>.

No processo de envelhecimento, os movimentos com maiores exigências sobre a estabilização postural acabam sendo gradualmente perdidos<sup>104,106</sup>. Blaszczyk e colegas<sup>107</sup>,

afirmam que qualquer deficiência ou patologia que altere o controle da estabilidade postural deve ser observado em mudanças das estratégias do movimento voluntário. As diferenças complexas relacionadas com a idade na estabilidade postural e no controle motor devem ser visto em características biomecânicas mensuráveis que são geradas durante uma tarefa de repetição.

Uma característica da atividade motora em idosos é a lentidão dos movimentos. Blaszczyk et al.<sup>107</sup> afirmam que a velocidade é um índice sensível do estado motor e dos sistemas posturais. Seu estudo sugere que os idosos podem adotar uma "estratégia de lentidão". Essa estratégia está em contraste com a hipótese de que o equilíbrio das pessoas idosas sofre alterações devido a restrições puramente fisiológicas<sup>108-112</sup>.

Menz et al., comparando a estabilidade durante a marcha de jovens e idosos observou que os idosos andavam de forma mais conservadora, evitando acelerações. Utilizavam dessa forma uma estratégia compensatória para manter o equilíbrio na presença de déficits relacionados ao avanço da idade, segundo os autores um dos principais motivos seria a redução de força em membros inferiores<sup>113</sup>.

A queda é a principal causa de morte por acidente em idosos. Cerca de 30% dos idosos com 65 anos ou mais e 50% daqueles com 80 anos ou mais caem anualmente e 5 a 10% das quedas resultam em fraturas. Entre as implicações da queda, está o medo de cair, que provoca restrição das atividades e declínio funcional<sup>114</sup>.

## 2. JUSTIFICATIVA

Testes funcionais que simulam a habilidade de controle do equilíbrio são úteis para verificar o acometimento dos sistemas envolvidos, gerarem hipóteses quanto aos determinantes da limitação funcional observada e, como uma forma de triagem, na identificação de pacientes que apresentam risco de quedas<sup>81</sup>.

Justificamos a realização desta pesquisa tendo em vista a relevância de estudos que permitam o conhecimento aprofundado da neurofisiologia da instabilidade postural e pela inexistência da avaliação eletromiográfica do *Pull Test*. Os resultados deste estudo podem ajudar a compreender os fatores relacionados a quedas conforme a progressão da idade, auxiliando na elaboração de propostas de prevenção das mesmas e sugerindo uma nova avaliação em indivíduos hígidos.

### **3. OBJETIVOS**

#### **3.1. OBJETIVO GERAL**

Analisar o padrão da atividade eletromiográfica dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio medial e bíceps femoral durante a realização do *Pull Test*, em indivíduos hígidos acima de 40 anos de idade.

#### **3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

3.2.1. Comparar a latência e a amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio medial e bíceps femoral durante o *Pull Test* de acordo com o gênero.

3.2.2. Comparar a latência e a amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio medial e bíceps femoral durante o *Pull Test* de acordo com a idade.

3.2.3. Comparar a latência e a amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio medial e bíceps femoral durante o *Pull Test* de acordo com o IMC (Índice de Massa Corporal).

3.2.4. Comparar a latência e a amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio medial e bíceps femoral durante o *Pull Test* de acordo com escores do *Montreal Cognitive Assessment* (MoCA).

3.2.5. Comparar o efeito de realizações repetidas do *Pull Test* sobre a latência e a amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio medial e bíceps femoral.



#### 4. REFERÊNCIAS DA REVISÃO DA LITERATURA

1. Moreira MM. Envelhecimento da população brasileira: aspectos gerais. Belo Horizonte, 1997, mimeo. (Trabalho apresentado no Seminário “Envelhecimento da população brasileira: aspectos macro e microrrelevantes para políticas sociais, regionais e nacionais”. Belo Horizonte: ABEP-CEDEPLAR, 1999.
2. Kronbauer GA, Castro FAS, Ohlweiler ZNC. Análise eletromiográfica da contração submáxima isométrica em idosos e adultos jovens. *Geriatrics & Gerontologia*. 2010;4(2):57-61.
3. Stevens JA, Mack KA, Paulozzi LJ, Ballesteros MF. Self-reported falls and fall-related injuries among persons aged  $\geq 65$  years - United States, 2006. *J Safety Res*. 2008; 39(3):345-9.
4. Stevens JA, Corso PS, Finkelstein EA, Miller TR. The costs of fatal and non-fatal falls among older adults. *Inj Prev*. 2006;12(5):290-5.
5. American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention. Guideline for the prevention of falls in older persons. *J Am Geriatr Soc* 2001;49:664-72.
6. Jones G, Nguyen T, Sambrook PN, et al. Osteoarthritis, bonedensity, postural stability, and osteoporotic fractures: a populationbased study. *J Rheumatol*. 1995; 22:921–925.
7. Horak FB, Macpherson JM. Postural orientation and equilibrium. In: Rowell LB, Shepard JT, eds. *Handbook of Physiology: Section 12, Exercise Regulation and Integration of Multiple Systems*. New York: Oxford University Press. 1996; 255–92.

8. Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med*. 1988; 319: 1701–7.
9. Basmajian, J.V. e De Luca C. *Muscles Alive - Their functions revealed by electromyograph* ( 5 th edn ). Williams and Wilkins, Baltimore. 1985.
10. Duarte, M. *Análise estabilográfica da postura ereta quase - estática*. Tese de livre docência apresentada à escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2000.
11. Fahn S, Elton RL, and members of UPDRS Development Committee. Unified Parkinson's Disease Rating Scale. In: Fahn S, Marsden CD, Calne D, Goldstein M, eds. *Recent Developments in Parkinson's Disease*. Florham Park, NJ: Macmillan Healthcare Information, 1987:153–163.
12. Bassani, E.; Candotti, C. T.; Pasini, M. *et al*. Avaliação da ativação neuromuscular em indivíduos com escoliose através da eletromiografia de superfície. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2008;12(1):47-53.
13. Cram RJ, Kasman SG, Holtz J. *Introduction to Surface Electromyography*. An Aspen Publication. United States of America. 1998.
14. Enoka RM. *Bases neuromecânicas da cinesiologia*. São Paulo: Manole, 2000.
15. Marey EJ. *La Méthode Graphique dans les Sciences Expérimentales et Particulièrement en Physiologie et en Médecine*. Paris: Masson, 1872. *Le Développement de la Méthode Graphique par l'Emploi de la Photographie*. 2nd ed. with supplement. Paris: Masson, 1885.

16. Kleissen RFM, Buurke JH, Harlaar J, Zivold G. Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. *Gait Posture*. 1998;8:143-158.
17. DuBois-Reymond, F. "Untersuchungen ueber thierische elektricitat". G. Reimer, Berlin. 1849;2:393-4.
18. Jonsson, A. & Hanson, L. Prolonged exposure to a stressful stimulus (noise) as a cause of raised blood-pressure in man. *Lancet*. 1977;1: 86-7.
19. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, Champaign. 1997;13:135-163.
20. Moritani T, Devries HA. Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction. *American Journal of Physical Medicine*. 1978;57:263-277.
21. Farina D, Merletti R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000;10: 337-349.
22. Carlsoo S. The static muscle load in different work positions an electromyographic study. *Ergonomics*. 1961;4(3):193-211.
23. Joseph J, Nightingale A. Electromyography of muscles of posture: leg muscles in males. *Journal of Physiology*. 1952;117:484-491.
- 24, Joseph J, Nightingale A. Electromyography of muscles of posture: thigh muscles in males. *Journal of Physiology*. 1954;126:81-85.

25. Joseph J, Nightingale A. Electromyography of muscles of posture: leg and thigh muscles in women, including the effects of high heels. *Journal of Physiology*. 1956; 132:465-468.
26. Silva J, Simonetti AG, Sanches H, Santangelo EM. Eletromiografia do músculo gastrocnêmio de mulheres, com diferentes alturas de calçado. *Perspectivas online, Campos dos Goytacazes*. 2007; 1(3):74-87.
27. Winter AD. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 1995;3(4):193- 214.
28. Umphred DA, *Fisioterapia Neurológica*. 4 ed. São Paulo: Manole, 1994.
29. Ribeiro ASB, Pereira JS. Melhora do equilíbrio e redução da possibilidade de queda em idosas após os exercícios de Cawthorne e Cooksey. *Rev Bras Otorrinolaringol* 2005;71(1):38-46.
30. Gage WH, Winter DA, Frank JS, Adkin AL. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait Posture*. 2004;19:124-132.
31. Suárez H, Geisinger D, Suárez A, Carrera X, Spiller P, Lapilover V. Postural strategies in normal subjects and in patients with instability due to central nervous system diseases after sudden changes in the visual flow. *Acta Otolaryngol*. 2008;128:398-403.
32. Herdman SJ. *Revisão vestibular*. 2ed. São Paulo. Ed. Manole; 2002.
33. Liaw MY, Chen CL, Pei YC, Leong CP, Lau YC. Comparison of the static and dynamic balance performance in young, middle-aged, and elderly healthy people. *Chang Gung Med J*. 2009; 32(3): 297-304.
34. Nashner LM. Adaptation of human movement to altered environments. *Trends Neurosci*. 1991;5:358-379.

35. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*. 2006; 35-S2.
36. Crutchfield C, Shumway-Cook A, Horak FB. Balance and coordination training. In: Scully R, Barnes M, eds. *Physical Therapy*. New York: Lippincott, 1989; 825–43.
37. McCollum G, Leen TK. Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. *J Motor Behav* 1989; 21: 225–44.
38. Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S. Functional reach: a new clinical measure of balance. *J Gerontol* 1990; 45: M192–7.
39. Shumway-cook A, Woollacott M. *Motor Control: Theory and Practical Applications*, Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2003.
40. Gagey PM, Weber B. *Posturologia: Regulação e Distúrbios da Posição Ortostática*, 2 ed., São Paulo: Manole, 2000.
41. Dietz V, Horstmann GA, Trippel M, Gollhofer A. Human postural reflexes and gravity: an underwater simulation. *Neurosci. Lett*. 1989;106:350-355.
42. Dietz V, Gollhofer A, Kleiber M, Trippel M. Regulation of bipodal stance: dependency on “load” receptors. *Exp. Brain Res*. 1992;89:229-231.
43. Odebiyi DO, Oderinde MO, Olaogun MOB. Gait and fear of falling in the elderh – A pilot study in community-based rehabilitation home. *WAJM*. 2008; 27(4):245-9.
44. Latash ML. *Neurophysiological basis of movement*. Champaign: Human Kinetics, 1998.
45. Guyton AC, Hall JE. *Tratado de Fisiologia Médica*, 10 ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

46. Dietz V. Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. *Physiological Reviews*. 1992;72(1):33-69.
47. Kopczynski MC. *Fisioterapia em Neurologia*. São Paulo: Manole, 2012.
48. Perrin P, Lestienne F. *Mecanismos do Equilíbrio Humano: Exploração Funcional, Aplicação ao Esporte e à Reeducação*, São Paulo: Andrei, 1998.
49. Redfern MS, Yardley L, Bronstein AM. Visual influences on balance. *Anxiety Disorders*. 2001;15:81-94.
50. Loram ID, Kelly SM, Lakie M. Human balancing of an inverted pendulum: is sway size controlled by ankle impedance? *Journal of Physiology*. 2001;532(3):879-891.
51. Osborne MD, Chou LS, Laskowski ER, Smith J, Kaufman KR. The effect of ankle disk training on muscle reaction in subjects with a history of ankle sprain. *Am J Sports Med*. 2001;29(5):627-32.
52. Voight ML, Cook G. Controle neuromuscular deficiente: treinamento de reativação neuromuscular. In: Prentice WE, Voight ML. *Técnicas de reabilitação musculoesquelética*. Porto Alegre: Artmed; 2003. p. 727.
53. Andrews J, Harrelson G, Wilk K. *Reabilitação física das lesões esportivas*. 2a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000.
54. Peccin MS, Pires L. Reeducação sensório-motora. In: Cohen M, Abdalla RJ. *Lesões nos esportes: diagnóstico, prevenção e tratamento*. Rio de Janeiro: Revinter; 2003. p. 575-577.
55. Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM. *Fundamentos da Neurociência e do Comportamento*, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.

56. Smith L, Weiss E, Lehmkuhl D. Cinesiologia clínica de brunnstrom. 5a ed. São Paulo: Manole, 1997.
57. Lundy-Ekman L. Neurociência – Fundamentos para a reabilitação. 2ed. São Paulo: Elsevier, 2004.
58. Hess JA, Woollacott M. Effect of high-intensity strength-training on functional measures of balance ability in balance-impaired older adults. *J Manipulative Physiol Ther.* 2005;28:582-90.
59. Hess WR. Telekinetisches und ereismatisches Kraftesystem in der Biomotorik. *Helv. Physiol. Pharmacol.* 1943: C62-C63.
60. Belenkii VY, Gurfinkel VS, Paltsev YI. On the elements of control of voluntary movement. *Biofizika.* 1967; 12: 135-141.
61. Massion, J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog. Neurobiol.* 1992;38:35-56.
62. Collins JJ, DeLuca CJ. Open-loop and closed-loop control of posture: a random walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp. Brain Res.* 1993;95:308-318.
63. Nashner, LM. Adapting reflexes controlling the human posture. *Exp. Brain Res.* 1976; 26:59-72.
64. Nashner, L M. Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Exp Brain Res.* 1977; 30:13-24.
65. Shiratori T, Aruin A. Modulation of anticipatory postural adjustments associated with unloading perturbation: effect of characteristics of a motor action. *Exp Brain Res.* 2007; 178: 206-15.

66. Horak FB; Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support surface configurations. *J Neurophysiol.* 1986;55:1369-81.
67. Maki BE, Edmondstone MA, McIlroy WE. Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behaviour. *J Gerontol.* 2000;55:270–7.
68. Frank JS, Earl EM. Coordination of posture and movement. *Phys Ther.* 1990; 70:855-63.
69. Yang JF, Winter DA, Wells RP. Postural Dynamics in Standing human. *Biol Cybern.* 1990;62:309-20.
70. McCinnis PQ, Hack LM, Nixon-Cave K, Michlovitz SL. Factors that influence the clinical decision making of physical therapists in choosing a balance assessment approach. *Phys Ther.* 2009; 89:233-47.
71. Dibble LE, Christensen J, Ballard DJ, Foreman KB. Diagnosis of fall risk in Parkinson disease: an analysis of individual and collective clinical balance test interpretation. *Phys Ther.* 2008; 88: 323-32.
72. Steffen T, Seney M. Test-retest reliability and minimal detectable change on balance and ambulation tests, the 36-Item Short-Form Healthy Survey, and the Unified Parkinson Disease Rating Scale in people with parkinsonism. *Phys Ther.* 2008; 88: 733-74.
73. Hunt AL, Sethi KD. The pull test: a history. *Mov Disord,* 2006; 21(7):894-9.
74. Tyson SF, Conell LA. How to measure balance in clinical practice. A systematic review of the psychometrics and clinical utility of measures of balance activity for neurological conditions. *Clinical Rehabilitation* 2009; 23(9): 824-40.
75. Horak FB, Wrisley DM, Frank J. The balance evaluation systems test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Phys Ther.* 2009; 89: 484-98.



76. Zijlstra A, Ufkes T, Skelton DA, Lundin-Olsson L, Zijlstra W. Do dual tasks have an added value over single tasks for balance assessment in fall prevention programs? A mini-review. *Gerontology*. 2008; 54(1):40-9.
77. Cho CY, Gilchrist L, White S. A comparison between young and old adult in their ability to rapidly sidestep during gait when attention is divided. *Gerontology*. 2008; 54(2): 120-7.
78. Schmitt K, Kressig RW. Mobility and balance. *Revue Thérapeutique*. 2008; 65(8): 421-6.
79. Swanenburg J, De Bruin ED, Favero K, Uebelhart D, Mulder T. The reliability of postural balance measures in single and dual tasking in elderly fallers and non-fallers. *BMC Musculoskelet Disord*. 2008; 9: 162.
80. Tsai CL, Pan CY, Cherng RJ, Wu SK. Dual-task study of cognitive and postural interference: a preliminary investigation of the automatization deficit hypothesis of developmental co-ordination disorder. *Child Care Health Dev*. 2009; 35(4): 551-60.
81. Gazzola JM, Doná F, Ganança MM, Suárez H, Ganança FF, Caovilla HH. Realidade virtual na avaliação e reabilitação dos distúrbios vestibulares. *Acta ORL*. 2009; 27(1): 22-27.
82. Kalashe A, Veras RP, Ramos LR. O envelhecimento da população mundial. Um desafio novo. *Ver Saúde Pública* 1987;3:21-27.
83. Freitas EV, Py L, Nery AL, Cançado FA, Gorzoni ML, Rocha SM. Tratado de geriatria e gerontologia. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2002.
84. Fiatarone MA, Marks EC, Ryan ND, Meredith CN, Lipzits LA, Evans WJ. High-intensity strength training in nonagenarians. *J Am Med Assoc*. 1990;263:3029-34.

85. Matsudo SMM. Avaliação do idoso – física e funcional. Londrina: Midiograf; 2005.
86. Spirduso WW. Dimensões físicas do envelhecimento. São Paulo: Manole; 2005.5-7.
87. Roos MR, Rice CL, Vandervoort AA. Age-related changes in motor unit firing. *Muscle Nerve*. 1997;679-90.
88. Allman BL, Rice CL. Neuromuscular fatigue and aging: central and peripheral factors. *Muscle Nerve*. 2002;785-96.
89. Casale R, Rainoldi A, Nilsson J, Belotti P. Can continuous physical training counteract aging effect on myoelectric fatigue? A surface electromyography study application. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003;84.
90. Bilodeau M, Henderson TK, Nolte BE, Pursley PJ, Sandfort GL. Effect of aging on fatigue characteristics of elbow flexor muscles during sustained submaximal contractions. *J App Physiol*. 2001;91:2654-64.
91. Harries UJ, Bassey EJ. Torque-velocity relationship for the knee extensors in women in the 3rd and 7th decades. *Eur J Appl Physiol*. 1990;60:197-290.
92. Mulch G, Peterman W. Influence of age on results of vestibular function tests: review of literature of caloric test results. *Ann. Otorhinolaryngol*. 1979;88:1 – 17.
93. Overstall PW. Prevention of falls in the elderly. *J. Am. Geriatr*. 1980;28(48): 1-484.
94. Woollacott MH, Inglis B, Manchester D. Response preparation and posture control. Neuro-muscular changes in the older adult. *Ann. New Y. Acad. Sci*. 1988; 515: 42-53.
95. Woollacott MH, Shumway-Cook A, Nashner LM. Postural reflexes and aging. In: *The aging motor system* (Eds. J.A. Mortimer F.J. Pirozzolo and G.J. Maletta). Praeger, New York. 1982: 98-119.

96. Woollacott MH, Shumway-Cook A, Nashner LM. Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *Int J Aging Hum Dev.* 1986; 23: 97- 114.
97. Cohen MM, Lessel S. Neuro-ophthalmology of aging. In: *Clinical neurology of aging* (Ed. M.L. Albert). Oxford University Press. Oxford. p. 3 13-344, 1984.
98. Horak FB, Shupert C, Mirka A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol. Aging.* 1984;10: 727-738.
99. Stelmach GE., Worringham CJ. Sensorimotor deficits related to postural stability: Implications for falling in the elderly. *Clin Geriat Med.* 1985;1: 679-694.
100. Manchester D, Woollacott M, Zederbauer-Hylton N, Marin O. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. *J Gerontol. Med Sci.* 1989;44: 118-127.
101. Teasdale N, Bard C, LaRue J, Fleury M. On the cognitive penetrability of posture control. *Exp Aging Res.* 1993;19: 1 - 13.
102. Welford AT. Signal, noise, performance and age. *Hum Factors.* 1981; 23: 97-109.
103. Blaszczyk JW, Hansen PD, Lowe DL. Postural sway and perception of the upright stance stability borders. *Perception.* 1993;22: 1333-1341.
104. Blaszczyk JW, Lowe DL, Hansen PD. Ranges of postural stability and their changes in the elderly. *Gait Posture.* 1994;2: 11-17.
105. Mazzeo RS, Cavanagh P, Evans WJ, Fiatarone MA, Hagberg J, McAuley E et al. American College of Sports Medicine (ACSM). *Posicionamento oficial – Exercício e atividade física para pessoas idosas*, 1998.

106. Welford AT. Between bodily changes and performance: Some possible reasons for slowing down with age. *Exp. Aging Res.* 1984;10: 73-88.
107. Blaszczyk JW, Lowe DL, Hansen PD. Age-related differences in performance of stereotype arm movements: movement and posture interaction. *Acta Neurobiol Exp.* 1997; 57:49-57.
108. Mankovski NB, Mints AY, Lysenyuk VP. Regulation of the preparatory period for complex voluntary movement in old and extreme old age. *Hum. Physiol.* 1980;6: 46-50.
109. Massion J, Dufosse M. Coordination between posture and movement: why and how. *News Physiol. Sci.* 1988;3: 88-93.
110. Inglin B, Woollacott MH. Age-related changes in anticipatory postural adjustments associated with arm movements. *J Gerontol Med. Sci.* 1988;43: 105-113.
111. Stelmach GE, Philips J, DiFabio RP, Teasdale N. Age, functional postural reflexes, and voluntary sway. *J. Gerontol. Biol. Sci.* 1988;44: 100-106.
112. Stelmach GE, Populin L, Muller F. Postural muscle onset and voluntary movement in the elderly. *Neurosci Lett.* 1990;117: 188-193.
113. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Age-related differences in walking stability. *Age and Ageing.* 2003;32:137–142.
114. Peeters G, Van Schoor NM, Lips P. Fall risk: the clinical relevance of falls and how to integrate fall risk with fracture risk. *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2009;23(6):797-804.

## **5. ARTIGO CIENTÍFICO EM INGLÊS**

**SURFACE ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVATION PATTERNS  
DURING THE PULL-TEST IN HEALTHY SUBJECTS IS  
INFLUENCED BY COGNITION PERFORMANCE**

Ariane H. E. Gamarra<sup>1\*</sup>; Tatiane G. Araujo<sup>1</sup>; Pedro Schestatsky, MD, PhD<sup>2</sup>; Carlos R. M.  
Rieder, MD, PhD<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Pós-graduação em Ciências Médicas da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Rio Grande do Sul; <sup>2</sup>Serviço de Neurologia, Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brazil.

---

Corresponding author. Rua Dona Adda Mascarenhas de Moraes, 1722/102, Jardim Planalto, Porto Alegre, RS, Zip Code: 91220-140, Brazil. Phone +55-51-9982-8417; Eletronic address: arianegamarra@yahoo.com.br

## Abstract

**Background:** Physiologic systems that participate of the postural stability control are impaired with aging. *Pull Test* (PT) is an assessment method widely worldwide utilized for evaluating the balance in individuals with Parkinson's disease. The test examines the body's response to a posterior bodily displacement, offering a useful identifier of the individual's postural stability. The pattern of muscle activation during the PT has not yet been studied. **Objective:** the objective of this study was to analyze the pattern of electromyographic activity during the PT, in healthy individuals, over 40 years of age. **Methods:** Twenty three healthy individuals have carried out an electromyographic (EMG) study of the tibialis anterior, gastrocnemius medialis and biceps femoris muscles during the PT. The PT and the electromyographic recordings have been taken successively for 10 times in each individual. The individuals cognition have been assessed by the *Montreal Cognitive Assessment* (MoCA). **Results:** The EMG recording has showed that the muscle activity begins by the tibialis anterior, being successively followed by the gastrocnemius medialis and by the biceps femoris. The rate of the number of steps for keeping the postural stability was 93.9% for 1 or 2 steps, and 6.1% for 3 or more steps. The latency for muscle activation was related to the cognitive performance in the MoCA. Patients with MoCA scores lower than 26 have presented a larger latency in the tibialis anterior ( $p=0.03$ ), and in the biceps femoris ( $p=0.02$ ). Furthermore, the amplitude of the gastrocnemius medialis has been inversely related to the body mass index (BMI) ( $p=0.01$ ). **Conclusion:** It has been found out that the decline in the executive function and overweight related to changes in the neurophysiologic

response during the taking of the PT. These may contribute for the losses of postural stability in such individuals.

**Keywords:** *Pull Test*, postural stability, balance, aging, cognition.



## **Introduction**

The study of posture helps us to understand the complexity of the mechanisms that enable a human being to keep his/her balance in the biped posture, either in static or dynamic activities. By balance it is understood a capability of the nervous system to detect the instability in an advanced and/or momentary way, generating coordinated responses, with the purpose of bringing the center of the bodily mass toward the inside of the supportive base<sup>1</sup>.

With aging, studies have showed that the population undergoes a decline in the physiologic systems that take part in the control of the postural control<sup>2-8</sup>. The decrease in the postural stability has been often related to a decreased peripheral sensibility in the visual, vestibular and proprioceptive systems<sup>9</sup>. Those systems, by undergoing changes with the aging, can supply a reduced or inappropriate feedback to the centers of postural control. As a result, the effector muscles may lose the capability of an adequate response in the disorders of posture stability. For understanding the postural control, one may utilize electromyography as a tool for analyzing the postural muscles, making possible assessing and quantifying data that support the understanding of postural patterns, mainly the sensorial systems, synergies, postural strategies, and anticipatory adjustments<sup>10</sup>.

Functional tests that simulate the balance control capability are useful for assessing the affection of the involved systems, generating hypotheses as to the determinants of the observed functional limitation, and, as a way of screening, in the determination of patients who have a risk of falls<sup>11</sup>. Balance assessment procedures that add a balance task to a cognitive task (double task) may sensitize the balance assessment. They explain the increased risk of falls while walking and performing double tasks<sup>12</sup>.

Elderly people are peculiarly less capable of dividing their attention between two or more activities<sup>13</sup>.

The *Pull Test* (PT)<sup>14</sup> is widely used test worldwide in order to assess the postural instability in patients with Parkinson's disease (PD). It is a part of the *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* (UPDRS)<sup>15</sup>. The test examines the body's response to a later bodily displacement, offering a useful identifier of the individual's postural stability.

The electromyographic analysis of the *Pull Test* is a safe technique, sensible, and non-invasive that may help the assessment and understanding of the neurophysiology of balance. With such purpose we analyze the pattern of electromyographic activity of the tibialis anterior, gastrocnemius medialis and biceps femoris muscles during the *Pull Test*, in healthy individuals above 40 years of age.

## **Methods**

### **Study design**

It is an observational crosscut study.

### **Population**

Twenty three volunteering healthy individuals have been selected, invited from among patients' family members and caretakers at the Neurology Service of Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA). The following have been used as inclusion criteria: 1- being between 40 and 90 years of age; 2- being right-handed; 3- being literate and, as exclusion criteria: 1- nor presenting a diagnosis of neurologic disease or another one that limits the participation such as severe osteomioarticular diseases, previous surgery, pain or lesions in the lower members; 2- use of pacemaker, or cardiac problem; 3- use of medicines that cause changes in the motor control and in the peripheral sensitivity, like benzodiazepinics, opioids, anti-histaminic, anti-convulsants, and anti-depressives; 4- amputation of a lower member, and diabetes mellitus.

All participants have previously been informed on the procedures, and they have signed a free and clear consent form, as per Norms of Research Performing in Human Beings (resolution nº 196/96 of the National Health Council). This research has been passed by the Hospital de Clínicas de Porto Alegre Ethic and Research Committee (nº 10-0586).

### **Procedure**

Those volunteers have undergone *the Montreal Cognitive Assessment (MoCA)*<sup>16</sup>, as a brief tool for cognitive screening. The MoCA has a punctuation from 0 to 30 and evaluates eight cognitive domains, contemplating different tasks in each domain. They

are: executive function, visual-spatial ability, memory, working memory, attention, concentration, language, and orientation. The early studies indicate that the MoCA has a high internal consistency, test-retest reliability, linguistic equivalence, utility in a hospital, community, and investigation context. Such instrument has been validated for the Brazilian population as a crosscut point equal to 25 for a light cognitive impairment<sup>17</sup>. Patients have been also assessed as to the Body Mass Index (BMI).

In the sequence, patients have taken ten repetitions of the *Pull Test*<sup>14</sup> (PT) together with the electromiographic exam, by the same professional. The analyzed muscles were the tibialis anterior, gastrocnemius medialis and biceps femoris, for being deemed key-activity muscles along different situations of monopodal and bipodal support<sup>18</sup>. The PT examines the body response to a posterior body displacement. The examiner stays behind the patient and pulls him/her toward him/herself, with a force necessary for to cause a bodily displacement, and that the individual seeks the balance with at least one step. Then, it is observed the number of steps backwards or the trend to the individual's fall. Up to two steps backwards is deemed normal; and so the abnormal punctuation starts with three steps. The punctuation occurs as follows: 0= Normal: lack of problems, individual recovers with one or two steps; 1= Discrete: three to five steps, but the patient recovers without help; 2= Slight: more than five steps, but patient recovers without help; 3= Moderate: individual stays up self-assured, but there are no postural responses, individual falls down if not helped by examiner; 4= Severe: very unstable, prone to lose balance spontaneously, or after a slight pulling at shoulders.

The PT has been carried out for 10 consecutive times, with intervals of about 3 minutes between each time. The EMG records have been taken for each PT carried out,

and the amplitudes and latencies analyzed. The averages of the 10 tests have been analyzed, and also the presence or absence of their modifications with the repetition of maneuvers.

The procedures of capture and analysis of the electromyographic signal have followed the recommendations of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK)<sup>19</sup>.

### **Equipment**

The electromyographic recordings of the tibialis anterior, gastrocnemius medialis and biceps femoris muscles have been obtained by using a computerized electromiograph (Neuropack S1 MEB-9400, Nihon Kohden, Japan) with four differential channels. The first channel was utilized for recoding the hands touching the shoulder artifact (beginning of the *Pull Test* maneuver), and the other channels have recorded the muscle activity of the above mentioned muscles. Such recordings have been carried out by simple active electrodes (10 x 1mm) of Ag/AgCl with a 100 times gain, and one reference electrode of 3cm diameter, with 10 times amplification, with a 1000 times gain total. The common mode rejection index (CMRI) was 80dB, and the sampling frequency 2,000Hz. The band-pass filter of 10-500Hz has been used, and the input impedance higher than 100MΩ.

The electromyographic signal capturing electrodes, and the reference electrode have been attached with specific adhesive tapes for such purpose, and an electro-conductive paste has been used between those electrodes and the individuals' skin. The skin has been previously shaved and afterwards sanded and cleaned with 70% alcohol. The capturing electrodes have been positioned between the motor point and the distal

tendon of the selected muscle, and the reference one over a bone area, such as the malleolus.

### **Statistical analysis**

Data analysis have been performed by *PASW software*, version 18.0. The descriptive analysis consisted of proportions and means are described as means  $\pm$  standard deviations (SD). So as to check the assumptions of data normalcy and of the homogeneousness of variances, the *Shapiro-Wilk* and *Levene* tests, respectively, have been applied. The comparison of the latency and the amplitude measured in the electromyography, between individuals with different MoCA scores, and between eutrophic and overweighting individuals, has been carried out by the non-parametric *Mann-Whitney test*, with a significance level of  $p < 0.05$ .

## Results

### Features of the studied population

A total of 23 individuals of both sexes have participated of the survey, being 15 women (65.2%) and 8 men (34.8%), mean age was  $58.8 \pm 7.7$  years, Body Mass Index (BMI) of  $26.9 \pm 3.9$  (Kg/m<sup>2</sup>), and MoCA of  $24.8 \pm 2.9$ . When analyzed as to the age level, thirteen individuals (56.5%) were in the 40 to 59 years level, and ten (43.5%) between 60 and 75 years. Regarding the BMI, six (26.1%) have been deemed healthy, and seventeen (73.9%) overweight. In the cognitive tracking assessment by the MoCA, nine (39.1%) were given a score  $\geq 26$  and fourteen (60.9%)  $< 25$  (Table 1).

### *Pull Test* electromyographic Analysis

The *Pull Test* electromyographic analysis has been carried out 10 repeated times for each individual (Figure 1). Among the 3 muscle groups surveyed, the tibialis anterior muscle was the first one to be activated (smaller latency). In relation to the electromyographic data, the means  $\pm$  SD of latencies was  $87.06 \pm 31.1$ ms for the tibialis anterior,  $113.15 \pm 36.33$ ms for the gastrocnemius medialis and  $166.7 \pm 49.85$ ms for the biceps femoris, respectively. The means  $\pm$  SD of the amplitudes was  $1.78 \pm 1.15$ mV for the tibialis anterior,  $0.69 \pm 0.4$ mV for the gastrocnemius medialis and  $0.89 \pm 0.82$ mV for the biceps femoris, showing that the extensor chain muscles had a smaller amplitude in relation to the tibialis anterior.

The frequency of the number of steps for keeping the postural stability was 93.9% for 1 or 2 steps, and 6.1% for 3 or more steps, what indicates a normalcy result in the *Pull Test*, once, most of the individuals had recovered with only 1 or 2 steps.

Along the 10 attempts, the latency of the tibialis anterior has remained without alterations, different from the latencies of the other muscles. The gastrocnemius medialis latency was significantly higher ( $p=0.03$ ) in the 10<sup>th</sup> attempt, in relation to the previous attempts (3<sup>rd</sup> to 8<sup>th</sup>); similarly, the latency of the biceps femoris in the 10<sup>th</sup> attempt was significantly higher ( $p=0.02$ ) than the 1<sup>st</sup>, 2<sup>nd</sup>, 4<sup>th</sup>, 5<sup>th</sup>, 6<sup>th</sup> and 8<sup>th</sup> attempts (Figure 2).

Regarding the amplitude of the electromyographic signal, no significant changes have been observed in the means values along the 10 attempts of the Pull Test (Figure 3). Not even statistical differences have been noticed in relation to sex and age of the participants.

#### ***Pull Test and MoCA***

There has been a statistically significant difference of the latency in the tibialis anterior ( $p=0.03$ ), and the latency in the biceps femoris ( $p=0.02$ ) in relation to the MoCA, showing that individuals with a  $\geq 26$  score present a latency lower than those with a lower cognitive performance (score  $< 26$ ) (Figure 4).

#### ***Pull Test and BMI***

Individuals with a higher BMI have presented a wider amplitude in the gastrocnemius medialis ( $p=0.01$ ).



## Discussion

The *Pull Test*, item 30 in the UPDRS motor scale, is the most frequently used exam for assessing the balance in patients with Parkinson's disease. Nevertheless, as far as we know, such test has never been studied under the neurophysiologic point of view. In this study we assess, through electromyographic variables (activation latencies and amplitudes), three muscle groups in the lower members during the *Pull Test* in healthy individuals.

Most assessed individuals have presented PT scores within normalcy, that is, those individuals were able to stay in balance with about 1 or 2 steps.

In the present study the muscle activity had started by the tibialis anterior, following the gastrocnemius medialis and biceps femoris. Such latencies have been slightly higher than those found out in balance assessment tests using pads.<sup>18, 20, 21</sup>. Ferreira *et al.* have analyzed the electromyographic activity of the ankle muscles in different grounds, and they could witness that the tibialis anterior and the long fibular were the muscles that showed the highest electromyographic activity in all grounds, followed by the gastrocnemius medialis and gastrocnemius lateralis<sup>18</sup>. Cordo and Nashner have reported that the time of response for the muscle contraction, that is, the latency, for the biceps femoris was 30 ms, together with the gastrocnemius with 50ms, when an individual is subjected to perturbations on a force platform<sup>20</sup>, although such authors have not surveyed the response of the tibialis anterior. Frank and Earl have identified latencies of around 40ms in the latency of the dorsal and plantar flexors in experimental situations similar to those of Cordo and Nashner<sup>21</sup>.

In the present study an increased latency of the gastrocnemius medialis and biceps femoris has been observed by the end of the 10<sup>th</sup> attempt, that is, the muscle activations have become slower for these groups of muscles after successive *Pull Test* makings. The same has not been evident for the tibialis anterior muscle, where latencies have kept somehow constant along all repetitions. Such findings suggest that the tibialis anterior is the most important muscle in a primary response to the retropulsion stimulus. Besides presenting a quicker activation response, the same does not undergo habituation. The activations of muscles like the biceps femoris, which would be less “important” in the compensatory procedure of retropulsion, are in their turn slower and undergo a kind of habituation process. This ‘habituation’ or ‘adaptation’ of automatic postural responses is a functional mechanism that allows subjects to minimize energy expenditure<sup>22,23</sup>. Although the influence of aging is not precisely clear, habituation appears to be present in elderly subjects as well<sup>5</sup>. In accordance with this, it is likely that the central nervous system through adaptation, formulates and implements strategies to cope with situations that it has previously been exposed to. Generally, a new improved motor memory appears to develop from a short-lived, fragile state (adapted strategy) to a long-lasting, stable state (motor program) through a process known as ‘consolidation’<sup>24</sup>, which cause a reorganization of the brain representation for the specific skill<sup>25</sup>. The consolidation process of a new motor memory may take several hours<sup>26</sup>, or under certain situations minutes<sup>27</sup>.

In that sense, the short latency muscles would make part of the so called “anticipatory muscle activation system” in response to a certain stimulus. We assume that the capability of preparing muscles before movement, the pre-response, is known as feed-

forward of the motor control. A muscle may be pre-activated by the central nervous system so as to prevent the movements and the articular loads. The pre-activated muscles can supply a fast compensation for the external releases and are essential to the dynamic stabilization of the articulation. The preparatory muscle activity contributes with the dynamic restriction system in several points, increasing the level of muscle activation before the arrival of the external charge, where the properties of rigidity of the whole muscle unit may be increased<sup>28</sup>.

It is well acknowledged that the muscle strength becomes lower with aging<sup>29</sup>. Among the changes resultant from the increased chronological age, the decreasing in the proportion of quick contraction fibers to slow contraction fibers it is to be pointed out<sup>30,31</sup>. Surveys on the changes in the motor unit with advancing age indicate a selective reduction of type II fibers, and a more significant reinnervation of type I fibers, making the elderly people muscles slower and less strong<sup>31-33</sup>. However, in the present study, when we assess the pattern of activation in response to the PT in different age levels, we do not observe significant differences in the latencies and/or amplitudes of activation with regard to age. Equally, no differences have been observed as to aging. Those results are in accordance to Bilodeau *et al.* who have compared the sub-maximal muscle contraction between men and women, accepting that women have a higher percent of slow fibers, equally to the elderly people, and have not found out significant differences<sup>34</sup>. Except those overweight individuals, the amplitude of the electromyographic signal of the surveyed muscles has not presented significant differences along the 10 attempts, remaining constant along the whole *Pull Test*, what

reinforces our idea of integrity of the motor units, without any additional motor requirement.

Prior researching suggests that the elderly people with a higher capability of executive function are less prone to balance ailments<sup>35-38</sup>. Interesting to mention that our survey has observed that individuals with poorer performance in executive functions assessed by the MoCA, have had a longer response time to the *Pull Test*. Ble *et al.* have ascertained that the executive alteration may result in the reduction of the capability in the planning of motor strategies in the elderly<sup>39</sup>. The executive function is a critical component in the performance of the motor tasks with the lower members and therefore, is an integral part of the locomotion system focused on an objective<sup>40</sup>.

As the executive function, overweight also influences postural balance. Overweight individuals present metabolic alterations that lead to the relative reduction of force and the loss of the neuromuscular function. Those factors, associated to a higher concentration of mass in the abdominal area, affect negatively the keeping of balance<sup>41,42</sup>. The results of this study agree to those of Ferrucci *et al.*<sup>42</sup> who have observed an association between a higher body mass index (BMI) and low performance in balance tests, once in the present survey the amplitude of the gastrocnemius medialis has had a significant difference in relation to the BMI of the participants, evidencing a necessity of utilizing motor units in those overweight individuals.

Summarizing, the results in this survey show that considering a sequence of muscular activation, the *Pull Test* has achieved a result similar to those found out in studies that utilized a force platform for assessing the postural instability in the anterior-posterior direction, where first occurs the contraction of the flexor muscle of lower limbs,

and shortly after the extensor chain for the balance control. The amplitude of the electromyographic signal has undergone alterations only in overweight individuals and, that most have achieved a score of normalcy, recovering in 1 or 2 steps during the *Pull Test*. The present study complements and integrates prior findings by ascertaining that the decline of the executive function is closely related to the loss of balance keeping.

## References

1. Winter AD. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 1995; 3(4):193- 214.
2. .Mulch G, Peterman W. Influence of age on results of vestibular function tests: review of literature of caloric test results. *Ann. Otorhinolaryngol*. 1979;88: 1 – 17.
3. Overstall PW. Prevention of falls in the elderly. *J Am Geriatr Soc*.1980;28(48):1-484.
4. Woollacott MH, Inglin B, Manchester D. Response preparation and posture control. Neuro-muscular changes in the older adult. *Ann New Y Acad Sci*. 1988;515: 42-53.
5. Woollacott MH, Shumway-Cook A, Nashner LM. Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *Int J Aging Hum Dev*. 1986;23: 97-114.
6. Horak FB, Shupert C, Mirka A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol Aging*. 1984;10: 727-738.
7. Stelmach GE, Worringham CJ. Sensorimotor deficits related to postural stability: Implications for falling in the elderly. *Clin Geriatr Med*. 1985;1: 679-694.
8. Manchester D, Woollacott M, Zederbauer-Hylton N, Marin O. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. *J Gerontol Med Sci*.1989; 44(11): 8-127.
9. Teasdale N, Bard C, LaRue J, Fleury M. On the cognitive penetrability of posture control. *Exp Aging Res*. 1993;19: 1-13.
10. Kleissen RF, Buurke JH, Harlaar J, Zilvold G. Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. *Gait Posture*. 1998;8(2):143-158.

11. Blaszczyk JW, Lowe DL, Hansen PD. Ranges of postural stability and their changes in the elderly. *Gait Posture*. 1994;2:11-17.
12. Steffen T, Seney M. Test-retest reliability and minimal detectable change on balance and ambulation tests, the 36-Item Short-Form Healthy Survey, and the Unified Parkinson Disease Rating Scale in people with parkinsonism. *Phys Ther*. 2008; 88: 733-74.
13. Cho CY, Gilchrist L, White S. A comparison between young and old adult in their ability to rapidly sidestep during gait when attention is divided. *Gerontology*. 2008; 54(2): 120-7.
14. Hunt AL, Sethi KD: The pull test: a history. *Mov Disord*. 2006; 21:894–9.
15. Fahn S, Elton RL, and members of UPDRS Development Committee. Unified Parkinson's Disease Rating Scale. In: Fahn S, Marsden CD, Calne D, Goldstein M, eds. *Recent Developments in Parkinson's Disease*. Florham Park, NJ: Macmillan Healthcare Information, 1987:153–163.
16. Nasreddine Z, Phillips NA, Bédirian V, Charbonneau S, Whitehead V, Collin I, Cummings J L, Chertkow H. The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: A brief screening tool for Mild Cognitive Impairment. *American Geriatrics Society*. 2005;53:695-699.
17. Memoria CM, Yassuda MS, Nakano EY, Forlenza OV. Brief screening for mild cognitive impairment: validation of the Brazilian version of the Montreal cognitive assessment. *Int J Geriatr Psychiatry*. 2012;27:1099-1106.
18. Ferreira LAB, Rossi LP, Pereira WM, Vieira FF, de Paula Jr. AR. Electromyography activity analysis of the ankle muscles at the stable and unstable soil. *Fisioter Mov*. 2009;22(2):177-187.

19. Solomonow MA. Practical guide to electromyography international society of biomechanics. Proceedings of the 15th JyVaskyla, International Society of Biomechanics Congress. Finland, 5 July, 1995;96.
20. Cordo PJ, Nashner LM. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *J Neurophysiol.* 1982;47: 287–302.
21. Frank JS, Earl EM. Coordination of posture and movement. *Phys Ther.* 1990;70: 855-63.
22. Keshner EA, Allum JHJ, Pfaltz CR. Postural coactivation and adaptation in the sway stabilizing responses of normals and patients with bilateral vestibular deficit. *Exp Brain Res.* 1987; 69: 77–92.
23. Tjernström F, Fransson PA, Hafström A, Magnusson M. Adaptation of postural control to perturbations--a process that initiates long-term motor memory. *Gait Posture.* 2002;15(1): 75-82.
24. Shadmehr R, Brashers-Krug T. Functional stages in the formation of human long-term motor memory. *J Neurosci* 1997;17(1):409–19.
25. Hasselmo M, McClelland J. Neural models of memory. *Curr Opin Neurobiol* 1999;9(2):184–8.
26. McGaugh J. Memory - a century of consolidation. *Science* 2000;287:248–51.
27. Podolski I. Possibility of ‘superfast’ consolidation of long-term memory. *Membr Cell Biol* 1998;111(6):743–52.
28. Voight ML, Cook G: Impaired Neuromuscular Control: Reactive Neuromuscular Training. In: Voight ML, Hoogenboom BJ, Prentice WE (EDs): *Musculoskeletal Interventions – Techniques for Therapeutic Exercise.* McGraw-Hill, New York, 2007.



29. Fiatarone MA, Marks EC, Ryan ND, Meredith CN, Lipzits LA, Evans WJ. High-intensity strength training in nonagenarians. *J Am Med Assoc.* 1990;263:3029-34.
30. Enoka RM. Mechanisms of muscle fatigue: central factors and task dependency. *J Electromyogr Kinesiol.* 1995;5(3):141-9.
31. Roos MR, Rice CL, Vandervoort AA. Age-related changes in motor unit firing. *Muscle Nerve.* 1997;679-90.
32. Allman BL, Rice CL. Neuromuscular fatigue and aging: central and peripheral factors. *Muscle Nerve.* 2002;785-96.
33. Casale R, Rainoldi A, Nilsson J, Belotti P. Can continuous physical training counteract aging effect on myoelectric fatigue? A surface electromyography study application. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84.
34. Bilodeau M, Henderson TK, Nolte BE, Pursley PJ, Sandfort GL. Effect of aging on fatigue characteristics of elbow flexor muscles during sustained submaximal contractions. *J App Physiol.* 2001;91:2654-64.
35. Custódio EB, Malaquias JJ, Voos MC. Relationship between cognition (executive function and spatial perception) and balance in low educational status elderly. *Fisioterapia e Pesquisa.* 2010; 17 (1): 46-51.
36. Butler RN, Forette F, Greengross BS. Maintaining cognitive health in an ageing society. *J Royal Soc Prom Health.*2004;124:119-20.
37. Ferrucci L, Guralnik JM, Studenski S, Fried LP, Cutler GB Jr, Walston JD. Designing randomized, controlled trials aimed at preventing or delaying functional decline and disability in frail, older persons: a consensus report. *J Am Geri.*2004;52:625-34.

38. Faber MJ, Bosscher RJ, Paw ACJM, Wieringen PCV. Effects of Exercise Programs on Falls and Mobility in Frail and Pre-Frail Older Adults: A Multicenter Randomized Controlled Trial. *Arc Phys Med Rehab.*2006;87:885-96.
39. Ble A, Volpato S, Zuliani G, Guralnik JM, Bandinelli S, Lauretani F, et al. Executive function correlates with walking speed in older persons: the InCHIANTI study. *J Am Geriatr Soc.* 2005;53(3):410-5.
40. Alexander NB, Miller JAA, Giordani B, Guire K, Schultz AB. Age differences in timed accurate stepping with increasing cognitive and visual demand: a walking trail making test. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2005;60(12):1558-62.
41. Corbeil P, Simoneau M, Rancourt D. Increased risk for falling associated with obesity: mathematical modeling of postural control. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2001; 9:126-36.
42. Ferrucci L, Penninx BW, Leveille SG, Corti MC, Pahor M, Wallace R, et al. Characteristics of nondisabled older persons who perform poorly in objective tests of lower extremity function. *J Am Geriatr Soc.* 2000;48(9):1102-10.

**Tables**

Table 1. Characteristics of the sample.

	Mean	Standard Deviation
Age (years)	58.8	7.7
Weight (Kg)	73.3	14
Height (cm)	163	8.5
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	26.9	3.9
MoCA	24.8	2.9

Mean  $\pm$  standard deviation of anthropometric characteristics and MoCA (*Montreal Cognitive Assessment*).

## Figures

Figure 1. Electromyographic signal of *Pull Test* on 10 repetitions.

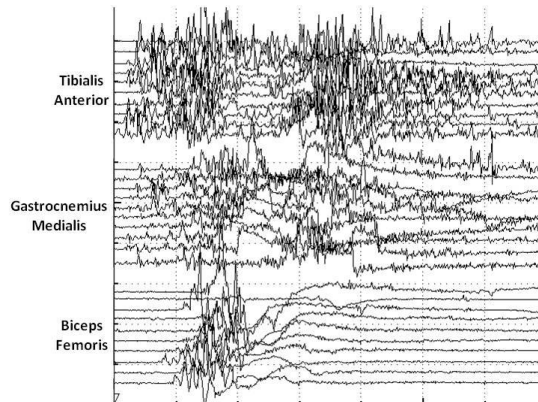
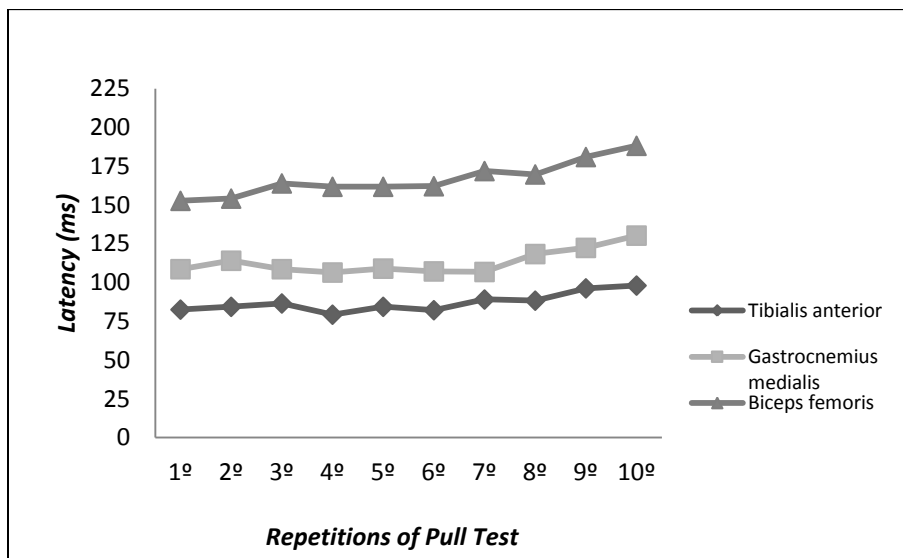
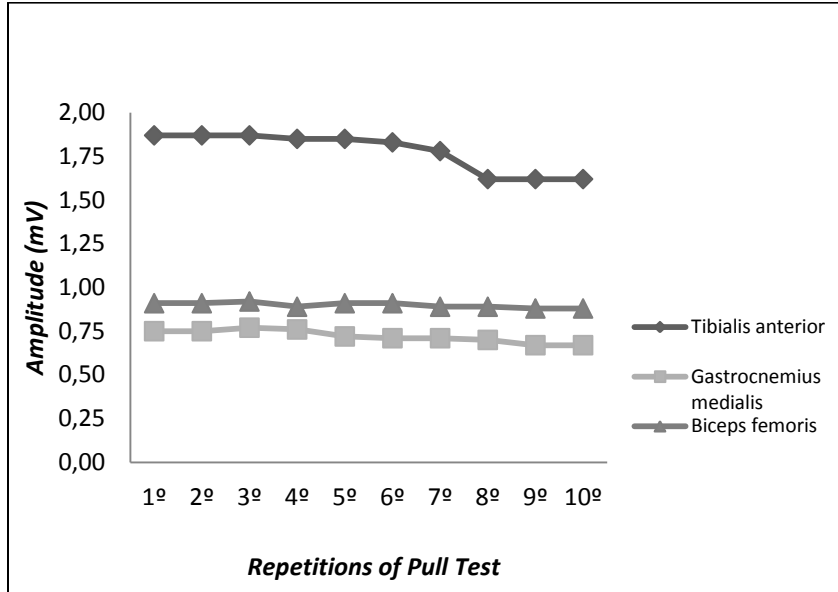


Figure 2. Mean latencies during the 10 repetitions of *Pull Test*.



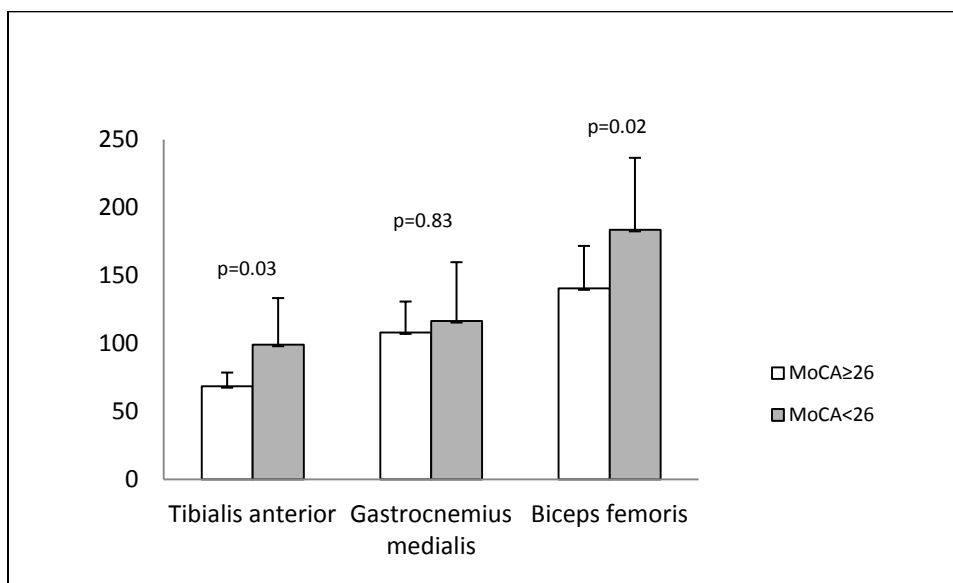
Values expressed in mean. Comparisons between muscles by the *Mann-Whitney* test.

Figure 3. Mean amplitude during the 10 repetitions of *Pull Test*.



Values expressed in mean. Comparisons between muscles by the *Mann-Whitney* test.

Figure 4. Mean latencies as the score of *Montreal Cognitive Assessment* (MoCA).



Values expressed in mean. Comparisons between muscles by the *Mann-Whitney* test.

## 6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O *Pull Test* é um teste de retropulsão, pertencente à *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* (UPDRS), capaz de avaliar a instabilidade postural. Por ser utilizado em grande escala para avaliar indivíduos com Doença de Parkinson, propusemos através deste estudo, analisar o comportamento neurofisiológico durante o *Pull Test* em indivíduos hígidos.

Em nosso estudo observamos um resultado semelhante aos apresentados pelos estudos que utilizaram plataforma de força para avaliação da instabilidade postural no sentido ântero-posterior, quando se trata da sequência de ativação muscular, onde primeiro ocorre a contração da musculatura flexora de extremidade inferiores e logo após da cadeia extensora para o controle do equilíbrio. Notamos que a amplitude do sinal eletromiográfico sofreu alterações apenas em indivíduos com sobrepeso e, que a maioria atingiu um escore de normalidade, recuperando-se em 1 ou 2 passos durante o *Pull Test*.

Através da avaliação do *Montreal Cognitive Assessment* (MOCA), o presente estudo complementa e integra achados anteriores ao constatar que o declínio da função executiva está intimamente relacionada a perda da manutenção do equilíbrio.

Futuras pesquisas podem ser necessárias para investigar o *Pull Test* em indivíduos com história de quedas, pois embora nossos participantes fossem elegíveis, nenhum apresentou essa particularidade.

7. ANEXO

MONTREAL COGNITIVE ASSESSMENT (MOCA) Nome: \_\_\_\_\_ Data de nascimento: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_  
 Versão Experimental Brasileira Escolaridade: \_\_\_\_\_ Data de avaliação: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_  
 Sexo: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_

<b>VISUOESPACIAL / EXECUTIVA</b>		Copiar o cubo		Desenhar um RELÓGIO (onze horas e dez minutos) (3 pontos)		Pontos		
		<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>		Contorno    Números    Ponteiros ___/5		
<b>NOMEAÇÃO</b>								
		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	___/3			
<b>MEMÓRIA</b>								
Leia a lista de palavras, O sujeito de repeti-la, faça duas tentativas Evocar após 5 minutos		Rosto	Veludo	Igreja	Margarida	Vermelho	Sem Pontuação	
		1ª tentativa						
		2ª tentativa						
<b>ATENÇÃO</b>								
Leia a seqüência de números (1 número por segundo)		O sujeito deve repetir a seqüência em ordem direta		<input type="checkbox"/>	2 1 8 5 4	___/2		
		O sujeito deve repetir a seqüência em ordem indireta		<input type="checkbox"/>	7 4 2			
Leia a série de letras. O sujeito deve bater com a mão (na mesa) cada vez que ouvir a letra "A". Não se atribuem pontos se ≥ 2 erros.								
		<input type="checkbox"/> F B A C M N A A J K L B A F A K D E A A A J A M O F A A B					___/1	
Subtração de 7 começando pelo 100								
		<input type="checkbox"/> 93	<input type="checkbox"/> 86	<input type="checkbox"/> 79	<input type="checkbox"/> 72	<input type="checkbox"/> 65	___/3	
4 ou 5 subtrações corretas: 3 pontos; 2 ou 3 corretas 2 pontos; 1 correta 1 ponto; 0 correta 0 ponto								
<b>LINGUAGEM</b>								
Repetir: Eu somente sei que é João quem será ajudado hoje.		<input type="checkbox"/>		O gato sempre se esconde embaixo do Sofá quando o cachorro está na sala.		<input type="checkbox"/>	___/2	
Fluência verbal: dizer o maior número possível de palavras que comecem pela letra F (1 minuto).								
		<input type="checkbox"/> _____ (N ≥ 11 palavras)					___/1	
<b>ABSTRAÇÃO</b>								
Semelhança p. ex. entre banana e laranja = fruta		<input type="checkbox"/> trem - bicicleta		<input type="checkbox"/> relógio - régua			___/2	
<b>EVOCAÇÃO TARDIA</b>								
Deve recordar as palavras SEM PISTAS		Rosto	Veludo	Igreja	Margarida	Vermelho	Pontuação apenas para evocação SEM PISTAS	
		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
<b>OPCIONAL</b>								
Pista de categoria								
Pista de múltipla escolha								
<b>ORIENTAÇÃO</b>								
		<input type="checkbox"/> Dia do mês	<input type="checkbox"/> Mês	<input type="checkbox"/> Ano	<input type="checkbox"/> Dia da semana	<input type="checkbox"/> Lugar	<input type="checkbox"/> Cidade	___/6

© Z. Nasreddine MD www.mocatest.org  
 Versão experimental Brasileira: Ana Luisa Rosas Sarmento  
 Paulo Henrique Ferreira Bertolucci - José Roberto Wajman

TOTAL Adicionar 1 pt se ≤ 12 anos de escolaridade \_\_\_/30