

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ABC
CENTRO DE ENGENHARIA, MODELAGEM E CIÊNCIAS SOCIAIS APLICADAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

Damiana Aparecida dos Santos

Estudo do equilíbrio de pessoas idosas e jovens para criação de uma base de dados aberta

São Bernardo do Campo - SP

2016

Damiana Aparecida dos Santos

Estudo do equilíbrio de pessoas idosas e jovens para criação de uma base de dados aberta

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal do ABC, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Linha de pesquisa: Biomecânica, controle motor.

Orientador: Prof^o Dr^o Marcos Duarte

São Bernardo do Campo – SP

2016

Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal do ABC
Elaborada pelo Sistema de Geração de Ficha Catalográfica da UFABC
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Santos, Damiana Aparecida dos

Estudo do equilíbrio de pessoas idosas e jovens para criação de uma base de dados aberta / Damiana Aparecida dos Santos. — 2016.

148 fls. : il.

Orientador: Marcos Duarte

Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do ABC, Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica, São Bernardo do Campo, 2016.

1. posturografia estática. 2. controle postural. 3. centro de pressão. 4. biomecânica. 5. controle motor. I. Duarte, Marcos. II. Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica, 2016. III. Título.

Este exemplar foi revisado e alterado em relação à versão original, de acordo com as observações levantadas pela banca no dia da defesa, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Bernardo do Campo, ____ de _____ de 20__.

Assinatura do autor: _____

Assinatura do orientador: _____

Dedicatória

*Ao meu porto seguro:
meus pais (Tarciso e Leonilda) e minha avó (Julia)!*

Agradecimentos

Ao Prof^o Dr^o Marcos Duarte, sem dúvida você foi a minha base de apoio. Chefe, muito obrigada pela oportunidade, e acima de tudo pela confiança!

A todos os membros do Laboratório de Biomecânica e Controle Motor, em especial à Claudiane pelo incentivo e amizade e à Desirée pela valiosa contribuição.

Ao Centro de Referência do Idoso de Santo André (CRISA), em especial ao Paulo que se dispôs a contribuir conosco.

A todos que ajudaram direta ou indiretamente para com este trabalho, em especial a todos os participantes voluntários que disponibilizaram uma hora de seu tempo para nos ajudar.

À FAPESP, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, pela bolsa de mestrado concedida (#13/26829-1).

À FAPESP, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, pelo auxílio à pesquisa concedido (#14/13247-7).

RESUMO

Alterações associadas ao envelhecimento e algumas doenças podem afetar o controle postural influenciando de maneira negativa a qualidade de vida das pessoas. Há muitos testes que podem ser utilizados para descrever o controle postural do ser humano, entretanto, ainda não há um consenso de quais são os melhores testes a serem empregados durante a avaliação para extrair informações relevantes da condição de equilíbrio do indivíduo. O objetivo deste estudo foi implementar um conjunto de dados público com resultados de avaliações qualitativas e quantitativas relacionadas ao equilíbrio do corpo humano e assim permitir que diferentes centros de pesquisa tenham acesso a dados de referência para comparação e análises em um mesmo conjunto de dados. O controle postural dos sujeitos foi avaliado pela técnica de posturografia utilizando uma plataforma de força e pelo *Mini Balance Evaluation Systems Tests*. No teste de posturografia, nós avaliamos os sujeitos durante a postura ereta quieta por 60 s em quatro diferentes condições posturais em que a informação visual e de superfície de apoio foram manipuladas: em superfície firme com olhos abertos, em superfície firme com olhos fechados, em superfície macia com olhos abertos, e em superfície macia com olhos fechados. Cada condição postural foi desempenhada três vezes por cada sujeitos e a ordem das condições posturais foi randomizada entre os sujeitos. Em adição, para melhor caracterizar os sujeitos nós empregamos os seguintes testes: *Short Falls Efficacy Scale International*, Questionário Internacional de Atividade Física – versão curta, e *Trail Making Test*. Os sujeitos também foram entrevistados para coletar informações referentes às suas características socioculturais, demográficas e de saúde. O conjunto de dados compreende sinais da plataforma de força (dados brutos das forças, dos momentos de força, e dos centros de pressão) de 163 sujeitos e informações sobre os sujeitos, as condições de equilíbrio, e os resultados das demais avaliações. Este estudo está publicado em Santos DA, Duarte M. (2016) *A public data set of human balance evaluations. PeerJ Preprints 4:e2162v1* <https://doi.org/10.7287/peerj.preprints.2162v1>.

Palavras-chave: posturografia estática, controle postural, centro de pressão, biomecânica, controle motor.

ABSTRACT

Age-related disabilities and certain illnesses affect body balance in humans and can negatively influence their health and quality of life. There is a large variety of tests to describe balance in humans and there is no consensus yet on the best tests and their implementation details in order to extract meaningful information about subject's balance condition. The goal of this study was to create a public data set with results of qualitative and quantitative evaluations related to human balance to allow access of a normative reference for data comparison and testing analysis from different centers. Subject's balance was evaluated by posturography using a force platform and by the Mini Balance Evaluation Systems Tests. In the posturography test, we evaluated subjects during standing still for 60 s in four different conditions where vision and the standing surface were manipulated: on a rigid surface with eyes open; on a rigid surface with eyes closed; on an unstable surface with eyes open; on an unstable surface with eyes closed. Each condition was performed three times and the order of the conditions was randomized among subjects. In addition, the following tests were employed in order to better characterize each subject: Short Falls Efficacy Scale International; International Physical Activity Questionnaire Short Version; and Trail Making Test. The subjects were also interviewed to collect information about their socio-cultural, demographic, and health characteristics. The data set comprises signals from the force platform (raw data for the force, moments of forces, and centers of pressure) of 163 subjects and information about the subjects and balance conditions and the results of the other evaluations. The results of this study are also published in Santos DA, Duarte M. (2016) *A public data set of human balance evaluations. PeerJ Preprints 4:e2162v1* <https://doi.org/10.7287/peerj.preprints.2162v1>.

Keywords: static posturography, postural control, center of pressure, biomechanics, motor control.

Lista de Ilustrações

Figura 1: Estrutura relativa, por sexo e idade - Brasil – 1940/2050.	19
Figura 2: Teste de Alcance Multidirecional.....	29
Figura 3: <i>Standing Test for Imbalance and Disequilibrium</i>	33
Figura 4: <i>Low contrast visual acuity chart</i>	37
Figura 5: <i>Tactile sensitivity test</i>	38
Figura 6: <i>Near tandem stand test</i>	38
Figura 7: <i>Alternate step test</i>	39
Figura 8: <i>Sit to stand test</i>	39
Figura 9: Teste da Borda de Melbourne.	43
Figura 10: Teste de Dependência do campo visual.	43
Figura 11: Plataforma de força retangular.	56
Figura 12: Sway Meter.....	57
Figura 13: Goniômetro.....	61
Figura 14: Superfícies de apoio.	85
Figura 15: Sala de posturografia estática.	87
Figura 16: Plataforma de Força AMTI e Sistema de Coordenadas.	88
Figura 17: Marcações para os pés dos sujeitos na plataforma de força.	90
Figura 18: Características dos sujeitos sem deficiência por gênero.	97
Figura 19: Exemplos dos boxplots das sete perguntas da versão curta da FES-I.	99
Figura 20: Exemplos dos boxplots da pontuação total da versão curta da FES-I.....	100
Figura 21: Exemplos dos boxplots da versão curta do IPAQ referente a frequência das atividades.	101
Figura 22: Exemplos dos boxplots da versão curta do IPAQ referente a duração das atividades.	102
Figura 23: Exemplo da mediana, primeiro e terceiro quartis do Mini-BESTest.	104
Figura 24: Conjunto de dados das avaliações qualitativas para os sujeitos sem deficiência.	106
Figura 25: Exemplos dos dados brutos da plataforma de força.	107
Figura 26: Exemplos das séries temporais do deslocamento do COP.	108

Figura 27: Exemplos da área, da velocidade média resultante e da frequência média resultante do COP.....	109
Figura 28: Média e 95% do intervalo de confiança para área, velocidade média resultante e frequência média resultante do COP.....	111
Figura 29: Exemplo com 31 linhas de uma tentativa de estabilografia do conjunto de dados BDS.	114

Lista de Tabelas

Tabela 1: Variáveis e equações de análise global do deslocamento do COP.	72
Tabela 2: Condições Posturais e os números de identificação.	90
Tabela 3: Características dos sujeitos.	95
Tabela 4: Exemplos dos dados brutos do TMT.	103
Tabela 5: Exemplo com as 14 primeiras colunas do arquivo BDSinfo.txt.	118

Lista de Siglas

COP: Centro de Pressão
BDS: Balance Datasets
COPx: COP na direção Ântero-Posterior
COPy: COP na direção Médio-Lateral
COM: Centro de Massa
COGv: Projeção vertical do Centro de Gravidade
SNC: Sistema Nervoso Central
COG: Centro de Gravidade
TUG: *Timed “Get-Up and Go”*
TAF: Teste de Alcance Funcional
POMA: Teste de Mobilidade Orientada pelo Desempenho
TEB: Teste de Equilíbrio de Berg
BRDF: Bateria Rápida de Desempenho Físico
ABVD: Atividades Básicas da Vida Diária
SIDE: *Standing Test for Imbalance and Disequilibrium*
Mini-BESTest: *Mini - Balance Evaluation Systems Test*
Quickscreen: *Quickscreen Clinical Falls Risk Assessment*
FES: *Falls Efficacy Scale*
FES-I: *Falls Efficacy Scale International*
EVG: Estimulação Vestibular Galvânica
TCISE: Teste Clínico de Interação Sensorial no Equilíbrio
SOT: Teste de Organização Sensorial
TMT: *Trail Making Test*
IPAQ: Questionário Internacional de Atividade Física
MET: Equivalente Metabólico
PF: Plataforma de Força
TIOC: Teste Instrumentado de Oscilação Corporal
EMG: Eletromiografia
COP AP: COP na direção Ântero-Posterior

COP ML: COP na direção Médio-Lateral

RMS: *Root Mean Square*

UFABC: Universidade Federal do ABC

CRISA: Centro de Referência do Idoso de Santo André

TCLE: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Fx: Força de reação do solo no eixo x (horizontal)

Fy: Força de reação do solo no eixo y (horizontal)

Fz: Força de reação do solo no eixo z (vertical)

Mx: Momento de Força de reação do solo no eixo x

My: Momento de Força de reação do solo no eixo y

Mz: Momento de Força de reação do solo no eixo z

BMC lab: Laboratório de Biomecânica e Controle Motor

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	15
2 OBJETIVO.....	17
3 JUSTIFICATIVA	17
4 REVISÃO DA LITERATURA.....	18
4.1 Envelhecimento	18
4.2 Quedas.....	19
4.3 Controle Postural	20
4.4 Efeitos do envelhecimento no sistema de controle postural	22
4.5 Técnicas de avaliações qualitativas e quantitativas do controle postural.....	26
4.5.1 Avaliações qualitativas do controle postural.....	26
4.5.2 Avaliações quantitativas do controle postural	51
4.6 Acesso público à pesquisa.....	73
5 MÉTODOS	75
5.1 Local do estudo.....	76
5.2 Aspectos éticos.....	76
5.3 Tamanho da amostra.....	76
5.4 Recrutamento dos sujeitos	77
5.5 Critérios de Seleção.....	77
5.6 Procedimentos experimentais	77
5.7 Tarefas experimentais	78
5.7.1 Questionários	78
5.7.2 Testes Qualitativos	79
5.7.3 Teste Quantitativo	85
5.8 Processamento dos dados	92
5.9 Balance Datasets	93
6 RESULTADOS	94
6.1 Características dos sujeitos	94
6.2 Testes qualitativos.....	97

6.2.1 <i>Short Falls Efficacy Scale International</i>	97
6.2.2 Questionário Internacional de Atividade Física – versão curta	100
6.2.3 <i>Trail Making Test</i>	102
6.2.4 <i>Mini Balance Evaluation Systems Tests</i>	103
6.2.5 Exploração das avaliações qualitativas	105
6.3 Teste Quantitativo.....	106
6.3.1 Dados brutos da plataforma de força	106
6.3.2 Tarefa postura ereta quieta	107
6.3.3 Condições sensoriais.....	108
6.4 Desempenho dos sujeitos nas tarefas experimentais.....	111
6.5 <i>Balance Datasets</i>	112
7 DISCUSSÃO.....	118
8 LIMITAÇÕES DO ESTUDO	122
9 CONSIDERAÇÕES FINAIS	122
10 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	123
11 APÊNDICES	141
12 ANEXO	145

1 Introdução

Ter o controle estável da posição do corpo no ambiente é crucial para que todos os indivíduos possam desempenhar suas atividades diárias (Winter *et al.*, 1990). Com o envelhecimento pode ocorrer a deterioração do sistema de controle postural e muitas pessoas idosas apresentam dificuldades em realizar atividades que demandam um maior controle da posição do corpo no ambiente, como permanecer em pé (Lord *et al.*, 2007). É bem reportado na literatura que pessoas idosas tendem a apresentar maior amplitude de oscilação corporal quando solicitadas a ficar em postura ereta quieta do que adultos mais jovens (Sheldon, 1963; Horak *et al.*, 1989; Alexander, 1994; Prado *et al.*, 2007).

Avaliar o sistema de controle postural é um meio viável para identificar deficiências que podem interferir no desempenho das tarefas diárias de equilíbrio e mobilidade. Há uma variedade de testes que podem ser utilizados para esse propósito, entre eles estão os testes qualitativos e os testes quantitativos; alguns destes testes serão revisados neste estudo. Os testes qualitativos são muito utilizados em ambientes clínicos pois são mais simples, rápidos de administrar e requerem equipamentos mínimos para o rastreamento de comprometimentos nos sistemas neuromuscular, musculoesquelético e sensorial (Horak, 1997; Cohen e Kimball, 2008). Por outro lado, as avaliações quantitativas são mais complexas e demandam equipamentos mais sofisticados, como a plataforma de força (Horak, 1997; Cohen e Kimball, 2008).

Os testes qualitativos são importantes para verificar o desempenho do sujeito e identificar possíveis limitações durante a execução das tarefas posturais (Horak, 1997), como manter-se sentado ou em posição ereta de maneira independente e segura (Shumway-Cook e Woollacott, 2010). A habilidade de controlar o corpo pode ser alterada em diferentes tarefas posturais devido a vários fatores, por exemplo, a superfície de apoio, o ambiente físico, o estado cognitivo e o uso de medicamentos, no entanto, muitos dos testes qualitativos não avaliam alguns dos fatores mencionados o que pode interferir no rastreamento de deficiências no sistema de controle postural (Teranishi *et al.*, 2010; Teranishi *et al.*, 2011)

Devido ao sistema subjetivo de pontuação dos testes qualitativos, os resultados podem ter diferentes interpretações entre diferentes profissionais (Visser *et al.*, 2008) e empregar apenas estes testes pode não ser suficiente para determinar problemas posturais. Portanto, técnicas mais sofisticadas, como a posturografia estática, comumente utilizada, são necessárias para suprir a

limitação destas avaliações. A técnica de estabilografia pode ser utilizada de maneira complementar ou substituta aos testes qualitativos que avaliam o controle postural humano (Visser *et al.*, 2008).

No entanto, a falta de um protocolo padronizado para a aquisição dos dados de posturografia estática com a plataforma de força é uma possível limitação desta técnica. Dentre os procedimentos experimentais da posturografia estática estão a frequência de aquisição, o período de aquisição, o número de aquisição, o posicionamento dos pés na plataforma de força, as alterações nas informações sensoriais (como presença da informação visual, olhos abertos, e, ausência da informação visual, olhos fechados) e distância entre o indivíduo e o alvo visual (Visser *et al.*, 2008; Duarte e Freitas, 2010; Ruhe *et al.*, 2010). Este trabalho revisará alguns dos estudos que têm investigado os melhores parâmetros para a aquisição dos dados de posturografia estática.

Após adquirir os dados de posturografia estática com a plataforma de força, o segundo passo é analisar os sinais do deslocamento do centro de pressão (COP). O deslocamento do COP é a medida quantitativa mais comum para caracterizar a condição de equilíbrio do corpo humano e é apresentado como dados numéricos nas direções ântero-posterior e médio-lateral. Para analisar os sinais do deslocamento do COP, é importante empregar métodos de análise que sejam eficientes para encontrar informações relevantes sobre o controle postural do indivíduo. Contudo, há uma variedade de métodos para analisar os sinais de estabilografia, novos métodos estão surgindo e outros estão em desenvolvimento. Essa variedade de métodos de análise revela um ponto crítico na área, pois ainda não são claros quais métodos são mais adequados para análise dos sinais de estabilografia. Parte deste problema pode ser explicado pelo fato de que diferentes grupos de pesquisadores trabalham com um pequeno conjunto de dados, e os protocolos utilizados durante a coleta de dados e os conjuntos de dados utilizados para descrever o deslocamento do COP são diferentes entre os diferentes centros de pesquisa.

Portanto, este estudo pretende preencher essa lacuna e implementar um conjunto de dados público com dados de controle postural, seguindo os paradigmas do *Open Science*. O *Open Science* visa a disponibilização livre, gratuita e com qualidade de todas as informações, os dados, os códigos e as ferramentas que foram utilizadas no estudo (Kon, 2013).

Com este repositório de dados, a comunidade científica poderá utilizar o mesmo conjunto de dados, comparar de maneira mais eficiente os procedimentos experimentais da posturografia estática aqui utilizados e testar e validar os diferentes métodos de análise dos sinais de

estabilografia existentes na literatura e novos métodos com o mesmo conjunto de dados. Dessa forma, as vantagens e as desvantagens de cada método, desde a aquisição até a análise dos dados, e sua real contribuição para a área poderão ser mais claras. Além disso, para complementar o conjunto de dados de equilíbrio do corpo humano, iremos também disponibilizar as informações obtidas com os testes qualitativos.

2 Objetivo

O objetivo principal deste estudo foi implementar um repositório de dados público de sinais de estabilografia de pessoas idosas e adultos jovens e maduros durante a postura ereta quieta. Partindo deste objetivo, nossas metas foram:

1. Adquirir e analisar os dados de posturografia estática dos sujeitos,
2. Complementar o conjunto de dados com diversas informações,
3. Disponibilizar os dados de forma pública na internet.

3 Justificativa

A implementação e disponibilização de um conjunto de dados público de sinais biológicos específicos sobre o controle postural permitirá que diferentes grupos de pesquisa tenham acesso a dados de referência e possam utilizar os dados brutos dos sinais de estabilografia disponibilizados, comparar os procedimentos experimentais da posturografia estática e testar métodos inovadores de análise do sinal de estabilografia em um mesmo conjunto de dados. A disponibilização dos dados brutos obtidos com os testes qualitativos permitirá uma melhor caracterização dos sujeitos e a comparação destes testes com o teste quantitativo. Este estudo enquadra-se nos paradigmas na ciência que tem sido denominado de *Open Science e Big Data*.

4 Revisão da literatura

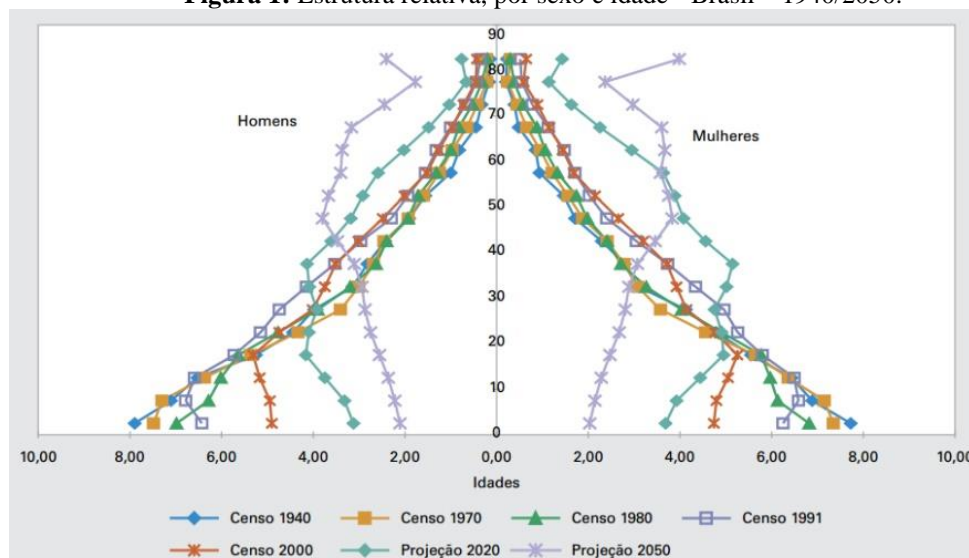
Primeiro, serão apresentados de maneira breve os seguintes tópicos: Envelhecimento, Quedas, Controle Postural e Efeitos do envelhecimento no sistema de controle postural. Depois serão apresentadas algumas Técnicas de avaliações qualitativas e quantitativas do sistema de controle postural. Por fim, será descrito sobre o Acesso público à pesquisa.

4.1 Envelhecimento

A expectativa ou esperança de vida da população mundial está crescendo em ritmo acelerado o que caracteriza o século XXI por um grande fenômeno, o envelhecimento da população. O processo de envelhecimento é dinâmico e resulta da transição demográfica em que as reduções das taxas de mortalidade são seguidas por reduções das taxas de fertilidade. A esperança de vida em 1950 foi de 65 anos nos países desenvolvidos e de 42 anos nos países em desenvolvimento. A estimativa entre os anos de 2010 e 2015 é de 78 anos para os países desenvolvidos e de 68 anos para os países em desenvolvimento (United Nations, 2013).

A proporção da população mundial com idade igual ou superior a 60 anos passará de 11% para 22%, entre os anos de 2000 e 2050, um valor absoluto que corresponde a 2 bilhões de pessoas idosas. Este número excederá para mais do que o dobro do número da população em 2013 que representou 841 milhões de pessoas idosas (United Nations, 2013; Who, 2014).

No Brasil, o aumento no número de idosos está ocorrendo de maneira muito rápida (Veras, 2009). Segundo o Censo IBGE/2010, a população brasileira com 65 anos ou mais representava 4,8% em 1991 e 5,9% em 2000. Atualmente, a proporção de idosos brasileiros corresponde a 7,4% (Ibge, 2010). Este fenômeno pode ser observado na figura 1 que apresenta a estrutura relativa, por sexo e idade no Brasil, censo de 1940 até uma projeção para 2050. O perfil da estrutura etária da população brasileira, até o final da década de 1970, por exemplo, era de adultos jovens. Com o avanço do processo de transição demográfica, ocorre o estreitamento da base e o alargamento do topo da pirâmide etária caracterizando o envelhecimento populacional (Ibge, 2009).

Figura 1: Estrutura relativa, por sexo e idade - Brasil – 1940/2050.

Fonte: IBGE, Indicadores Sociodemográficos e de Saúde no Brasil (Ibge, 2009).

As mudanças no perfil demográfico estão acompanhadas de desafios, nos quais muitos idosos perdem a capacidade de viver de maneira independente devido a problemas de saúde física ou mental (Who, 2014). Segundo o Censo IBGE/2010, a prevalência de deficiências decorrentes das limitações do processo de envelhecimento humano, como redução da acuidade visual e auditiva e da habilidade motora do indivíduo, foi de 67,7% (Ibge, 2010).

4.2 Quedas

As quedas representam a segunda maior causa de morbidade e mortalidade entre pessoas com idade igual ou superior a 65 anos. Restrições em atividades da vida diária e imobilidade além de reduzir a qualidade de vida e a independência do indivíduo e contribuir para a prematura admissão em casas de repouso, são algumas das consequências devido às quedas (Tinetti *et al.*, 1988; Murphy, 2000; Gillespie *et al.*, 2003; Rubenstein, 2006; Lord *et al.*, 2007; Who, 2012).

Existem diferentes maneiras de se definir quedas, por exemplo, em ambientes clínicos, segundo a *World Health Organization* (2012), as quedas podem ser definidas como um evento que leva um indivíduo ao chão ou um nível mais baixo de maneira não intencional. Em ambientes de pesquisa, queda ou perda de equilíbrio pode ser entendida como o deslocamento do centro de massa para fora dos limites de estabilidade ou uma situação de ameaça que leva o indivíduo a

recuperar o equilíbrio por meio de estratégias posturais (Shumway-Cook e Woollacott, 2010; Who, 2012).

O aumento da incidência de quedas em pessoas idosas sugere que um ou mais dos componentes sensoriais, incluindo os sistemas vestibular, visual e somatossensorial; motor e nervoso declinem com a idade (Sixt e Landahl, 1987; Peterka e Black, 1990; Speers *et al.*, 2002; Sturnieks *et al.*, 2008). Em adição alguns fatores como déficits visuais, fraqueza muscular, redução da propriocepção e da sensação ao toque nos membros inferiores, histórico de quedas, alguns medicamentos, perigos ambientais e distúrbios de marcha e equilíbrio contribuem para o aumento do risco de quedas. Avaliar o sistema de controle postural da população idosa é importante para entender seu funcionamento e identificar possíveis déficits de equilíbrio (Horak *et al.*, 1989; Tiedemann, 2006; Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

4.3 Controle Postural

Ter o controle estável da posição do corpo no ambiente é crucial para que todos os indivíduos possam desempenhar suas atividades diárias (Winter *et al.*, 1990) como andar, levantar-se de uma cadeira, alcançar um objeto ou até mesmo ficar parado em pé (Duarte e Freitas, 2010).

A posição do corpo no espaço é sustentada por meio da orientação e do equilíbrio postural (Horak, 2006; Shumway-Cook e Woollacott, 2010). A orientação postural refere-se à habilidade de manter uma relação entre a posição do corpo e os segmentos corporais e o ambiente em que uma tarefa é executada (Horak e Macpherson, 1996; Shumway-Cook e Woollacott, 2010). O equilíbrio ou estabilidade postural envolve a coordenação de estratégias sensório-motoras para estabilizar o centro de massa (COM) do corpo dentro da base de apoio (Horak, 2006).

Para que o indivíduo mantenha o equilíbrio do seu corpo quando está parado em pé, o sistema neural integra as informações dos receptores sensoriais e motores do corpo (Duarte e Zatsiorsky, 2000). As informações que contribuem para o controle da postura são processadas por algumas áreas do cérebro como cerebelo, tronco cerebral, gânglios da base e córtex sensório-motor. Os sinais enviados pela medula espinhal e pelos nervos periféricos ativam os músculos dos membros inferiores e do segmento do tronco permitindo o controle do corpo (Maylor *et al.*, 2001). O sistema sensorial fornece informações sobre a posição do corpo e dos segmentos corporais no ambiente. O sistema motor atua no controle postural por meio das ativações musculares que permitem a realização dos movimentos corporais. O sistema neural envolve processos que

permitem as sinergias neuromusculares para recuperar o equilíbrio do corpo, garantir os mecanismos antecipatórios para planejar o movimento e os mecanismos adaptativos para reagir às mudanças de uma tarefa, e integrar e interpretar as informações sensoriais dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial (Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

Do ponto de vista mecânico, para atingir o equilíbrio de um corpo é necessário que a somatória de todas as forças e momentos de forças horizontais que agem sobre ele sejam iguais a zero. Exemplos de forças que atuam sobre o corpo humano são as forças externas caracterizadas pela força gravitacional, que atua em todo o corpo, e pela força de reação do solo, que atua sobre os pés. Em adição, existem as forças internas caracterizadas por perturbações fisiológicas, como os batimentos cardíacos e a respiração, ou as perturbações ocasionadas pela ativação dos músculos durante o controle da postura e dos movimentos corporais. Como essas forças aceleram o corpo humano em torno do seu centro de massa (COM), caracterizado por pequenas oscilações posturais, o corpo humano nunca está em perfeito equilíbrio quando estamos parados em pé. Portanto, pode-se definir a postura parada em pé como uma postura semi-estática (Duarte e Freitas, 2010).

Apesar da relevância do tema, o controle postural nos seres humanos é algo ainda não completamente compreendido e tem sido alvo de intensa pesquisa. Dentre as abordagens experimentais possíveis para investigação deste tema, a técnica mais utilizada para avaliar o equilíbrio do corpo é a posturografia ou estabilografia (Panzer *et al.*, 1995; Duarte e Freitas, 2010). Em posturografia estática, as oscilações posturais podem ser diretamente mensuradas e facilmente quantificadas pelo deslocamento do centro de pressão (COP) durante alguma tarefa onde é necessário o controle do corpo, por exemplo, quando o sujeito permanece em pé o mais parado possível sobre a plataforma de força. O COP é a localização do vetor resultante da força de reação do solo que atua nos pés do indivíduo sobre a plataforma de força e é dependente da projeção vertical do centro de gravidade (COG_v). O COG_v indica a posição global do corpo enquanto que o COP inclui os componentes dinâmicos da aceleração do corpo. O COP é o resultado das forças de inércia do corpo e de todas as forças de equilíbrio do sistema de controle postural (Winter, 1995; Duarte e Zatsiorsky, 2000; Lafond, Duarte, *et al.*, 2004; Winter, 2009; Duarte e Freitas, 2010).

Como nosso corpo oscila continuamente, o COP e o COG variam com o tempo e são afetados pela habilidade de controle do equilíbrio do indivíduo, que por sua vez é afetada pelo envelhecimento, doença, alteração permanente ou temporária dos sistemas nervoso, motor e sensorial e também pelo tipo de tarefa e em que condição a tarefa é executada.

4.4 Efeitos do envelhecimento no sistema de controle postural

A capacidade funcional do sistema biológico do ser humano aumenta durante os primeiros anos de vida, alcança seu pico no início da idade adulta, e, depois, naturalmente declina (Who, 2014). Os efeitos inevitáveis do processo natural do envelhecimento também conhecido como senescência podem ter resultados negativos para o sistema de controle postural como a instabilidade postural ou a perda de equilíbrio, importante fator de risco para quedas, que resulta da degeneração dos sistemas neuromuscular, musculoesquelético e sensorial (Horak *et al.*, 1989; Winter *et al.*, 1990; Winter *et al.*, 1998; Sturnieks *et al.*, 2008).

O processo de envelhecimento pode se manifestar como um déficit em qualquer tarefa que envolva a capacidade do indivíduo em manter a estabilidade do corpo, como no desempenho de movimentos voluntários, em responder a perturbações externas ou na postura ereta quieta (Lord *et al.*, 2007). O aumento na amplitude de oscilação do corpo, quantificado pelo deslocamento do COP, pode ser um indicativo de déficits no sistema de controle postural ou a adoção de diferentes estratégias posturais. Conforme as informações sensoriais ou a capacidade do sistema motor se deterioram, maiores correções posturais são necessárias (Panzer *et al.*, 1995). É bem reportado na literatura que pessoas idosas tendem a apresentar maior amplitude de oscilação corporal quando solicitadas a ficar em postura ereta quieta do que adultos mais jovens (Sheldon, 1963; Horak *et al.*, 1989; Alexander, 1994; Prado *et al.*, 2007). Este fenômeno é bastante revelador sobre como o controle do equilíbrio é deteriorado com o envelhecimento e doenças associadas com o avanço da idade.

4.4.1 Sistema Neuromuscular e suas mudanças no envelhecimento

As estratégias de movimento que os indivíduos utilizam para desempenharem suas atividades diárias são importantes para compreender como o Sistema Nervoso Central (SNC) as utilizam para o controle do corpo (Horak, 2006). O sistema neuromuscular coopera com o sistema de controle postural através da coordenação das forças que são exercidas para manter a posição do corpo no espaço (Shumway-Cook e Woollacott, 2010). O SNC, baseado nas restrições biomecânicas do corpo, nas informações sensoriais, no contexto ambiental e na experiência, ativa uma sinergia motora (grupo de músculos que atuam como uma unidade funcional) para corrigir a posição do centro de gravidade (COG) ou prevenir o seu deslocamento (Horak *et al.*, 1989).

Classicamente, há três estratégias posturais utilizadas para manter a posição do corpo em meio ao deslocamento do COG ou perturbações externas. A estratégia de tornozelo é a mais utilizada, onde o COG se desloca por meio da rotação do corpo sobre a articulação do tornozelo e ocorre em movimentos mínimos nas articulações do joelho ou quadril. A estratégia de quadril recupera o COG através da flexão e extensão da articulação do quadril. A estratégia de passo realinha a posição do COG dentro de uma nova base de apoio a partir de um rápido passo (Horak *et al.*, 1989). Na verdade, estas estratégias devem ser vistas como extremos de um contínuo de estratégias possíveis e que são empregadas no dia a dia para controle da postura ereta humana em diferentes condições.

Para indivíduos saudáveis, o uso de uma estratégia de movimento depende da superfície de apoio e da perturbação. A estratégia do tornozelo é utilizada em resposta a pequenas perturbações em uma superfície de apoio firme, ampla e capaz de resistir ao torque rotacional do tornozelo. A estratégia do quadril é utilizada em resposta às perturbações maiores e mais rápidas e quando a superfície de apoio é macia ou estreita. A estratégia do passo normalmente é utilizada quando as duas primeiras estratégias não são suficientes para responderem às grandes perturbações (Horak *et al.*, 1989). Idosos dependem mais das estratégias de quadril quando estão em situações mais desafiadoras como permanecer em pé o mais parado possível sobre uma superfície de apoio estreita (Amiridis *et al.*, 2003).

4.4.2 Sistema Musculoesquelético e suas mudanças no envelhecimento

A flexibilidade articular e a força muscular, assim como, a habilidade do indivíduo em responder de maneira rápida e eficiente as perturbações externas ajudam a manter uma posição estável do corpo no ambiente (Horak *et al.*, 1989). Com o aumento da idade, essas características são reduzidas o que leva as respostas motoras do corpo a ficarem mais lentas (Sturnieks *et al.*, 2008).

O tamanho da base de apoio é uma restrição biomecânica importante para o sistema de controle postural. O tamanho da base de apoio é delimitado pelos pés e controla a posição do corpo no ambiente. Com o envelhecimento, os limites de estabilidade tornam-se mais estreitos (Horak, 2006), o que pode levar os idosos a tornarem-se mais instáveis.

4.4.3 Sistemas Sensoriais e suas mudanças no envelhecimento

O primeiro contato com o mundo externo ocorre através de estruturas neurais chamadas de receptores sensoriais, estes receptores transformam os diferentes estímulos sensoriais em energia elétrica (Kandel *et al.*, 2000). Os estímulos sensoriais são informações enviadas por sinais aferentes para a medula espinhal, tronco encefálico e mecanismos corticais no Sistema Nervoso Central (SNC) que as organizam e interpretam para gerar respostas motoras adequadas de acordo com o ambiente (Horak *et al.*, 1989; Peterka e Black, 1990).

Para manter o controle do corpo em diferentes contextos ambientais, como na postura ereta, é necessário que as informações dos sistemas sensoriais sejam integradas pelo SNC. O sistema vestibular sinaliza ao SNC a posição e os movimentos da cabeça em relação à gravidade. O sistema visual envia informações para o SNC sobre a posição e movimentos dos segmentos corporais um em relação ao outro e em relação ao ambiente. O sistema somatossensorial fornece informações para o SNC sobre a posição e os movimentos articulares do corpo em relação ao ambiente (Peterka e Black, 1990; Lord e Menz, 2000; Horak, 2006).

4.4.3.1 Sistema Vestibular

O ouvido interno é dividido entre a cóclea, parte do sistema auditivo e o labirinto, parte do sistema vestibular. O sistema vestibular é responsável por determinar a posição e os movimentos da cabeça em relação à gravidade e esta informação contribui para o equilíbrio através dos movimentos corretivos induzidos pelos caminhos vestibulo oculares e vestibulo espinhais (Cohen e Keshner, 1989; Bear *et al.*, 2008; Sturnieks *et al.*, 2008; Shumway-Cook e Woollacott, 2010). O sistema vestibular possui cinco receptores que podem medir acelerações lineares e angulares. As acelerações lineares, incluindo a produzida pela gravidade e as resultantes dos movimentos do corpo são detectadas pelos órgãos otolíticos, o utrículo e o sáculo. As acelerações angulares originadas pela rotação da cabeça ou do corpo são medidas por três canais semicirculares (Kandel *et al.*, 2000). Estes receptores transmitem a energia mecânica dos movimentos da cabeça para as células ciliares que se movem em direção oposta aos movimentos e traduzem esta energia em sinais elétricos. Os estímulos enviados pelas células ciliares são importantes pois coordenam respostas motoras, ajudam a estabilizar os olhos, contribuem para a orientação espacial e mantêm o controle da postura (Bear *et al.*, 2008).

A contribuição do sistema vestibular para o sistema de controle postural depende do tipo de perturbação que é imposta ao indivíduo, ou seja, se uma perturbação de maneira inesperada ocorre na superfície de apoio, como um movimento para trás, o indivíduo com déficit na entrada vestibular tem uma reação muscular normal da postura para induzir o corpo para frente. Por outro lado, se a cabeça tem uma maior perturbação do que a superfície de apoio, este mesmo indivíduo não consegue uma resposta de curta latência e torna-se instável (Sturnieks *et al.*, 2008).

Com o avanço da idade há uma redução no funcionamento do sistema vestibular. A perda na função vestibular pode comprometer a orientação espacial quando a informação visual não está presente (Cohen e Keshner, 1989).

4.4.3.2 Sistema Visual

A visão começa quando um estímulo de luz visível é refletido dentro do olho através da pupila e é focalizado pela córnea e pelo cristalino para formar a imagem dos objetos na retina. A retina contém fotorreceptores que são células especializadas para a visão. Há dois tipos de fotorreceptores, os cones, responsáveis pela visão central e resultam em uma visão mais detalhada, e, os bastonetes, responsáveis pela visão periférica e resultam em uma melhor sensibilidade ao contraste. Através do processo conhecido como transdução, esses receptores visuais reagem com a luz e desencadeiam sinais elétricos que são levados para o nervo óptico e depois seguem para o núcleo geniculado lateral no tálamo e em seguida viajam para a área visual primária no lobo occipital do córtex (Goldstein, 2010).

A visão permite identificar os objetos, determinar os movimentos do corpo, localizar os segmentos corporais e seus movimentos no ambiente (Lord, 2006; Goldstein, 2010; Shumway-Cook e Woollacott, 2010). A diminuição da acuidade visual com o envelhecimento, pode limitar o idoso à detectar perigos ambientais de baixo contraste, julgar distâncias e perceber a relação espacial entre objetos, além de aumentar a probabilidade de quedas (Lord, 2006).

4.4.3.3 Sistema Somatossensorial

O sistema somatossensorial está organizado em diferentes processos até chegar ao córtex somatossensorial e depois para suas áreas de associação (Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

Os receptores sensoriais do sistema somatossensorial estão organizados em: proprioceptores musculares, receptores articulares e receptores cutâneos. Os proprioceptores

musculares são compostos pelos Fusos Musculares que ajudam a regular as mudanças no comprimento dos músculos e pelos Órgãos Tendinosos de Golgi, localizados entre os músculos e os tendões, que reagem as mudanças de tensão muscular. Os receptores articulares permitem os movimentos de flexão e extensão das articulações do corpo. Os receptores cutâneos são responsáveis pelos movimentos reflexos e pela orientação do corpo no ambiente (Kandel *et al.*, 2000; Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

A sensação de conhecer a posição e o movimento dos segmentos do corpo são importantes para controlar os movimentos, manipular objetos que diferem na forma e peso e manter uma postura ereta (Kandel *et al.*, 2000). O sistema somatossensorial é importante para a estabilidade postural, foi observado um aumento na oscilação do corpo de pessoas idosas ao desempenharem tarefas posturais em superfícies de apoio instáveis (Lord e Menz, 2000).

4.5 Técnicas de avaliações qualitativas e quantitativas do controle postural

Há uma diversidade de testes clínicos utilizados para avaliar o controle postural, entretanto, não há um consenso do mais adequado para rastrear déficits particulares de equilíbrio. Alguns testes são específicos para avaliar o controle postural quando o sujeito está em posição ereta ou caminhando, outros testes são específicos para avaliar sujeitos frágeis, em risco de quedas, institucionalizados ou sujeitos saudáveis (Cohen e Kimball, 2008).

Os objetivos dos testes clínicos são identificar possíveis déficits do sistema de controle postural, determinar a causa do problema e planejar um tratamento, se necessário. As ferramentas de avaliação podem ser as qualitativas, como o Teste *Timed "Get-Up and Go"*, e as quantitativas, como a técnica de estabilometria (Horak, 1997).

As avaliações qualitativas requerem equipamentos mínimos para o rastreamento de problemas de equilíbrio, por exemplo, cronômetro, cadeira, mesa, caneta, régua e/ou fita métrica. Por outro lado, as avaliações quantitativas demandam equipamentos mais sofisticados, como a plataforma de força para mensurar as forças na superfície de apoio, a eletromiografia e o sistema de câmeras para avaliar a cinemática e a biomecânica dos movimentos articulares do corpo (Horak, 1997).

4.5.1 Avaliações qualitativas do controle postural

Os testes qualitativos são importantes para verificar o desempenho do sujeito nas tarefas que requerem o controle do corpo e identificar possíveis limitações durante a execução de algumas

tarefas (Horak, 1997), como manter-se sentado ou em posição ereta de maneira independente e segura, ter o controle estável do corpo ao se levantar de uma cadeira ou ficar na ponta dos pés para alcançar um objeto e recuperar a posição do corpo ao se deparar com uma perturbação inesperada. Alguns testes também têm sido utilizados para avaliar as condições sensoriais do controle postural, a percepção do sujeito com relação à postura e para predizer o risco de quedas do sujeito (Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

Os testes qualitativos são mais simples, fáceis e rápidos de administrar e geralmente são pontuados por meio de escalas ordinais (Cohen e Kimball, 2008). Dentre os vários testes qualitativos, revisaremos algumas medidas utilizadas em ambientes clínicos e de pesquisa para avaliar o equilíbrio funcional baseadas no desempenho das tarefas posturais, avaliações para identificar o risco de quedas, testes para avaliar a capacidade funcional do indivíduo, testes para avaliar as respostas sensoriais do corpo, teste neuropsicológico e teste para avaliar o nível de atividade física.

4.5.1.1 Testes qualitativos de desempenho das tarefas posturais

Nesta parte serão apresentados alguns testes qualitativos baseados no desempenho das tarefas posturais como o *Timed “Get-Up and Go”* (TUG), o Teste de Alcance Funcional (TAF), o Teste de Alcance Multidirecional, o Teste de Mobilidade Orientada pelo Desempenho (POMA), o Teste de Equilíbrio de Berg (TEB), o *Standing Test for Imbalance and Disequilibrium* (SIDE) e o *Mini Balance Evaluation System Tests* (Mini-BESTest).

4.5.1.1.1 *Timed “Get-Up and Go”*

O *Timed “Get-Up and Go”* (TUG) foi proposto por Mathias *et al.* (1986) para detectar os problemas que afetam a mobilidade funcional em pessoas idosas e pessoas frágeis (Mathias *et al.*, 1986; Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

Para esta avaliação, o sujeito levanta-se de uma cadeira, anda 3 metros, vira, retorna e senta-se na cadeira. O desempenho do sujeito é baseado na observação do avaliador e é pontuado em uma escala de 1 a 5 pontos, sendo 1 considerado como mobilidade normal e 5 considerado como mobilidade severamente anormal (Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

Para suprir a imprecisão na pontuação do TUG, Podsiadlo e Richardson (1991) modificaram a versão original, ou seja, o teste agora é cronometrado e sua pontuação é dada pelo

tempo que o sujeito desempenha a tarefa. Um achado é que pacientes neurológicos estáveis que desempenharam o TUG em menos de 20 s foram mais independentes nas tarefas de mobilidade (Podsiadlo e Richardson, 1991). O TUG mostrou ser um teste válido tanto para identificar a mobilidade funcional quanto para predizer o risco de quedas de idosos que vivem na comunidade (Shumway-Cook *et al.*, 2000).

4.5.1.1.2 Teste de Alcance Funcional

O Teste de Alcance Funcional (TAF), desenvolvido por Duncan *et al.* (1990), avalia o equilíbrio de pessoas idosas. Esse teste pode ser útil para detectar alterações no sistema de controle postural ao longo do tempo e predizer o risco de quedas do sujeito.

Durante a avaliação, os sujeitos são solicitados a ficarem em postura ereta, com os pés afastados na largura dos ombros e sem movimentá-los, um braço relaxado ao lado do corpo e o outro braço estendido na direção horizontal em 90 graus. A tarefa dos sujeitos é alcançar um objeto, sem dar um passo ou perder o equilíbrio, localizado a certa distância. A pontuação é dada pela distância máxima de alcance ao objeto, ou seja, quanto maior a distância alcançada melhor a capacidade de manter a estabilidade do corpo (Duncan *et al.*, 1990).

O TAF foi identificado como uma ferramenta confiável e válida para predizer o risco de quedas de idosos (Duncan *et al.*, 1990; Duncan, P. W. *et al.*, 1992). No entanto, Maranesi *et al.* (2014) verificaram que seus sujeitos com neuropatia diabética adotaram diferentes estratégias de movimento durante a tarefa para alcançar um objeto à sua frente e sugeriram utilizar o TAF juntamente com o método cinemático do movimento humano para fornecer informações mais exatas de como o controle do corpo é mantido durante o desempenho da tarefa e predizer o risco de quedas dos sujeitos (Maranesi *et al.*, 2014). Algumas variáveis como idade e altura podem influenciar de maneira significativa na pontuação do TAF (Duncan *et al.*, 1990).

4.5.1.1.3 Teste de Alcance Multidirecional

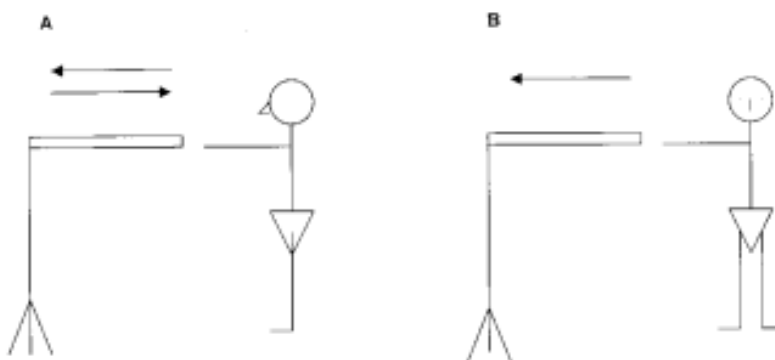
O Teste de Alcance Multidirecional (Figura 2), diferente do Teste de Alcance Funcional, é uma ferramenta que avalia os limites de estabilidade do sujeito nas direções, ântero-posterior e médio-lateral (Newton, 2001).

Neste teste, uma régua de metro é fixada em um telescópio tripé que está posicionado no chão e à altura do acrômio do sujeito. O sujeito é orientado a estender seu braço em um ângulo de

90 graus para alcançar a régua de metro. As instruções são dadas “sem movimentar seus pés ou dar um passo, alcance o máximo (direção dada) que você conseguir e tente manter sua mão ao longo do metro”. Ambos os braços, direito e esquerdo, são testados. A pontuação é referente à diferença entre a distância inicial e final de alcance ao metro enquanto o sujeito mantém seu equilíbrio (Newton, 2001; Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

É uma ferramenta confiável e válida para avaliar os limites de estabilidade do sujeito e pode ser utilizado com outras ferramentas (como o TUG e o Teste de Equilíbrio de Berg) para medidas mais consistentes do equilíbrio (Newton, 2001).

Figura 2: Teste de Alcance Multidirecional.



Fonte: *Validity of the Multi-directional Reach test: a practical measure for limits of stability in older adults* (Newton, 2001).

4.5.1.1.4 Teste de Mobilidade Orientada pelo Desempenho

O Índice de Risco de Quedas foi adaptado para o Teste de Mobilidade Orientada pelo Desempenho (POMA) (Tinetti, 1986). Atualmente, o POMA tem sido utilizado para avaliar a mobilidade funcional do sujeito e determinar o risco de quedas em pessoas idosas e frágeis.

O POMA é dividido em duas avaliações, o teste de equilíbrio e o teste de marcha. O teste de equilíbrio consiste de tarefas em que o sujeito as executa com a alteração de diferentes posições do sentado para o em pé. Dessa forma, o equilíbrio pode ser avaliado na posição sentada, ao levantar e ao tentar se levantar de uma cadeira, posição ereta por curto e longo período de tempo, reação a partir de um leve empurrão, posição ereta com os olhos fechados, girar 360 graus e sentar. O teste de marcha avalia o início da marcha, o comprimento e a altura, a largura, a simetria e a continuidade dos passos, a caminhada e a estabilidade do tronco. A pontuação máxima do POMA

é 28 pontos e significa melhor nível de mobilidade (Faber *et al.*, 2006; Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

Um estudo que avaliou 254 idosos por meio de testes qualitativos (como TUG, POMA, e o teste de equilíbrio de Fragilidade e Lesão: Técnicas Intervenção de Estudos), mostrou que o POMA é válido e confiável para avaliar a mobilidade de idosos. Entretanto, foi menos exato para prever o risco de quedas dos sujeitos (Faber *et al.*, 2006).

4.5.1.1.5 Teste de Equilíbrio de Berg

O Teste de Equilíbrio de Berg (TEB) foi desenvolvido por Berg (1992) para avaliar o equilíbrio funcional de idosos, e, seu uso tem se propagado por uma variedade de estudos para avaliar pessoas com diferentes deficiências (Downs *et al.*, 2014).

O TEB baseia-se no desempenho de 14 tarefas da vida diária, por exemplo, levantar-se de uma cadeira, permanecer em posição ereta com apoio duplo e sem assistência, fazer transferência, girar 360 graus, pegar um objeto no chão, permanecer em posição ereta com os olhos fechados, alcançar um objeto, permanecer em posição ereta com um pé anterior ao outro pé, permanecer em posição ereta com apoio único e sem assistência. A pontuação máxima é de 56 pontos e cada item possui uma escala ordinal com cinco itens que variam entre 0 (incapaz de realizar a tarefa) e 4 (totalmente capaz de realizar a tarefa) pontos (Berg, 1992).

Um estudo de revisão mostrou que a capacidade de equilíbrio do sujeito ao desempenhar as tarefas requeridas pelo TEB varia com o aumento da idade. Alguns sujeitos apresentam um nível melhor de equilíbrio através de pontuações altas no teste, enquanto outros sujeitos demonstram déficits de equilíbrio (Downs *et al.*, 2014). Embora seja uma ferramenta de avaliação confiável e válida, o TEB também possui suas limitações.

Por exemplo, Harris *et al.* (2005) avaliaram a mobilidade funcional de 99 voluntários com acidente vascular encefálico (AVE) crônico. Os autores verificaram que a pontuação do TEB pode não estar associado com a incidência de quedas em pessoas com AVE crônico, pois não houve diferenças entre o grupo de pessoas com histórico de quedas e o grupo sem histórico de quedas. E, sugeriram atenção ao utilizar o TEB em pacientes com AVE crônico (Harris *et al.*, 2005). Whitney *et al.* (2003) compararam o TEB com o Teste de Marcha para avaliar pessoas com déficits vestibulares. Os autores verificaram que o TEB parece ser uma ferramenta de avaliação menos

sensível para identificar pessoas com desordens vestibulares e com alto risco de quedas (Whitney *et al.*, 2003).

4.5.1.1.6 Bateria Rápida de Desempenho Físico

A Bateria Rápida de Desempenho Físico (BRDF) é utilizada para avaliar marcha, equilíbrio, força e resistência dos membros inferiores de pessoas idosas (Guralnik *et al.*, 1994).

Compreende medidas de desempenho físico e medidas de funcionamento físico auto reportadas. As medidas de desempenho físico avaliam o equilíbrio (posição ereta normal, posição tandem, ou seja, um pé na frente do outro pé e posição parcialmente tandem), a marcha (caminhar em velocidade normal) e a habilidade (levantar-se de uma cadeira cinco vezes, sem assistência). A pontuação da medida de desempenho físico varia em uma escala de 0 (incapaz de completar a tarefa) a 4 (capaz de completar toda a tarefa) pontos. As medidas de funcionamento físico auto reportadas avaliam o nível de independência do sujeito para desempenhar atividades básicas da vida diária (ABVD), como tomar banho. Neste caso, os voluntários que necessitam de ajuda para essas atividades são classificados como deficientes nas ABVDs (Guralnik *et al.*, 1994).

Em um estudo que avaliou 5000 idosos em três diferentes comunidades, mostrou que a BRDF é uma ferramenta de avaliação válida para caracterizar o funcionamento da extremidade inferior. Os autores concluíram que as medidas de desempenho e auto reportadas são complementares e fornecem informações importantes sobre o idoso (Guralnik *et al.*, 1994).

4.5.1.1.7 *Standing Test for Imbalance and Disequilibrium*

O *Standing Test for Imbalance and Disequilibrium* (SIDE) foi desenvolvido por Teranishi *et al.* (2010) para identificar déficits no sistema de controle postural e pode ser aplicado em várias populações, como pacientes hospitalizados, residentes de casas de repouso com incapacidade física e/ou mental e pessoas idosas.

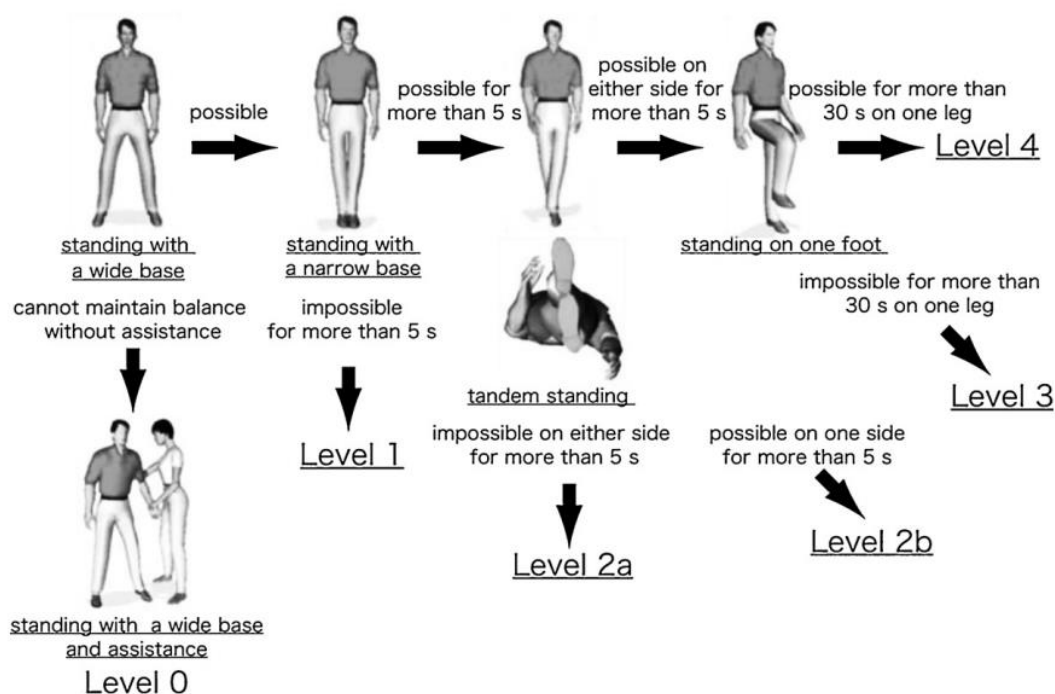
É uma escala simples, de uso rápido e fácil que avalia diferentes tarefas que são executadas na postura ereta estática (Teranishi *et al.*, 2011). A escolha pela postura ereta estática na avaliação do SIDE é por esta ser a posição adotada durante as atividades de vida diária e a capacidade de controle do equilíbrio na postura estática é um fator importante para predizer o risco de quedas de um indivíduo (Teranishi *et al.*, 2010).

Os níveis do SIDE estão dispostos em ordem de dificuldade (Figura 3), ou seja, o indivíduo não pode seguir para o próximo nível uma vez que perde o equilíbrio ou necessita de assistência no nível atual (Teranishi *et al.*, 2010).

O nível 0 corresponde ao indivíduo que necessita de alguma assistência para manter-se em posição ereta sobre uma base de apoio ampla, com os pés afastados na largura dos ombros. No nível 1, o indivíduo consegue se manter em posição ereta sobre uma base de apoio ampla e sem assistência, mas não consegue manter-se em posição ereta sobre uma base de apoio estreita, com os pés em contato medial, por mais de 5 s. No nível 2a, o indivíduo consegue manter-se em posição ereta sobre uma base de apoio estreita, com os pés em contato medial, por mais de 5 s, mas não consegue manter-se em posição tandem (com um pé na frente do outro pé em linha reta), por mais de 5 s. No nível 2b, o indivíduo consegue manter-se em posição tandem, com apenas um pé em liderança, por mais de 5 s. No nível 3, o indivíduo consegue manter-se em posição tandem, com ambos os pés em liderança, por mais de 5 s, mas tem dificuldade em manter-se em posição ereta com apoio único, com a perna direita ou esquerda, por mais de 30 s. No nível 4, o indivíduo consegue manter-se em posição ereta com apoio único, com ambas pernas, por mais de 30s (Teranishi *et al.*, 2010; Teranishi *et al.*, 2011).

Quando comparado com o Teste de Equilíbrio de Berg, o SIDE mostrou ser uma ferramenta válida e confiável para avaliar o controle postural dos indivíduos (Teranishi *et al.*, 2010).

Figura 3: *Standing Test for Imbalance and Disequilibrium.*



Fonte: *Validity study of the standing test for imbalance and disequilibrium (SIDE): Is the amount of body sway in adopted postures consistent with item order?* (Teranishi *et al.*, 2011).

4.5.1.1.8 Mini Balance Evaluation System Tests

O *Mini Balance Evaluation System Tests* (Mini-BESTest) é a versão mais curta do BESTest original. O BESTest foi desenvolvido por Horak *et al.* (2009). É uma ferramenta que avalia o equilíbrio clínico para ajudar na reabilitação direta de pessoas com déficits no sistema de controle postural e consiste em 36 itens divididos em seis domínios: Limites Biomecânicos, Limites de Estabilidade/Verticalidade, Ajuste Postural Antecipatórios, Resposta Postural, Orientação Sensorial e Estabilidade na Marcha (Horak *et al.*, 2009).

O Mini-BESTest contém 14 itens divididos em 4 domínios de equilíbrio: Ajuste Postural Antecipatório, Resposta Postural Reativa, Orientação Sensorial e Estabilidade na Marcha; sua pontuação máxima é 28 pontos e cada item varia de uma escala de 0 (desempenho anormal) a 2 (desempenho normal) pontos (Franchignoni *et al.*, 2010). O sistema Ajuste Postural Antecipatório é fundamental para os movimentos voluntários e inclui tarefas que requerem um movimento ativo do centro de massa do corpo durante a transição de uma posição para outra (Horak *et al.*, 2009). O sistema Resposta Postural Reativa avalia as reações do sujeito diante de uma situação perigosa, como escorregar, tropeçar ou ser empurrado e as tarefas requerem respostas compensatórias, por

meio de um passo, para uma perturbação externa que é induzida pelas mãos do avaliador (Horak *et al.*, 2009). O sistema Orientação Sensorial avalia a integração e interpretação das informações sensoriais com relação a posição do corpo e o ambiente, identificando qualquer aumento na oscilação do corpo durante a postura ereta, associada com alterações nas informações visuais e somatossensoriais (Horak *et al.*, 2009). O sistema Estabilidade na Marcha avalia o equilíbrio durante a caminhada e inclui tarefas que avaliam como o equilíbrio é alterado enquanto o sujeito caminha com diferentes movimentos, como viradas de cabeça, diferentes velocidades, tarefa cognitiva (Horak *et al.*, 2009).

O Mini-BESTest compreende as seguintes tarefas diárias de movimento: ficar em pé da posição sentada, sem apoio e com os braços cruzados na frente do peito; ficar na ponta dos pés, com os pés posicionados na largura dos ombros e mãos no quadril, por no mínimo 3 segundos; permanecer em pé com o apoio único e mãos no quadril, o máximo de tempo que conseguir; ficar de pé com os pés juntos e braços estendidos para baixo ao lado do corpo e inclinar para frente e para trás, contra as mãos do examinador e recuperar o equilíbrio com um passo, se necessário; ficar de pé com os pés juntos e braços estendidos para baixo ao lado do corpo e inclinar para o lado esquerdo e lado direito, contra as mãos do examinador e recuperar o equilíbrio com um passo, se necessário; manter-se de pé com os dois pés apoiados, sobre superfície de apoio firme, com os olhos abertos e mãos no quadril; manter-se de pé com os dois pés apoiados, sobre superfície de apoio macia (espuma), com os olhos fechados e mãos no quadril; manter-se de pé com os pés afastados na largura dos ombros, sobre uma rampa inclinada, com os olhos fechados e mãos no quadril; caminhar em três diferentes níveis de velocidade (normal, rápido e devagar); caminhar em velocidade normal e virar a cabeça para o lado direito ou lado esquerdo, conforme instrução; caminhar em velocidade normal, girar rápido e parar, conforme instrução; caminhar em velocidade normal e passar por cima de um obstáculo e continuar caminhando; e o teste *Timed "Get Up & Go"* com dupla tarefa (Maia *et al.*, 2013).

O Mini-BESTest é mais rápido de administrar do que sua versão original e apresentou excelentes características psicométricas (Índice de ajuste não normalizado=0,98 e Índice de ajuste comparativo=0,99) (Franchignoni *et al.*, 2010). Ao ser comparado com o Teste de Equilíbrio de Berg, o Mini-BESTest mostrou ser confiável e exato para avaliar sujeitos com déficits de equilíbrio (Godi *et al.*, 2013). Mostrou ser uma ferramenta clínica confiável para avaliar pacientes com doença de Parkinson e discriminar entre caidores e não caidores (Leddy *et al.*, 2011). O Mini-

BESTest tem sido utilizado em alguns estudos para avaliar o equilíbrio funcional de diferentes grupos de sujeitos (Wingert *et al.*, 2014; Jacobs *et al.*, 2015). Wingert *et al.* (2014) avaliaram sujeitos divididos em três grupos de idades e observaram que o grupo de idosos obteve pontuações mais baixas (76,8%) no Mini-BESTest total quando comparado aos grupos de jovens (96%) e de adultos maduros (87%). Os autores relataram ainda que o pior desempenho no Mini-BESTest foi observado entre os idosos com maior perda proprioceptiva na articulação do quadril (Wingert *et al.*, 2014). Jacobs *et al.* (2015) avaliaram um grupo de sujeitos com doença de Huntington e verificaram que estes pacientes exibiram menores pontuações no Mini-BESTest total (76%) quando comparados aos sujeitos do grupo controle (98%).

4.5.1.2 Testes qualitativos: risco de quedas e capacidade funcional

Nesta parte serão apresentados testes qualitativos para avaliar a capacidade funcional do indivíduo como o Índice de Barthel e para identificar o risco de quedas como o Índice do Risco de Quedas (adaptado para o POMA), o Quickscreen e o *Falls Efficacy Scale International*.

4.5.1.2.1 Índice de Barthel

O Índice de Barthel avalia o nível de independência em atividades diárias e de mobilidade de pacientes com desordens neuromusculares ou musculoesqueléticas (Mahoney e Barthel, 1965). Este teste compreende 10 itens e os valores atribuídos para cada item são baseados na assistência requerida pelo paciente ao desempenhar alguma tarefa básica, como transferir-se da cadeira para a cama, caminhar em uma superfície plana e descer e subir degraus. A pontuação máxima é de 100 pontos, significando que o paciente é independente para estas tarefas, entretanto, pode não ser capaz de viver sozinho (Mahoney e Barthel, 1965).

O Índice de Barthel mostrou ser uma ferramenta válida e confiável para avaliar o nível de independência em atividades de vida diária de pessoas com deficiências (Collin *et al.*, 1988).

4.5.1.2.2 Índice de Risco de Quedas

O Índice de Risco de Quedas foi proposto por Tinetti *et al.* (1986) para identificar fatores que podem contribuir para quedas em pessoas idosas e com deficiências crônicas.

A avaliação compreende os seguintes testes: testes de equilíbrio e marcha, avaliações do estado mental e social, acuidade visual e auditiva, pressão sanguínea, exames rotineiros (como

batimentos cardíacos), uso de medicações e atividades básicas de vida diária. A pontuação total considera o número de fatores de risco, ou seja, quanto mais fatores estão presentes maior é o risco de quedas do sujeito (Tinetti *et al.*, 1986).

Considerando apenas o teste de mobilidade do Índice de Risco de Quedas. O teste de equilíbrio avalia a posição sentada, o levantar-se de uma cadeira, a posição ereta por curto e longo período de tempo, o levantar-se com os braços cruzados no peito, a posição ereta com os olhos fechados, o girar 360 graus e o sentar. O teste de marcha avalia a iniciação da marcha, o comprimento, a altura, a continuidade e a simetria dos passos, a caminhada e a estabilidade do tronco. A pontuação máxima do teste de equilíbrio é 15 pontos e do teste de marcha é 13 pontos, nestas avaliações, a maior pontuação é dada pelo melhor desempenho do sujeito (Tinetti *et al.*, 1986).

O Índice de Risco de Quedas foi aplicado em 79 idosos de três diferentes instituições de cuidado e os autores concluíram que o teste de mobilidade foi o melhor para determinar o risco de quedas e pode ser útil em avaliações clínicas do equilíbrio pois é simples, recria situações reais nas tarefas e fornece uma avaliação dinâmica e integrada ao sujeito (Tinetti *et al.*, 1986).

4.5.1.2.3 Quickscreen Clinical Falls Risk Assessment

O *Quickscreen Clinical Falls Risk Assessment* (Quickscreen) é uma ferramenta de avaliação multifatorial para identificar o risco de quedas dos indivíduos. Foi desenvolvido por pesquisadores da *Neuroscience Research* Austrália dirigido pelo Professor Stephen Lord (Tiedemann, 2006).

Consiste da avaliação das seguintes medidas: quedas anteriores, medicamentos, visão, sensação periférica, força dos membros inferiores, equilíbrio e coordenação. A pontuação é dada pelo número de fatores de risco para quedas, ou seja, cada vez que o sujeito não consegue completar uma avaliação é somado um ponto e o seu número de fatores de risco para quedas aumenta (Tiedemann, 2006).

O histórico de quedas é a primeira avaliação do Quickscreen, através da seguinte questão: “Você sofreu alguma queda nos últimos 12 meses?”. Se a resposta for sim, deve-se esclarecer a severidade e a natureza das quedas com outras questões: “Quantas vezes você caiu nos últimos 12 meses?”, “Você se machucou?”, “Onde você caiu?” e “Você foi capaz de se levantar sozinho (a)?” (Tiedemann, 2006).

O uso de medicações envolve duas questões: “Você toma 4 ou mais medicações por dia (com exceção de vitaminas)?” e “Você toma algum medicamento psicotrópico?”. Para obter informações mais precisas se os medicamentos estão alterando o Sistema Nervoso Central ou Cardiovascular, pode incluir uma ou mais das seguintes questões: “Você revisou suas medicações nos últimos 12 meses?”, “Você pode me dizer ou mostrar quais os medicamentos que você está tomando?”, “Você toma alguma medicação para epilepsia, nervos, depressão ou para dormir?” e “Você toma alguma vitamina ou medicamento de ervas?” (Tiedemann, 2006).

A acuidade visual é avaliada através de um quadro com letras de baixo contraste (10%) (Figura 4), semelhante à escala de Snellen. O quadro de acuidade visual é fixado na parede à altura dos olhos do sujeito, em ambiente bem iluminado. O sujeito é posicionado a uma distância de 3 metros do quadro. A linha mais baixa do quadro e o número de letras dessa linha que o sujeito identificar corretamente é convertido para a sua pontuação (Tiedemann, 2006).

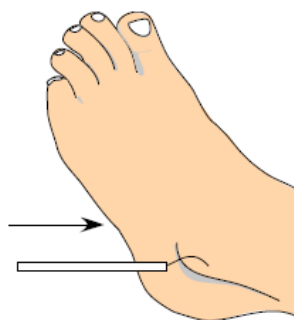
Figura 4: *Low contrast visual acuity chart.*



Fonte: *The development of a validated risk assessment for use in clinical practice* (Tiedemann, 2006).

A sensação periférica é medida com o Teste de Sensibilidade Tátil (Figura 5), para este teste o sujeito deve estar sentado, com os olhos fechados, e dizer se sente o monofilamento sendo pressionado em seu maléolo lateral no tornozelo dominante. O sujeito deve ser capaz de sentir o monofilamento no mínimo 2 dos 3 ensaios realizados (Tiedemann, 2006).

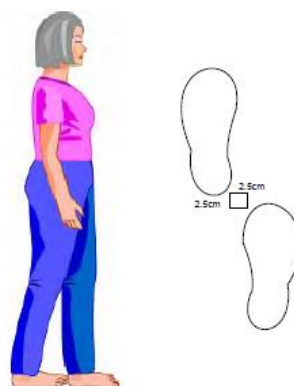
Figura 5: *Tactile sensitivity test.*



Fonte: *The development of a validated risk assessment for use in clinical practice* (Tiedemann, 2006).

O Teste da Posição Tandem (Figura 6) avalia o equilíbrio e a força da articulação do tornozelo. O sujeito permanece em postura ereta e com os olhos fechados, os pés próximos, mas um pé na frente do outro pé à uma distância de 2,5 cm. Caso a pessoa esteja insegura, ela poderá ser apoiada até assumir a posição do teste. Para a pontuação, o sujeito deve ser capaz de manter sua postura por no mínimo 10 s (Tiedemann, 2006).

Figura 6: *Near tandem stand test.*



Fonte: *The development of a validated risk assessment for use in clinical practice* (Tiedemann, 2006).

O Teste de Passos Alternados (Figura 7) avalia força, equilíbrio e coordenação. O sujeito posiciona o pé direito sob um degrau (18 cm de altura) enquanto o pé esquerdo está posicionado no chão, depois a posição dos membros inferiores é trocada, ou seja, pé direito no chão e pé esquerdo sob o degrau. O peso do corpo deve ser apoiado no pé que se encontra no chão. São

realizadas 4 repetições por pé. O sujeito deve ser capaz de completar a tarefa por menos de 10 s (Tiedemann, 2006).

Figura 7: *Alternate step test.*



Fonte: *The development of a validated risk assessment for use in clinical practice* (Tiedemann, 2006).

O Teste do Levantar-se (Figura 8) avalia o tempo em que a pessoa leva para levantar-se de uma cadeira (45 cm de altura) apoiada na parede e sentar-se novamente, o sujeito é instruído para cruzar os braços na frente do peito. São realizadas 5 repetições. Para a pontuação, o sujeito deve completar a tarefa em menos de 12 s (Tiedemann, 2006).

Figura 8: *Sit to stand test.*



Fonte: *The development of a validated risk assessment for use in clinical practice* (Tiedemann, 2006).

4.5.1.2.4 *Falls Efficacy Scale International*

A primeira versão da *Falls Efficacy Scale* (FES) foi desenvolvida por Tinetti *et al.* (1990) para avaliar o medo de cair e sua contribuição diante do declínio na capacidade funcional de idosos, e, este medo foi definido como baixa confiança para evitar quedas durante atividades essenciais e não perigosas da vida diária (Tinetti *et al.*, 1990).

Devido à dificuldade em avaliar o medo de cair e a confiança de um indivíduo que ainda não experimentou uma queda, a carência de questões mais complexas para avaliar idosos ativos e não apenas idosos frágeis, e a falta de itens para avaliar o impacto do medo de cair durante atividades sociais, alguns críticos sugeriram o aperfeiçoamento do FES (Yardley *et al.*, 2005).

Membros da *Prevention of Falls Network Europe* (ProFaNE) examinaram os itens da FES, identificaram suas dificuldades, propuseram melhoras, e, posteriormente desenvolveram a *Falls Efficacy Scale International* (FES-I) que compreende 16 itens, incluindo os 10 itens contidos na FES original, e avalia o nível de preocupação relacionado às quedas em diferentes tarefas da vida diária e sua pontuação varia em uma escala de 1 (nem um pouco preocupado) a 4 (muito preocupado) pontos (Yardley *et al.*, 2005).

O termo ‘preocupação’, avaliado pela FES-I, é menos intenso e emocional do que a palavra ‘medo’, avaliada pela FES original, e pode ser mais aceitável pela população idosa. Além disso, a FES-I é uma escala válida e confiável para detectar preocupações relacionadas às quedas em indivíduos que participam de atividades sociais ou em indivíduos que vivem na comunidade e desempenham diferentes atividades de vida diária, sejam atividades básicas, como tomar banho, ou atividades mais complexas, como caminhar em uma superfície irregular (Yardley *et al.*, 2005).

Camargos *et al.* (2010) adaptaram a FES-I para a população de idosos brasileiros que vivem na comunidade. Os autores verificaram que uma pontuação maior ou igual a 23 pontos está associada com queda esporádica, enquanto que uma pontuação superior a 31 pontos se associa com queda recorrente. Eles relatam que esta escala adaptada para brasileiros não é um instrumento para prever quedas, mas um possível indicador da ocorrência de uma queda (Camargos *et al.*, 2010).

Em ambientes com tempo restrito para a avaliação, ou quando o instrumento é utilizado como parte de uma bateria de testes, ou até mesmo quando os participantes são menos aptos a preencherem questionários muito longos, faz com que alguns pesquisadores se interessem por instrumentos mais breves, assim, a versão curta da FES-I torna-se desejável (Kempen *et al.*, 2008).

Delbaere *et al.* (2010) verificaram que a versão curta da FES-I é uma alternativa adequada para sua versão longa e recomendam ambas escalas para o rastreamento de indivíduos que se preocupam com a possibilidade de sofrer quedas (Delbaere *et al.*, 2010). A versão curta é composta por 7 itens contidos na versão longa da FES-I, dos quais são: 2 (vestindo ou tirando a roupa), 4 (tomando banho), 6 (sentando ou levantando de uma cadeira), 7 (subindo ou descendo escadas), 9 (pegando algo acima de sua cabeça ou do chão), 15 (subindo ou descendo uma ladeira) e 16 (indo a uma atividade social) (Kempen *et al.*, 2008; Camargos *et al.*, 2010). Sua pontuação total varia em uma escala de 7 (nem um pouco preocupado sobre a queda) a 28 (muito preocupado sobre a queda) pontos (Kempen *et al.*, 2008).

Os pontos de corte são importantes para conhecer o nível real de preocupação dos indivíduos, dessa forma, Delbaere *et al.* (2010) definiram pontos de cortes para as versões longa e curta da FES-I com o objetivo de distinguir entre os níveis de preocupação baixo, moderado e alto (versão longa: 16–19, 20–27 e 28–64 pontos; versão curta: 7–8, 9–13 e 14–28 pontos, significando níveis de preocupação baixo, moderado e alto, respectivamente) relacionado às quedas para uma variedade de populações (Delbaere *et al.*, 2010).

As versões da FES-I, longa e curta, incluem atividades da vida diária mais complexas e sociais e não apresentaram efeito teto o que indica que seus itens podem ser adequados para avaliar populações idosas que vivem na comunidade e que apresentam níveis diferentes relacionados com a preocupação em sofrer uma queda (Kempen *et al.*, 2008). Ambas as escalas são válidas para prever o risco de quedas futuras, fraqueza muscular, deficiências, sintomas depressivos (Delbaere *et al.*, 2010), e, mostraram ser sensíveis ao avaliar a preocupação com a possibilidade de sofrer quedas em idosos com comprometimento cognitivo (Hauer *et al.*, 2011) e pessoas com Esclerose Múltipla (Van Vliet *et al.*, 2013).

4.5.1.3 Testes qualitativos de respostas sensoriais

Nesta parte serão apresentados alguns testes qualitativos para avaliar as respostas sensoriais dos indivíduos. Dentre os testes estão incluídos: o Teste Freiburg de Acuidade Visual, o Teste da Borda de Melbourne, o Teste de Dependência do Campo Visual, a Estimulação Vestibular Galvânica, o Teste de Sensibilidade com Monofilamentos, o Teste Clínico de Interação Sensorial no Equilíbrio e o Teste de Organização Sensorial.

4.5.1.3.1 Teste Freiburg de Acuidade Visual

O Teste de Freiburg de Acuidade Visual é um procedimento que mede a acuidade visual do indivíduo (Bach, 1996).

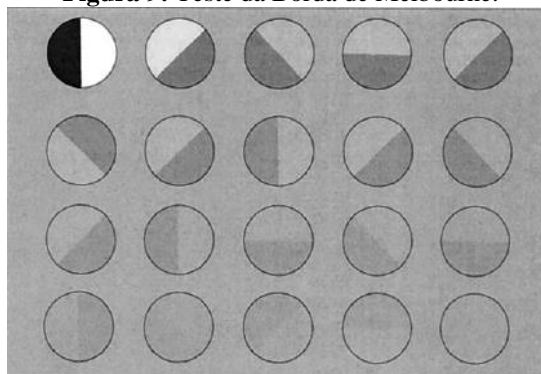
Para esta avaliação, um símbolo no formato da letra C é apresentado em oito diferentes posições em um monitor de computador. O sujeito é posicionado em uma distância de até 5 m do monitor e é instruído a olhar para a tela. Quando o símbolo é apresentado no monitor, o sujeito pressiona um dos oito botões que estão dispostos em uma caixa de acordo com a orientação do símbolo. Para estimar o limiar de acuidade visual, as respostas corretas são consideradas (Bach, 1996).

4.5.1.3.2 Teste da Borda de Melbourne

O Teste da Borda de Melbourne avalia a sensibilidade ao contraste, ou seja, mede o quanto de contraste o indivíduo necessita para ver um objeto (Owsley, 2003).

Neste teste, um quadro possui 20 círculos de 25 mm de diâmetro cada. Cada círculo possui uma borda diferente. As bordas de cada círculo estão orientadas em diferentes direções (horizontal, vertical, inclinada à 45 graus para a esquerda e inclinada à 45 graus para a direita) e do primeiro até o último círculo o contraste é reduzido. Antes da avaliação, o indivíduo é instruído sobre as diferentes direções das bordas dos círculos e depois é posicionado a olhar para o quadro. A pontuação é dada pelo menor contraste corretamente identificado pelo indivíduo (Lord *et al.*, 2003).

Os testes que avaliam a sensibilidade ao contraste podem fornecer informações úteis sobre as condições visuais do indivíduo, não identificadas pelos testes de acuidade visual (Owsley, 2003). Por meio do Teste da Borda de Melbourne, um estudo que avaliou 156 idosos concluiu que, entre outras habilidades visuais, a sensibilidade ao contraste é importante para formular um quadro de referência visual para a estabilização do corpo no ambiente e detectar perigos de baixo contraste no ambiente (Lord e Menz, 2000).

Figura 9: Teste da Borda de Melbourne.

Fonte: *A Physiological Profile Approach to Falls Risk Assessment and Prevention* (Lord *et al.*, 2003).

4.5.1.3.3 Teste de Dependência do Campo Visual

O Teste de Dependência do Campo Visual foi utilizado por Lord *et al.* (2003) para avaliar de maneira indireta o sistema vestibular. Este teste coloca em conflito as informações visuais e vestibulares.

Durante o teste, o sujeito é posicionado à frente de um círculo grande com bordas em formato de pizza. A parte central do círculo possui um círculo menor. O indivíduo é instruído a alinhar verticalmente a borda do círculo central com uma das bordas do círculo maior, enquanto é exposto a um estímulo visual de rotação. Para a pontuação, os erros de alinhamento entre as bordas são medidos em graus (Lord *et al.*, 2003).

Figura 10: Teste de Dependência do campo visual.

Fonte: *A Physiological Profile Approach to Falls Risk Assessment and Prevention* (Lord *et al.*, 2003).

4.5.1.3.4 Estimulação Vestibular Galvânica

A Estimulação Vestibular Galvânica (EVG) é um método seguro e específico para avaliar os reflexos vestibulares (Fitzpatrick e Day, 2004).

A técnica é simples e pode ser realizada de três formas. A EVG bipolar bilateral em que um eletrodo cátodo é fixado no processo mastoide de um ouvido e outro eletrodo ânodo é fixado no processo mastoide do outro ouvido. A EVG monopolar bilateral em que os eletrodos de mesma polaridade são fixados nos processos mastoides de ambos ouvidos. E, a EVG monopolar unilateral em que os eletrodos são fixados no processo mastoide de apenas um ouvido. Para todas as técnicas, o procedimento é parecido, uma corrente elétrica de aproximadamente 1 mA é gerada por um estimulador e propagada através dos eletrodos, passa pelos processos mastoides e segue para as vias vestibulares do sujeito (Fitzpatrick e Day, 2004).

Foi verificado que o sinal vestibular produzido pela EVG tem grandes efeitos no sistema de controle postural. Provavelmente, o sistema de controle postural interpreta a estimulação galvânica como um movimento real da cabeça em relação ao ambiente, resultando em um movimento não planejado do corpo, ou seja, a oscilação do corpo (Fitzpatrick e Day, 2004).

Uma EVG bipolar bilateral foi gerada em nove sujeitos que foram solicitados a ficarem em posição ereta sobre uma plataforma de força móvel e com os olhos fechados. Os autores concluíram que a aplicação da EVG levou os sujeitos a terem respostas corporais mais estáveis na ausência da visão e com uma perturbação na superfície de apoio (Scinicariello *et al.*, 2001).

Contudo, ainda não é claro o que realmente é estimulado pela técnica de EVG (Scinicariello *et al.*, 2001; Fitzpatrick e Day, 2004).

4.5.1.3.5 Teste de Sensibilidade com Monofilamentos

O Teste de Sensibilidade com Monofilamentos (*Semmes-Weinstein Monofilaments*) é um método preciso, simples, de baixo custo e não invasivo para avaliar os níveis de sensação cutânea em todo o corpo (Feng *et al.*, 2009).

O teste utiliza monofilamentos, também conhecidos como estesiômetro. Os monofilamentos são aplicados perpendicularmente na superfície da pele do sujeito, com uma força suficiente para curv-lo. O sujeito é instruído a dizer 'sim' toda vez que sentir o monofilamento ser pressionado em sua pele. Há um consenso que a perda de sensação cutânea está associada a

incapacidade do sujeito sentir um monofilamento de 10 g aplicado na superfície da pele com uma força de 5,07 N (Feng *et al.*, 2009).

Um estudo que avaliou 450 pessoas com diabetes e utilizou diferentes calibres de monofilamentos, concluiu que o instrumento é confiável para detectar sujeitos com alta sensibilidade na pele, desde que a sensibilidade seja o parâmetro mais importante (Kumar *et al.*, 1991).

4.5.1.3.6 Teste Clínico de Interação Sensorial no Equilíbrio

O Teste Clínico de Interação Sensorial no Equilíbrio (TCISE) foi proposto por Shumway-Cook e Horak (1986) para identificar qual a informação sensorial que o indivíduo utiliza para sua orientação no espaço e verificar o quanto o indivíduo consegue se adaptar em situações sensoriais conflitantes (Shumway-Cook e Horak, 1986).

O teste requer que o paciente mantenha o corpo em posição ereta e desempenhe seis tarefas posturais em diferentes condições visuais (visão normal, visão ausente e visão imprecisa) e somatossensoriais (superfície de apoio firme e macia). As tarefas posturais são: posição ereta em uma superfície firme com olhos abertos, posição ereta em uma superfície firme com olhos fechados, posição ereta em uma superfície firme, com a cúpula de conflito visual, posição ereta em uma superfície macia com olhos abertos, posição ereta em uma superfície macia com olhos fechados, posição ereta em uma superfície macia, com a cúpula de conflito visual (Shumway-Cook e Horak, 1986; Wrisley e Whitney, 2004).

Neste teste, o deslocamento do corpo do sujeito é avaliado durante 30 s. A pontuação no TCISE pode ser através de escalas ordinais que variam de 1 (mínima oscilação corporal) à 4 (probabilidade de quedas) pontos, de cronômetros para o registro do tempo em que o sujeito permanece em pé ao desempenhar cada tarefa postural, ou de equipamentos mais sofisticados, como a plataforma de força, para registrar a trajetória do centro de pressão. O TCISE pode ser utilizado com outras técnicas clínicas para avaliar o equilíbrio dos indivíduos (Shumway-Cook e Horak, 1986).

O TCISE foi modificado por Wrisley e Whitney (2004). Em sua versão modificada, o teste requer que o paciente mantenha o corpo em posição ereta e desempenhe quatro tarefas posturais sobre diferentes condições visuais (visão normal, visão ausente) e somatossensoriais (superfície de apoio firme e macia). A versão modificada do TCISE elimina duas tarefas posturais

desempenhadas em condição visual imprecisa, pois nenhuma diferença foi encontrada entre as seguintes pontuações: posição ereta em uma superfície firme com olhos fechados e posição ereta em uma superfície firme, com a cúpula de conflito visual; posição ereta em uma superfície macia com olhos fechados e posição ereta em uma superfície macia, com a cúpula de conflito visual (Wrisley e Whitney, 2004).

Dessa forma, o TCISE modificado consiste nas quatro tarefas posturais, posição ereta em uma superfície firme com olhos abertos, posição ereta em uma superfície firme com olhos fechados, posição ereta em uma superfície macia com olhos abertos, posição ereta em uma superfície macia com olhos fechados (Wrisley e Whitney, 2004).

4.5.1.3.7 Teste de Organização Sensorial

O Teste de Organização Sensorial (SOT) avalia a estabilidade postural do sujeito em postura ereta quieta com variação das informações visuais e somatossensoriais (Difabio, 1995).

Para a avaliação do SOT, o sujeito permanece em pé o mais parado possível sobre uma plataforma de força móvel e com o olhar fixo em um ponto à sua frente. Assim, o sujeito desempenha seis diferentes tarefas posturais. Por exemplo, no subtteste 1, as informações visuais e somatossensoriais estão presentes. No subtteste 2, a informação visual é ausente. No subtteste 3, a informação visual é imprecisa. No subtteste 4, a informação somatossensorial é imprecisa. No subtteste 5, a informação visual é ausente e a informação somatossensorial é imprecisa. E, no subtteste 6, ambas informações são imprecisas (Liaw *et al.*, 2009).

As tarefas posturais são: 1. postura ereta em uma superfície de apoio fixa com os olhos abertos; 2. postura ereta em uma superfície de apoio fixa com os olhos fechados; 3. postura ereta em uma superfície de apoio fixa com os olhos abertos, neste caso, o alvo visual é inclinado e o sujeito tem que manter a posição vertical do corpo; 4. postura ereta em uma superfície de apoio móvel com os olhos abertos; 5. postura ereta em uma superfície de apoio móvel com os olhos fechados; 6. postura ereta em uma superfície de apoio móvel com os olhos abertos, neste caso, o alvo visual é inclinado e o sujeito tem que manter a posição vertical do corpo (Liaw *et al.*, 2009).

No estudo de Liaw *et al.* (2009), a pontuação foi expressa em porcentagens que variaram de 0 a 100%, ou seja, quanto maior foi o valor pontuado pelo sujeito melhor foi o desempenho nas tarefas para manter a estabilidade do corpo. E, para a estratégia de tornozelo uma pontuação de 100% significou que o indivíduo utilizou a estratégia de tornozelo, enquanto que uma pontuação

menor significou que o indivíduo utilizou a estratégia de quadril para manter-se estável durante as tarefas posturais (Liaw *et al.*, 2009).

4.5.1.4 Testes qualitativos: neuropsicológico e atividade física

Nesta parte serão apresentados testes qualitativos para avaliar as habilidades cognitivas do indivíduo como o *Trail Making Test* e para avaliar o nível de atividade física como o Questionário Internacional de Atividade Física.

4.5.1.4.1 *Trail Making Test*

Em 1944 o *Trail Making Test* (TMT) foi integrado na Bateria de Testes Individuais do Exército (do inglês: Army Individual Test Battery), e, posteriormente, foi incorporado na Bateria Neuropsicológica Halstead-Reitan (Reitan, 1958; Tombaugh, 2004). É uma avaliação neuropsicológica popular que pode complementar outras baterias de testes ou pode ser utilizada de maneira independente para detectar doenças neurológicas, comprometimentos neuropsicológicos (Reitan, 1958; Bowie e Harvey, 2006), alterações cognitivas relacionadas com o envelhecimento (Rasmusson *et al.*, 1998).

O TMT é uma avaliação de fácil e rápida administração e requer mínimos equipamentos (Wahlin *et al.*, 1996) como cronômetro, lápis ou caneta e a folha de avaliação. A versão mais utilizada do TMT consiste de duas partes e cada parte contém círculos distribuídos em um arranjo visual aleatório em uma folha de papel branca, na parte A (TMT-A), os círculos organizados de 1 a 25 devem ser conectados, o mais rápido possível, em ordem numérica crescente (1, 2, 3, ...), e, na parte B (TMT-B), além de números estão incluídos letras, os números e as letras também devem ser conectados o mais rápido possível de maneira alternada e em sequência ascendente (1-A, 2-B, 3-C, ...) (Reitan, 1958; Rasmusson *et al.*, 1998; Bowie e Harvey, 2006).

As duas partes do TMT podem avaliar diferentes domínios cognitivos como coordenação e velocidade motora, atenção e escaneamento visual, além disso, devido ao maior nível de complexidade, o TMT-B requer o envolvimento de outros processos cognitivos como flexibilidade mental ou cognitiva (Rasmusson *et al.*, 1998; Tombaugh, 2004; Bowie e Harvey, 2006). O processo de controle de atenção refletido no TMT-B é importante para avaliar a capacidade de manejar duas tarefas alternadamente e de resolver alguma tarefa previamente abandonada (Arbuthnott e Frank, 2000).

Quanto a pontuação, o TMT passou por diferentes modificações desde sua versão original, a qual após três erros corrigidos a avaliação era cessada (Cangoz *et al.*, 2009). De maneira diferente, Reitan (1958) mediu a pontuação diretamente pelo tempo, em segundos, necessário para concluir cada parte do TMT. Neste método, quando um erro ocorre, o avaliado é imediatamente instruído a retornar ao círculo no qual o erro procedeu e em seguida continuar o teste até finalizá-lo, assim, os erros contribuem para o aumento na pontuação do teste, pois tempo adicional pode ser demandado para as correções (Reitan, 1958). Apesar de críticas nas medidas de instrução que podem ameaçar a confiabilidade do teste, o método proposto por Reitan (1958) tem sido utilizado (Cangoz *et al.*, 2009) e uma pontuação máxima de 300 s pode ser empregada para interromper o teste (Bowie Harvey, 2006).

As duas partes do TMT podem apresentar sensibilidade diferente para o mesmo comprometimento (Cangoz *et al.*, 2009), dessa forma, alguns autores propuseram pontuações adicionais para melhor descrever as capacidades cognitivas requeridas para completar o teste, como a proporcional derivada do TMT-A e o TMT-B (B-A/A) para avaliar a função do córtex pré-frontal (Perianez *et al.*, 2007). Corrigan e Hinkeldey (1987) empregaram a relação entre as duas partes do TMT (B/A) para verificar possíveis indicativos de comprometimentos neuropsicológicos (Corrigan e Hinkeldey, 1987), e, esta relação foi citada ser um bom indicador para avaliar o funcionamento executivo (Arbuthnott e Frank, 2000). Os autores também utilizaram a diferença (B-A) para eliminar a variável velocidade motora, e, esta diferença foi correlacionada com outros testes que avaliam a capacidade mental e outras deficiências cognitivas (Corrigan e Hinkeldey, 1987; Cangoz *et al.*, 2009). É conhecido que os índices derivados do tempo (B-A, B/A e B-A/A) para completar ambas partes do TMT podem ser sensíveis aos efeitos do envelhecimento, ou seja, o desempenho no teste diminui com a idade (Perianez *et al.*, 2007).

Exercícios práticos podem ser incluídos no procedimento para administrar o teste. Estes exercícios práticos visam oportunizar o aprendizado das tarefas e foram significantes para predizer a capacidade do indivíduo em completar com êxito o TMT (Thompson *et al.*, 1999). Baseado nesta informação, Thompson *et al.* (1999) propôs pontos de corte com os tempos práticos do TMT para auxiliar os examinadores a interromperem o teste no momento em que os participantes não executarem as práticas no tempo proposto, evitando assim a frustração e fadiga por parte dos participantes, entretanto, a descontinuidade do teste fundamentado nos pontos de corte podem levar a perda de informação sobre a variável escaneamento visual (Thompson *et al.*, 1999).

O eficiente diagnóstico de desempenho no TMT depende do conhecimento da idade cronológica da amostra (Davies, 1968). É bem descrito na literatura que populações mais velhas demandam maior tempo para completar ambas partes do TMT (Corrigan e Hinkeldey, 1987; Wahlin *et al.*, 1996; Tombaugh, 2004; Cangoz *et al.*, 2009; Hamdan e Hamdan, 2009). Em uma amostra de idosos saudáveis, foi verificado que embora há um aumento no tempo para completar o TMT, a sua exatidão não é deteriorada com o aumento da idade cronológica (Wahlin *et al.*, 1996), o que pode indicar que o TMT é sensível aos declínios da velocidade perceptual, da atenção (concentração e vigília) e da capacidade visual-espacial que estão relacionados com o envelhecimento senescente (Wahlin *et al.*, 1996; Bowie e Harvey, 2006).

O nível educacional é outra variável demográfica que tem apresentado efeitos no desempenho do TMT. Tem sido reportado que o alto nível de educação leva ao bom desempenho em ambas as partes do TMT, principalmente no TMT-B (Bornstein, 1985; Tombaugh, 2004; Cangoz *et al.*, 2009; Hamdan e Hamdan, 2009). Hamdan e Hamdan (2009) analisaram os efeitos da idade e do nível educacional de uma amostra de brasileiros saudáveis e confirmaram que estas variáveis apresentam um impacto significativo no desempenho do TMT. Os autores observaram que os idosos levaram mais tempo para completarem o TMT e os indivíduos com nível de educação igual ou superior a 9 anos demandaram menor tempo para completarem o teste (Hamdan e Hamdan, 2009).

Alguns estudos relatam que quando comparadas aos homens, as mulheres demandam um tempo maior para desempenharem o TMT, principalmente o TMT-B (Bornstein, 1985; Cangoz *et al.*, 2009). Arbuthnott e Frank (2000) verificaram que as mulheres desempenharam o TMT-A mais rápido do que os homens (Arbuthnott e Frank, 2000) e Ashendorf *et al.* (2008) não encontraram diferenças significantes entre gêneros referente ao tempo para completar o teste (Ashendorf *et al.*, 2008).

Reitan (1958) verificou que o TMT pode ser um vantajoso instrumento de rastreio de deficiência cognitiva, pois pacientes com dano cerebral, por exemplo Esclerose Múltipla e Acidente Vascular Encefálico, podem apresentar mal desempenho na avaliação (Reitan, 1958). Rasmusson *et al.* (1998) examinaram a utilidade do TMT em discriminar participantes com e sem deficiência cognitiva e verificaram que os indivíduos com demência ou suspeita de estarem no estágio inicial da doença além de estarem mais propensos a cometerem erros em ambas as partes do TMT, são mais lentos para completarem o teste (Rasmusson *et al.*, 1998).

Existe uma dificuldade em interpretar o número de erros cometidos no TMT de maneira isolada, pois erros são comuns até mesmo em indivíduos cognitivamente normais (Ashendorf *et al.*, 2008). Ashendorf *et al.* (2008) exploraram o tempo e o número de erros cometidos por idosos cognitivamente saudáveis e pacientes com Comprometimento Cognitivo Leve e Doença de Alzheimer no TMT. Os autores encontraram que a taxa de erros foi menos sensível às diferenças de idade do que o tempo para completar o teste, e, relatam que o número de erros pode não aumentar consideravelmente com a idade, e, associado ao tempo, pode ser uma medida consistente para avaliar possíveis comprometimentos cognitivos ao longo da vida (Ashendorf *et al.*, 2008). Similarmente, Cangoz *et al.* (2009) ao avaliarem uma amostra de idosos saudáveis, não encontraram diferenças significantes entre o efeito da idade e o número de erros no teste (Cangoz *et al.*, 2009).

4.5.1.4.2 Questionário Internacional de Atividade Física

O Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) foi desenvolvido em 1998 pelo *International Consensus Group*, com o objetivo de avaliar o nível de atividade física da população em diferentes países (Craig *et al.*, 2003). Muitas versões deste questionário foram criadas, de acordo com o número de questões (versões longa e curta), o período de atividade física (semana usual e última semana), e o método de aplicação (autoadministração, entrevista pelo telefone ou pessoalmente) (Matsudo *et al.*, 2001; Hallal *et al.*, 2003). Devido as altas taxas de famílias sem telefone, com baixo nível de escolaridade e/ou analfabetas, e a maior frequência de questões sem respostas, as avaliações com entrevista pessoais são recomendadas em países em desenvolvimento (Hallal *et al.*, 2003).

A versão longa do IPAQ contempla 31 itens divididos em domínios que avaliam a atividade física no trabalho, como meio de transporte, em casa, no lazer, e, o tempo gasto sentado, enquanto, a versão curta do IPAQ consiste em 8 itens que avaliam a frequência na semana e o tempo gasto durante a caminhada, as atividades de intensidade moderada (como varrer a casa) e vigorosa (como pedalar rápido na bicicleta), e, o tempo gasto sentado (Matsudo *et al.*, 2001; Craig *et al.*, 2003).

Os participantes são instruídos a responderem as questões de acordo com as diferentes atividades físicas que foram executadas na última semana, e, as respostas quantitativas são somadas para pontuar a frequência na semana, a duração e a intensidade de atividades físicas (Matsudo *et al.*, 2001; Craig *et al.*, 2003). As respostas também podem ser pontuadas seguindo a

estimativa do equivalente metabólico (MET) em minutos por semana (MET-min·week⁻¹), ou seja, caminhada = (3.3 × minutos de caminhada × dias de caminhada), atividades moderadas = (4.0 × minutos de atividades moderadas × dias de atividades moderadas), e atividades vigorosas = (8.0 × minutos de atividades vigorosas × dias de atividades vigorosas) (Schembre e Riebe, 2011).

O IPAQ mostrou ser um instrumento válido e confiável para avaliar o nível de atividade física em uma amostra populacional de 12 países (Craig *et al.*, 2003). Como a versão longa do IPAQ pode ser repetitiva e cansativa, sua versão curta é mais aceita pelo público e recomendada para avaliações mais rápidas, práticas e comparações populacionais de âmbito nacional e internacional (Matsudo *et al.*, 2001).

A versão curta do IPAQ (IPAQ-SF) tem se mostrado válida para avaliar o nível de atividade física dos indivíduos e alguns estudos têm associado este questionário auto reportado com dispositivos portáteis (Lee *et al.*, 2011), como o acelerômetro em adultos (Craig *et al.*, 2003; Macfarlane *et al.*, 2007), e o pedômetro em idosos (Deng *et al.*, 2008). Hallal *et al.* (2003) utilizaram o IPAQ-SF para avaliar uma amostra de brasileiros e averiguaram alta prevalência de inatividade física. Esta inatividade física foi associada com o aumento da idade e com o baixo nível socioeconômico (Hallal *et al.*, 2003). Ao ser empregado em uma equação específica, o IPAQ-SF mostrou-se eficiente para estimar o consumo de oxigênio máximo (VO₂ máx.) (Schembre e Riebe, 2011).

4.5.2 Avaliações quantitativas do controle postural

Devido ao sistema subjetivo de pontuação dos testes qualitativos, os resultados podem ter diferentes interpretações entre diferentes profissionais (Visser *et al.*, 2008).

Os testes qualitativos podem não identificar de maneira eficiente os problemas posturais ou de estratégias posturais. Portanto, técnicas mais sofisticadas, como as avaliações quantitativas, são necessárias para suprir a limitação destas avaliações. A técnica de estabilografia, por exemplo, pode ser utilizada de maneira complementar ou substituta aos testes qualitativos que avaliam o controle postural (Visser *et al.*, 2008).

As avaliações quantitativas são métodos mais complexos para avaliar o sistema de controle postural do indivíduo. Há uma variedade de equipamentos que podem ser utilizados nestas avaliações.

Nesta parte serão apresentados alguns métodos quantitativos que podem ser utilizados em ambientes clínicos e de pesquisa para quantificar os movimentos do corpo humano. Na primeira parte será abordada sobre a posturografia e algumas diferenças entre a posturografia estática e a posturografia dinâmica. Na segunda parte serão revisados os métodos cinéticos, cinemáticos, eletromiografia e a importância das medidas antropométricas nas avaliações. E, por fim, serão revisados alguns parâmetros empregados na literatura para a aquisição de dados com a plataforma de força e algumas variáveis utilizadas para a análise dos dados estabilográficos.

4.5.2.1 Posturografia estática e dinâmica

No final do século XIX, alguns neurologistas desenvolveram instrumentos como o Medidor de Oscilação e o Ataxímetro para medir (através da observação do avaliador) e registrar (o deslocamento da cabeça do paciente em uma folha de papel) a oscilação postural de pacientes com doenças neurológicas (Lanska, 2001; 2002). Mais tarde, o deslocamento do corpo humano por meio do registro das forças de reação do solo e do deslocamento do centro de pressão (COP) tornou-se mais evidente do que a técnica de ataxiografia (Duarte *et al.*, 2011).

Atualmente, a maneira mais comum para quantificar o deslocamento do corpo humano é através da técnica de posturografia. O termo posturografia, de maneira literal, se refere a descrição da postura, ou seja, a posição estática de cada segmento corporal em relação a outros segmentos corporais (Visser *et al.*, 2008).

A técnica de posturografia ou estabilografia não é nova (Baratto *et al.*, 2002). É originária do teste clínico de Romberg, utilizado para avaliar a habilidade do sujeito em manter-se em posição ereta com os olhos abertos e fechados (Panzer *et al.*, 1995). O sinal de Romberg ficou conhecido na primeira metade do século XIX em que foi descrito que pacientes com propriocepção severamente comprometida apresentaram perda de equilíbrio em ambientes escuros (Lanska, 2001). Dessa forma, o sinal de Romberg estava presente quando o paciente era capaz de permanecer estável com os pés juntos e olhos abertos, mas permanecia instável ou caía com os pés juntos e olhos fechados (Lanska, 2002).

O sinal de Romberg tem sido incorporado na avaliação posturográfica moderna, neste caso, as diferentes informações sensoriais fornecidas pelos sistemas visual, vestibular e somatossensorial são interrompidas e/ou distorcidas (Lanska, 2002). A avaliação posturográfica pode ser estática e/ou dinâmica.

Na posturografia estática, os sujeitos devem permanecer o mais parado possível em uma superfície de apoio, firme e/ou macia, e livre de perturbações (fixa) com os olhos abertos ou fechados para que de maneira quantitativa os movimentos do corpo sejam mensurados nas duas direções, ântero-posterior e médio-lateral. Na posturografia dinâmica, perturbações espontâneas são impostas aos sujeitos por diferentes estímulos para avaliar sua reação em recuperar a postura inicial (Baratto *et al.*, 2002). O Teste de Organização Sensorial, já descrito anteriormente é um exemplo para o último caso, no qual, o sujeito permanece em pé em uma superfície de apoio móvel para desempenhar as tarefas posturais e sua estabilidade postural é avaliada. Há ainda uma variação da posturografia dinâmica que é a avaliação do desempenho durante a realização de movimentos voluntários a partir da postura ereta. Nesta condição o movimento voluntário pode ser visto como uma forma de auto-perturbação decorrente da natureza da tarefa, por exemplo, mover o centro de pressão (ver o item Plataforma de Força a seguir) de um alvo a outro com restrições da distância e tamanho do alvo (Danion *et al.*, 1999; Duarte e Freitas, 2005; Danion *et al.*, 2006).

Neste trabalho, alguns métodos que podem ser utilizados na avaliação da posturografia estática serão revisados. Por ser muito utilizada na literatura, a posturografia estática é a mais adequada para a condução dos experimentos e disponibilização dos dados na internet para o meio científico.

4.5.2.2 Tarefas

Dentre as principais tarefas sem perturbação externa que tem sido utilizada para avaliação do controle postural estão a postura ereta quieta e a postura ereta irrestrita (ou natural). Na postura ereta quieta, é solicitado ao indivíduo para olhar para um alvo fixo à sua frente e permanecer em pé o mais parado possível para que as forças e os momentos de força de reação do solo sejam mensurados. Na postura ereta irrestrita, é apenas solicitado ao indivíduo para não mudar a posição dos pés no chão e não sair da plataforma de força (Duarte, M. e Zatsiorsky, V. M., 1999; Duarte *et al.*, 2011; Prado *et al.*, 2011).

No presente estudo, empregamos a postura ereta quieta por ser a tarefa mais utilizada na literatura.

4.5.2.3 Métodos de avaliação do sistema de controle postural

As avaliações quantitativas possibilitam análises mais objetivas e detalhadas do sistema de controle postural. Podem incluir os métodos cinéticos, para avaliar a causa do movimento que estão relacionados as forças, aos momentos de força, à massa, à inércia e ao centro de pressão; os métodos cinemáticos para avaliar os movimentos do corpo e de suas partes; e a eletromiografia para avaliar a atividade muscular do sujeito. Alguns grupos de pesquisa têm combinado essas técnicas para informações mais complementares (Visser *et al.*, 2008). As medidas antropométricas são relevantes para adquirir informações importantes para as análises dos métodos citados.

4.5.2.3.1 Métodos Cinéticos

Cinética é o termo geral que referencia a força que causa o movimento humano. São incluídas as forças externas como a força de reação do solo e as forças internas como a força muscular (Winter, 2009). Dentre os métodos quantitativos para a análise cinética do movimento destacamos a plataforma de força. O taxímetro de Wright (Overstall *et al.*, 1977; Prieto *et al.*, 1996) e o Medidor de Oscilação (Lord *et al.*, 2003; Sturnieks *et al.*, 2011) também são utilizados em alguns estudos.

Neste trabalho, empregamos a plataforma de força para adquirir a medida cinética mais importante, o centro de pressão (COP). Além de ser a mais utilizada na literatura para esse meio, a aquisição de dados com a plataforma de força é considerada simples quando comparada com outros métodos de aquisição, como o sistema de imagens com câmera de vídeo e a eletromiografia.

4.5.2.3.1.1 Plataforma de Força

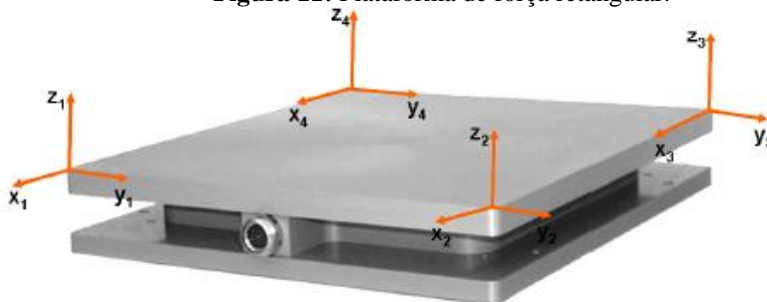
A Plataforma de Força (PF) (Figura 11) deve estar nivelada com o chão. Ela possui uma superfície rígida superior e uma superfície rígida inferior que estão ligadas por sensores de força, por exemplo, do tipo piezoelétricos ou células de carga. Há diferentes tipos de PFs com diferentes formas de posicionar os sensores de força. Por exemplo, a PF com apenas um sensor de força localizado em seu centro, a PF triangular com três sensores de força e a PF retangular com quatro sensores de força (Barela e Duarte, 2010). Os sensores de força consistem em transformar o movimento mecânico do COP do corpo humano em sinais elétricos que depois são amplificados e registrados por um programa de computador para futuras análises (Terekhov, 1976). Uma PF (modelo Optima e marca Advanced Mechanical Technology Inc., AMTI) retangular com quatro transdutores de força do tipo células de carga, foi utilizada no presente estudo.

Tipicamente, a PF retangular mensura os três componentes do vetor força de reação do solo: F_x , F_y e F_z (onde x , y e z referem-se às direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical) e os três momentos de força: M_x , M_y e M_z (Barela e Duarte, 2010; Duarte e Freitas, 2010). Para a exatidão dessas mensurações, o processo de calibração da PF é parte importante (Payton e Bartlett, 2008).

A partir das forças e dos momentos de forças é possível obter o COP, uma grandeza mecânica importante para quantificar o deslocamento do corpo humano (Barela e Duarte, 2010). O COP é a localização do vetor força de reação do solo e depende do posicionamento dos pés e do controle motor da articulação do tornozelo sobre a PF (Winter, 2009). O principal interesse em sua análise está em encontrar alguma modificação ou deficiência no sistema de controle postural do indivíduo (Baratto *et al.*, 2002).

Definido pelas coordenadas da direção ântero-posterior e da direção médio-lateral, o COP é considerado uma distribuição bivariada. Estas coordenadas são usadas para computar e caracterizar os sinais de deslocamento do corpo humano. As medidas baseadas no COP determinam as características do estabilograma (Prieto *et al.*, 1996). O estabilograma é a representação gráfica das coordenadas da direção ântero-posterior e da direção médio-lateral que variam em função do tempo (Scoppa *et al.*, 2013). A trajetória do COP, conhecida como estatocinesigrama, pode ser representada graficamente pelas forças geradas pelos músculos durante a estabilização do corpo na PF (Baratto *et al.*, 2002). O estatocinesigrama representa o deslocamento do COP no plano sagital *versus* o deslocamento do COP no plano frontal (Duarte *et al.*, 2011).

O uso de uma PF é viável para mensurar os movimentos do COP de ambos os pés ou duas PFs também são viáveis para quantificar as mudanças do COP em cada pé (Winter, 1995). Apesar de ser um instrumento de custo alto (aproximadamente 17 mil dólares nos Estados Unidos), a PF possui suas vantagens como a alta sensibilidade e exatidão, a simplicidade e velocidade de operação e a ausência de danos e desconfortos aos indivíduos (Terekhov, 1976).

Figura 11: Plataforma de força retangular.

Fonte: *Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana* (Barela e Duarte, 2010).

4.5.2.3.1.2 Taxímetro de Wright

O Taxímetro de Wright mensura o deslocamento do corpo humano ao nível da cintura na direção ântero-posterior (Prieto *et al.*, 1996).

É um equipamento portátil que consiste em uma caixa inserida no chão e fixada em um bastão vertical ao nível da cintura do corpo. O bastão é ligado por meio de um fio na cintura do corpo. O deslocamento do corpo é expresso pelo movimento angular (Overstall *et al.*, 1977; Prieto *et al.*, 1996).

O estudo de Nayak (1987) comparou a mensuração da oscilação postural realizada pela PF e pelo Taxímetro de Wright e por meio do coeficiente de correlação de Pearson os autores encontraram uma correlação de 0,9450 - 0,95 entre os dois métodos empregados para as três tentativas realizadas durante a tarefa postural (Nayak, 1987). Outros estudos também utilizaram o taxímetro de Wright para quantificar a oscilação do corpo de pessoas idosas e jovens (Brocklehurst *et al.*, 1982; Duncan, G. *et al.*, 1992).

4.5.2.3.1.3 Medidor de Oscilação

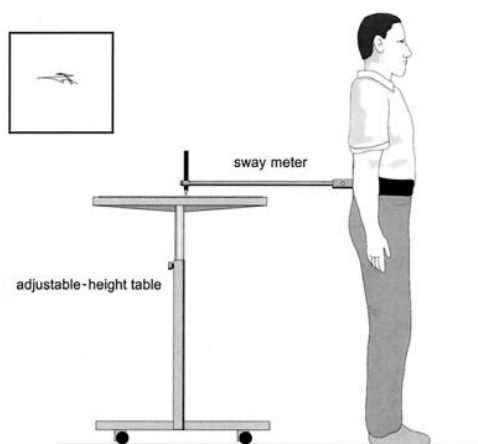
O primeiro Medidor de Oscilação foi desenvolvido no século XIX pelo neurologista Silas Weir Mitchell. Quando utilizava o aparelho, o examinador deveria observar a quantidade e a direção que o corpo do paciente oscilava (Lanska, 2001).

Atualmente, o Medidor de Oscilação (Figura 12) que registra graficamente a oscilação corporal do indivíduo tem sido utilizado. Este instrumento mensura o deslocamento do corpo humano ao nível da cintura, nas direções ântero-posterior e médio-lateral (Sturnieks *et al.*, 2011).

É um bastão rígido vertical de 40 cm de comprimento. Uma das extremidades do bastão é conectada a uma caneta que registra o balanço do corpo em uma folha de papel presa sobre uma mesa de altura regulável. A outra extremidade do bastão é fixada na cintura do corpo do sujeito por uma correia firme (Lord *et al.*, 2003).

A validade e a confiabilidade do Medidor de Oscilação foi comparada com a PF e foi verificado por meio do coeficiente de correlação de Pearson uma correlação de 0,560 – 0,865 nos registros do deslocamento do COP entre os dois equipamentos (Sturnieks *et al.*, 2011). O Medidor de Oscilação tem sido utilizado em outros estudos para quantificar a oscilação do corpo de pessoas idosas e jovens (Lord e Menz, 2000; Butler *et al.*, 2009).

Figura 12: *Sway Meter*.



Fonte: *A Physiological Profile Approach to Falls Risk Assessment and Prevention* (Lord *et al.*, 2003).

4.5.2.3.2 Métodos Cinemáticos

Nesta seção serão apresentados alguns métodos cinemáticos, entre eles estão o Sistema de Imagens com Câmeras de Vídeo, o Acelerômetro e o Goniômetro.

As variáveis cinemáticas como os deslocamentos linear e angular, velocidades e acelerações são importantes para descrever o movimento do corpo humano e de suas partes durante a postura e a marcha. Os dados podem ser adquiridos a partir de marcadores que são fixados nas protuberâncias ósseas ou nas vestimentas do sujeito, centro de massa dos segmentos corporais e ângulos articulares (Payton e Bartlett, 2008; Winter, 2009).

4.5.2.3.2.1 Sistema de Imagens com Câmeras de Vídeo

O sistema de imagens com câmeras de vídeo é um método mais complexo para capturar os movimentos do corpo humano e de suas partes. Há diferentes câmeras de vídeo com diferentes resoluções de imagem e a mais utilizada é a câmera de vídeo de 16 mm que proporciona alta velocidade na captura das imagens (Winter, 2009).

Câmeras de vídeo para capturar a imagem do movimento, dispositivos para registrar e armazenar as imagens, sistemas de playback para análises qualitativas e quantitativas do movimento, digitalizador para realizar as medições da imagem e programa de computador para o processamento e as análises dos parâmetros do movimento são componentes importantes para a captura e a análise do movimento humano através do método de câmeras de vídeo. Além disso, ao selecionar a câmera de vídeo alguns cuidados devem ser tomados, por exemplo, verificar o sistema de qualidade da imagem, a frequência de amostragem e o tempo que o sensor de imagem da câmera é exposto à luz (Payton e Bartlett, 2008).

As análises de vídeo podem ser qualitativas e quantitativas. As análises qualitativas permitem observações detalhadas, sistemáticas e estruturadas da imagem capturada. Neste caso, a imagem é exibida em uma tela ou monitor de computador e os movimentos são observados em tempo real. As análises quantitativas são medições mais detalhadas, permitem que os parâmetros do movimento na imagem sejam quantificados e os registros podem ser bidimensionais e/ou tridimensionais (Payton e Bartlett, 2008).

Os registros de vídeo bidimensional são confinados em um plano único e pré-definido, o plano de movimento. Os registros de vídeo tridimensional são mais eficientes e garantem movimentos espaciais verdadeiros. No último caso, duas ou mais câmeras de vídeo são necessárias para o registro simultâneo do movimento do corpo e marcadores retro refletivos podem ser fixados nas protuberâncias ósseas do corpo do sujeito para indicar sua posição e orientação no espaço (Payton e Bartlett, 2008).

Após a captura das imagens, o próximo passo é remover o ruído com altas frequências através de filtros específicos, por exemplo filtros digitais; transformar as coordenadas das imagens e calcular as variáveis cinemáticas para extrair as informações relevantes para a análise (Payton e Bartlett, 2008).

Como exemplos deste método empregados na literatura, foi verificado que pessoas idosas apresentam maiores movimentos da articulação do quadril ao desempenhar tarefas posturais

estáticas com superfície de apoio estreita, como a posição tandem (Amiridis *et al.*, 2003). Outro estudo encontrou que a coordenação articular (como variações dos ângulos articulares se relacionam ao longo do tempo) é afetada pelo envelhecimento (Freitas e Duarte, 2012). Outro estudo comparou a aquisição de dados por meio da PF e do sistema de câmeras e foi concluído que empregar os dois métodos simultâneos pode ser viável para avaliar as características de idosos com problemas de equilíbrio (Panzer *et al.*, 1995).

Os dados do sistema de câmeras são apresentados em um sistema de coordenadas absoluto, ou seja, em um plano normal para o eixo óptico da câmera. Contudo, o sistema de câmeras tem alto valor de custo (aproximadamente 15 mil dólares nos Estados Unidos) e os marcadores retro refletivos podem limitar certos movimentos do corpo (Winter, 2009).

4.5.2.3.2.2 Acelerômetro

O acelerômetro é um dispositivo simples para mensurar a aceleração do corpo humano durante tarefas posturais estáticas e dinâmicas (Kamen *et al.*, 1998).

Foi projetado para medir as forças de reação associadas com a aceleração do corpo humano. A força exercida pelo segmento do corpo pode ser medida por um transdutor de força do tipo células de carga ou piezo-resistivo (Winter, 2009).

O acelerômetro é um aparelho móvel suspenso em uma micro mola e resistente à aceleração gerada pelo corpo. Quando a massa do segmento do corpo é acelerada contra o transdutor de força, uma voltagem é produzida. Esta voltagem é proporcional à força, e a aceleração do corpo é obtida. Os registros adquiridos com o acelerômetro são transferidos para um computador com programa de computador específico para o armazenamento dos sinais de aceleração do corpo, em outros casos os registros podem ser armazenados na memória de um cartão, e, posteriormente, transferidos para um computador (Culhane *et al.*, 2005; Winter, 2009).

O acelerômetro pode ser uniaxial ou tri-axial. O acelerômetro tri-axial, três acelerômetros, pode ser utilizado para obter informações do movimento tridimensional do corpo humano. Pode ser facilmente colocado em diferentes partes do corpo, como na cabeça, nos joelhos e na espinha ilíaca posterior superior ou próximo ao centro de massa do segmento do corpo (Kamen *et al.*, 1998; Culhane *et al.*, 2005).

O acelerômetro é um método alternativo para quantificar a oscilação corporal de pessoas idosas e suas medidas têm se mostrado eficientes (O'sullivan *et al.*, 2009). Pode ser utilizado

simultaneamente com a plataforma de força (Kamen *et al.*, 1998), por exemplo, o Teste Instrumentado de Oscilação Corporal (TIOC), ferramenta para avaliar de maneira objetiva e prática o controle do corpo humano, combina o uso da PF e do acelerômetro tri-axial para os registros do deslocamento do COP e da aceleração do corpo, respectivamente. O TIOC mostrou ser uma ferramenta confiável e válida para quantificar os sinais do COP em pacientes com doença de Parkinson (Mancini *et al.*, 2012). E, também, pode ser utilizado em conjunto com o sistema de filmagens (Mayagoitia *et al.*, 2002).

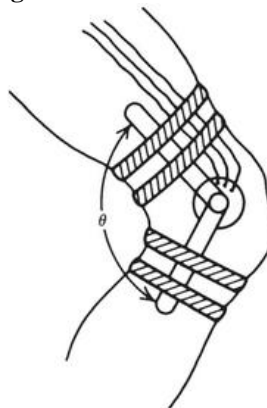
Algumas limitações do acelerômetro são: a aceleração gerada é em relação à posição do segmento do corpo, são aparelhos sensíveis e pode sobrecarregar o movimento do corpo, caso muitos acelerômetros sejam utilizados (Winter, 2009).

4.5.2.3.2.3 Goniômetro

O goniômetro ou potenciômetro elétrico é um método de baixo custo utilizado para medir diretamente o ângulo da articulação do indivíduo (Winter, 2009).

Durante o processo, o goniômetro é fixado em dois segmentos do corpo, por exemplo, a coxa e a perna. O eixo do aparelho é alinhado com a articulação, para o caso do exemplo a articulação do joelho. Uma corrente elétrica é aplicada nos terminais externos do goniômetro. A corrente elétrica gera o deslocamento do aparelho, e, o ângulo articular é mensurado (Winter, 2009).

O goniômetro pode registrar o plano de rotação independente do plano de movimento da articulação. Entretanto possui suas desvantagens, o goniômetro requer um tempo maior para a fixação e alinhamento nos segmentos do corpo e gera ângulos relativos ao invés de ângulos absolutos (Winter, 2009).

Figura 13: Goniômetro.

Fonte: *Biomechanics and motor control of human movement* (Winter, 2009).

4.5.2.3.3 Antropometria

Por meio das medidas antropométricas é possível, além de outras características, determinar as diferenças de etnia, sexo, idade, dimensão dos segmentos corporais e índice de massa corpórea, entre indivíduos e entre grupos de indivíduos (Winter, 2009).

Os parâmetros dos segmentos do corpo humano podem ser obtidos de cadáveres e de sujeitos vivos. Esses parâmetros são importantes pois alguns indivíduos, como por exemplo idosos com alguma deficiência severa, apresentam dificuldades ou estão impossibilitados de assumir certa postura para a medição de suas características físicas (Contini, 1972). É inviável envolver um modelo biomecânico sem os parâmetros referentes à massa e comprimento dos segmentos do corpo, o centro de massa, os ângulos articulares, entre outros (Winter, 2009).

O Modelo do Pêndulo Invertido na postura ereta quieta é um exemplo de que os dados antropométricos podem ser importantes. Segundo Winter, Patla et al. (2003) sem as medidas exatas dos segmentos e ângulos articulares do corpo não seria possível validar experimentalmente a partir da cinemática a informação de que COP-COM está relacionada com a aceleração horizontal do COM. A partir disso, os autores reforçaram que o COM é uma variável controlada passiva e o COP é uma variável de controle ativo. Dessa forma, na postura ereta quieta, a posição do COP pode garantir que o COM esteja em uma posição segura, e não caia para fora dos limites de estabilidade delimitado pelos pés (Winter *et al.*, 2003).

Portanto, a exatidão das análises cinéticas e cinemáticas dependem das medidas físicas do corpo humano ou medidas antropométricas (Winter, 2009).

4.5.2.3.4 Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) é o registro dos sinais elétricos associados com a ativação muscular (Winter, 2009).

Os sinais de EMG representam a corrente elétrica gerada pelo fluxo iônico através das fibras musculares que são inervadas pelas unidades motoras. Quando as unidades motoras são ativadas, elas geram os potenciais de ação, conhecidos como potenciais de ação das unidades motoras, e excitam os motoneurônios alfa. Esta ativação é continuamente repetida até atingir todo o músculo para a geração da força. Quanto mais motoneurônios alfa são excitados, maior é a força gerada nos músculos e maior a taxa de disparo das unidades motoras (De Luca, 2006).

Dessa forma, os sinais elétricos desencadeados pela ativação das unidades motoras das fibras musculares se propagam pelos tecidos do corpo humano. Os sinais de EMG podem alcançar esses sinais elétricos por meio de eletrodos fixados na superfície da pele ou por meio de eletrodos fixados diretamente nos músculos. Os eletrodos superficiais podem ser utilizados em avaliações musculares mais simples como na atividade muscular simultânea dos membros inferiores durante a caminhada. Os eletrodos intramusculares são mais complexos e podem ser utilizados para determinar as características dos potenciais de ação das unidades motoras, por exemplo (De Luca, 2006).

É importante que alguns cuidados sejam tomados, pois os sinais de EMG podem ser influenciados por fatores como a velocidade de encurtamento e estiramento do músculo, a taxa de tensão muscular, a fadiga, a atividade de reflexo do músculo e os movimentos dos eletrodos (Winter, 2009).

Por meio dos sinais de EMG em conjunto com a PF, Laughton *et al.* (2003) encontraram que idosos apresentam maiores atividades musculares e oscilação do corpo, respectivamente (Laughton *et al.*, 2003).

4.5.2.4 Parâmetros para a aquisição e análise dos sinais de estabilografia

Muitos estudos utilizam a técnica de estabilografia para comparar diferenças entre grupos de sujeitos, tais como pessoas saudáveis e pessoas com déficits de equilíbrio, idosos com e sem histórico de quedas e as mudanças relacionadas com a idade (Visser *et al.*, 2008).

Dentre os parâmetros importantes para adquirir os dados com a Plataforma de Força (PF) estão a frequência de aquisição, o período de aquisição, o número de aquisição, o posicionamento

dos pés na plataforma de força, as alterações nas informações sensoriais (como presença da informação visual, olhos abertos, e, ausência da informação visual, olhos fechados) e distância entre o indivíduo e o alvo visual (Visser *et al.*, 2008; Duarte e Freitas, 2010; Ruhe *et al.*, 2010). Para as análises dos sinais de estabilografia têm sido empregados diferentes medidas globais e estruturais. No entanto, a utilização destes parâmetros tem variado bastante na literatura.

Nesta parte serão revisados alguns estudos que têm empregado diferentes parâmetros para avaliar a postura ereta quieta dos indivíduos com a plataforma de força e algumas das variáveis utilizadas para analisar o deslocamento do centro de pressão (COP).

4.5.2.4.1 Frequência de Aquisição

As frequências utilizadas para a aquisição dos dados da posturografia têm variado bastante na literatura (20 a 200 Hz). Entretanto, a escolha da frequência de amostragem deve ser realizada com cuidado (Ruhe *et al.*, 2010).

Para o processamento de qualquer sinal que varia com o tempo, recomenda-se que o teorema da amostra ou teorema de Nyquist não seja violado. O teorema da amostra supõe que “o processo do sinal deve ser amostrado em uma frequência no mínimo duas vezes mais alta do que a frequência presente no próprio sinal”. Dessa forma, se o sinal desejado for amostrado em frequências muito baixas, resultados errôneos poderão ser obtidos (Winter, 2009).

Uma frequência de aquisição de 100 Hz tem sido recomendada em alguns estudos (Duarte e Freitas, 2010; Ruhe *et al.*, 2010; Scoppa *et al.*, 2013).

4.5.2.4.2 Tempo de aquisição

O período de aquisição e a frequência da amostra são fatores que podem afetar as avaliações da posturografia estática. Na literatura, o tempo de aquisição das tarefas posturais tem variado de alguns segundos para 30 min (Visser *et al.*, 2008). Determinar o tempo de aquisição das tarefas posturais é importante para adquirir dados mais confiáveis (Le Clair e Riach, 1996).

Alguns estudos que avaliam a trajetória do COP durante a postura ereta quieta têm se limitado em adquirir os dados em alguns segundos devido à possível fadiga dos voluntários (Duarte e Zatsiorsky, 2001), esse tempo de aquisição tem variado de 20 à 60 s (Scoppa *et al.*, 2013). Partindo para um objetivo diferente, Duarte e Zatsiorsky (2000) investigaram a trajetória do COP, durante a postura ereta irrestrita, o período de aquisição da tarefa foi de 30 min. Os autores

verificaram que em tempos maiores de aquisição, por exemplo 10 min, frequências menores e uma menor variabilidade nos sinais do COP podem ser observadas (Duarte e Zatsiorsky, 2000).

Le Clair e Riach (1996) determinaram qual período de tempo pode ser ideal para as coletas de dados durante a avaliação da postura ereta quieta de pessoas jovens. Para isto, os autores adquiriram os dados em diferentes períodos de tempo (10, 20, 30, 45 e 60 s). Eles demonstraram que o tempo de amostragem pode afetar as mensurações da trajetória do COP e o tempo de aquisição de 10 s foi o menos confiável. Os autores encontraram que os períodos de tempo de 20 e 30 s foram ideais (Le Clair e Riach, 1996). Em contraste, um estudo sugeriu que fenômenos transientes podem estar contidos nos primeiros 20 s de aquisição dos sinais do COP e podem distorcer as medidas de análise (Carroll e Freedman, 1993). Outro estudo também indica que curtos períodos de aquisição podem capturar componentes de alta frequência e provocar grandes variações nos sinais do COP (Carpenter *et al.*, 2001).

Carpenter *et al.* (2001) investigaram o efeito do tempo de aquisição da postura ereta quieta de jovens em algumas medidas de análise do COP. Os sinais do COP foram coletados em 120 s. Depois o tempo foi decomposto em 8 registros de 15 s, 4 registros de 30 s, 2 registros de 60 s e o tempo total de 120 s e as medidas foram computadas. Os autores sugerem que durante a postura ereta quieta um tempo de aquisição de no mínimo 60 s pode ser empregado para obter medidas confiáveis do COP (Carpenter *et al.*, 2001). Outro estudo sugere que o tempo de aquisição pode ser de 50 s e os registros podem iniciar 10 s antes para adaptação dos voluntários (Kapteyn *et al.*, 1983).

De maneira similar, Lafond, Corriveau, *et al.* (2004) adquiriram os testes de postura de idosos saudáveis em um tempo de 120 s. Os autores analisaram os sinais do COP em tempos fracionados de 30, 60 e 120 s para cada um dos nove ensaios realizados. Eles encontraram que o aumento na confiabilidade das variáveis do COP é observado em tempos maiores de aquisição dos sinais, principalmente em 120 s. E, afirmaram que este tempo permite uma boa exatidão nas frequências dos sinais obtidos (Lafond, Corriveau, *et al.*, 2004).

Van Der Kooij *et al.* (2011) avaliaram a postura ereta quieta de jovens e examinaram o efeito do tempo de aquisição das tarefas posturais nas medidas de análise do COP. Os dados foram coletados em 600 s e decompostos em 10 registros de 60 s (0-60, 0-120, 0-180, ... ,0-600 s). Os autores sugeriram manter a recomendação do período de tempo de 60 s ao avaliar o efeito do tempo de aquisição nas medidas de análise do COP. Os autores consideraram que no período de tempo

de 60 s, as medidas de análise do COP também são viáveis para comparar grupos de sujeitos com dificuldades em permanecer em pé por longos períodos de tempo (Van Der Kooij *et al.*, 2011).

Doyle *et al.* (2007) verificaram a consistência das variáveis do COP ao investigarem a postura ereta quieta de pessoas jovens. O tempo de aquisição de cada tarefa foi de 90 s, esse tempo foi decomposto (30, 60 e 90 s) para que as variáveis fossem calculadas. Os autores também sugerem que 60 s é um tempo aceitável para alcançar níveis confiáveis para muitas medidas do COP (Doyle *et al.*, 2007)

A escolha da duração das tentativas pode se basear em quais períodos de frequência são relevantes para o estudo (Duarte e Zatsiorsky, 2000), as variáveis de interesse e a população que será estudada (Doyle *et al.*, 2007). Quanto maior o tempo de aquisição das tarefas posturais, mais confiáveis serão as variáveis de análise do COP, e as chances em descobrir pequenas diferenças entre grupos de sujeitos e de estratégias posturais serão maiores (Carpenter *et al.*, 2001). Entretanto, um tempo muito longo de aquisição das tentativas pode ocasionar fadiga aos sujeitos (Le Clair e Riach, 1996).

Como mencionado o período de aquisição dos sinais do COP tem variado bastante na literatura. Contudo, na maioria dos estudos reportados aqui, os autores sugerem adquirir os sinais de estabilografia com um tempo de aquisição de 60 s.

4.5.2.4.3 Número de aquisições

O COP possui uma variabilidade intrínseca que afeta tanto a confiabilidade ou consistência dos resultados das suas variáveis de análise quanto a validade ou a capacidade do que realmente se pretende medir. Dessa forma, para obter sinais mais confiáveis do COP, o número médio de ensaios é um importante fator para ser determinado (Bravo e Potvin, 1991; Lafond, Corriveau, *et al.*, 2004). Entretanto, a literatura tem apresentado diferentes número de repetições das tarefas posturais.

Lafond, Corriveau, *et al.* (2004) estimaram o número médio de ensaios que são necessários para obter variáveis confiáveis do COP, a partir de 9 ensaios consecutivos coletados durante a postura ereta quieta. Os autores encontraram que 2 tentativas são suficientes para obter uma variável confiável como a velocidade média do COP. Para outras variáveis de análise, eles encontraram que 3 tentativas foram suficientes (Lafond, Corriveau, *et al.*, 2004).

Corriveau *et al.* (2000) verificaram quantos ensaios são necessários para obter uma medida confiável da variável (COP-COM). Para isto, os idosos do estudo desempenham 11 tentativas de 120 s cada em postura ereta quieta. Quando há pequena distância entre o COP e o COM, uma instabilidade na postura pode ser observada. Os autores encontraram que no mínimo 4 ensaios são suficientes para resultados confiáveis da variável (COP-COM). Entretanto, os autores relatam que 4 ensaios pode ser razoável quando a amostra do estudo apresentar algum problema de equilíbrio (Corriveau *et al.*, 2000).

Doyle *et al.* (2007) determinaram o número de ensaios que são necessários para medidas consistentes do COP ao investigarem a postura ereta quieta de pessoas jovens. Para isto, os autores coletaram 10 tentativas de cada sujeito em um tempo de 90 s para cada tentativa. Os autores concluíram que 5 tentativas são suficientes para o grupo analisado, entretanto, eles relatam que pode ser um número exigente para outros grupos de pessoas, como os idosos (Doyle *et al.*, 2007).

A atenção ao escolher o número de tentativas para a coleta das tarefas posturais é muito importante, pois um processo de aprendizagem pode ocorrer com muitas repetições, mesmo na simples tarefa da postura ereta quieta. Isso leva o sujeito a buscar posições mais seguras e reduzir a oscilação do seu corpo (Tarantola *et al.*, 1997).

Dentre os estudos mencionados, o número de aquisições dos sinais de estabilografia tem variado de 2 a 5 aquisições ou tentativas.

4.5.2.4.4 Posicionamento dos pés na plataforma de força

A mensuração quantitativa da oscilação do corpo pode ser influenciada por alguns fatores biomecânicos como o posicionamento dos pés na PF e as variáveis antropométricas dos sujeitos (Chiari *et al.*, 2002). Desse modo, padronizar a posição dos pés e conhecer as medidas físicas dos voluntários pode ser uma alternativa para minimizar a ocorrência de erros durante a repetição das tarefas posturais.

Mcilroy e Maki (1997) investigaram a posição dos pés que seus sujeitos adotaram quando desempenharam os testes posturais. Para isto, os sujeitos foram solicitados a ficarem em postura ereta quieta e os esboços do posicionamento dos pés sobre a PF foram desenhados. Os autores verificaram que há uma grande variabilidade na escolha da posição dos pés e destacaram a necessidade da sua padronização. Os autores contrastaram com as sugestões de Kapteyn *et al.*

(1983) (Mcilroy e Maki, 1997) que sugeriram aos sujeitos permanecerem com os calcanhares juntos e os pés abduzidos em um ângulo de 30° (Kapteyn *et al.*, 1983).

Kirby *et al.* (1987) determinaram se a posição dos pés sobre a PF afeta os sinais de deslocamento do COP. Para isto, a posição dos pés dos sujeitos foi desenhada, a partir de diferentes avaliações como quatro variações médio-lateral, pés juntos e pés afastados em três diferentes distâncias (15, 30 e 45 cm); cinco variações ântero-posterior, pés em posição confortável, posição tandem com pé direito à frente (10 e 30 cm), posição tandem com pé direito atrás (10 e 30 cm); e cinco variações de ângulos dos pés, pés alinhados, dedos do pé aduzidos (25° e 45°) e dedos do pé abduzidos (25° e 45°). Os autores concluíram que o posicionamento dos pés sobre a PF é um fator importante que influencia na trajetória do COP e sugerem que os sujeitos sejam permitidos a escolherem a posição mais confortável para os seus pés (Kirby *et al.*, 1987).

Teranishi *et al.* (2011) não estabeleceram uma distância entre o posicionamento dos pés durante o desempenho das tarefas posturais no teste de equilíbrio (SIDE). Como justificativa, os autores relatam que mesmo quando solicitados a ficarem em posição ereta sobre uma superfície de apoio ampla, os idosos, principalmente com déficits de equilíbrio, não conseguem ajustar a posição de seus pés (Teranishi *et al.*, 2011).

Chiari *et al.* (2002) investigaram os fatores biomecânicos que podem influenciar nas variáveis do COP. Para isto, seus sujeitos foram solicitados a posicionar os pés de maneira confortável sobre a PF. Posteriormente, o tamanho dos pés foi medido e os esboços desenhados. Os autores destacaram a importância de medir a posição dos pés adotada pelos sujeitos para direcionar as características biomecânicas do corpo durante a postura ereta quieta. Normalizar as variáveis do COP, por exemplo dividir a velocidade média do COP AP (direção ântero-posterior) pela altura do sujeito, também foi sugerido pelos autores (Chiari *et al.*, 2002).

Duarte e Freitas (2010) mencionaram que a posição dos pés sobre a PF pode ser padronizada pela distância de afastamento entre os calcanhares e pelo ângulo de abertura formado entre os pés, mas uma desvantagem deste tipo de padronização é não considerar as características de cada indivíduo o que pode levar a adoção de ajustes posturais. Os autores também mencionaram sobre a possibilidade de deixar que os indivíduos escolham a posição confortável para os pés, mas deve ter uma atenção maior para controlar os pés dos indivíduos a cada repetição da condição postural (Duarte e Freitas, 2010).

Dos achados reportados, ainda não há um consenso sobre o posicionamento dos pés do indivíduo sobre a PF. Segundo Chiari *et al.* (2002), a altura, o peso corporal, a largura máxima dos pés e o ângulo de abertura formado entre os pés na base de apoio são algumas das medidas antropométricas que podem ser incluídas nos protocolos experimentais para padronizar e controlar a posição dos pés sobre a PF (Chiari *et al.*, 2002).

4.5.2.4.5 Condições sensoriais e distância do alvo visual

É bem reportado na literatura que na postura ereta quieta o sujeito oscila mais quando a informação visual não está presente do que quando a informação visual está presente (Prieto *et al.*, 1996; Lord e Menz, 2000; Prado *et al.*, 2007). Por exemplo, Prieto *et al.* (1993) mostraram que quando os sujeitos foram avaliados em diferentes condições visuais, olhos abertos e olhos fechados, as medidas dos sinais do COP foram influenciadas pelo aumento da idade, e foram mais significantes quando os indivíduos estavam com os olhos fechados (Prieto *et al.*, 1993).

Durante as tarefas posturais realizadas na presença da condição visual, é muito comum os voluntários fixarem o olhar em um ponto localizado à sua frente e à altura dos seus olhos (Duarte e Freitas, 2010). Contudo, alguns cuidados podem ser tomados ao escolher a distância entre o alvo e o sujeito, pois alguns estudos têm revelado que a distância pode contribuir para o aumento ou redução indesejada da oscilação do corpo humano (Stoffregen *et al.*, 2000; Prado *et al.*, 2007).

Stoffregen *et al.* (2000) investigaram a influência da visão na oscilação do corpo de pessoas jovens. Os voluntários foram instruídos a permanecerem em pé e fixarem o olhar em dois alvos localizados em diferentes distâncias 3.5 m e 0.4 m. Os autores verificaram uma menor variabilidade na oscilação do corpo dos jovens quando o olhar foi fixado no alvo mais próximo do que no alvo distante. (Stoffregen *et al.*, 2000). De maneira similar, Prado *et al.* (2007) verificaram que um alvo visual localizado em menor distância provoca uma redução na oscilação do corpo tanto em pessoas jovens quanto em pessoas idosas (Prado *et al.*, 2007).

Quando as condições proprioceptivas dos pés e dos tornozelos é reduzida, a visão exibe um importante papel no controle postural, principalmente para a população idosa que passará a depender mais da visão (Lord e Menz, 2000). Teasdale *et al.* (1991) avaliaram a postura ereta quieta de dois grupos, jovens e idosos, em condições visuais e somatossensoriais alteradas. Os autores mostraram que a exclusão ou rompimento de uma destas entradas sensoriais não é suficiente para diferenciar o comportamento do corpo dos dois grupos devido a compensação pela

informação sensorial que permanece. No entanto, quando ambas entradas sensoriais são alteradas é observado uma maior oscilação do corpo no grupo de idosos (Teasdale *et al.*, 1991).

Como observado, as alterações nas informações sensoriais, visual (olhos abertos e fechados) e somatossensorial (superfície de apoio firme e macia) tem sido empregadas em muitos estudos. Alguns estudos têm combinado todas as condições sensoriais, enquanto outros estudos têm utilizado as condições visuais em combinação apenas com a superfície de apoio firme.

4.5.2.4.6 Outros parâmetros

É importante considerar outros parâmetros que também podem influenciar na avaliação da posturografia estática com a PF.

Por exemplo, a atenção requerida em uma tarefa postural pode influenciar no controle da postura. A atenção pode ser entendida como a capacidade que o indivíduo possui para processar as informações. No entanto, estudos tem mostrado que tarefas posturais mais complexas como desempenhar duas tarefas simultaneamente que demandam alto nível de atenção, podem interferir na avaliação do controle postural, principalmente de pessoas idosas (Woollacott e Shumway-Cook, 2002).

Outro fator importante que deve ser levado em consideração, são as condições do ambiente em que se pretende coletar os dados de estabilografia, e é necessário tomar alguns cuidados com a qualidade de iluminação e a existência de frequências altas de ruídos sonoros (Kapteyn *et al.*, 1983; Duarte e Freitas, 2010; Scoppa *et al.*, 2013).

As instruções “permaneça o mais parado possível” e “permaneça parado” que são fornecidas aos voluntários antes das tarefas posturais também podem interferir nos sinais do COP. Zok *et al.* (2008) avaliaram essas instruções e encontraram uma menor estabilidade postural e maior variabilidade do COP quando os voluntários jovens receberam a segunda instrução. Devido a maior consistência dos resultados e facilidade em comparar com outros estudos, os autores sugeriram que os examinadores instrua seus voluntários com “permaneça o mais parado possível” (Zok *et al.*, 2008).

O posicionamento dos braços durante a avaliação da posturografia estática é uma característica bastante mencionada na literatura. Do ponto de vista biomecânico é mais comum os examinadores solicitarem aos sujeitos para ficarem com os braços relaxados ao lado do corpo do

que com os braços na frente do peito ou posicionados para trás, durante a aquisição dos sinais do COP (Ruhe *et al.*, 2010).

A segurança também é um requisito importante durante a avaliação da posturografia estática. Uma maneira de fornecer segurança aos voluntários, quando necessário, é através de suportes externos, durante as tarefas posturais, que podem reduzir o risco de quedas, por exemplo equipá-los com coletes de segurança com fixação no ombro ou na parte superior do tronco inferior e cabos conectados ao teto (Visser *et al.*, 2008; Duarte e Freitas, 2010). Partindo do pressuposto que um toque leve dos dedos pode reduzir a oscilação do corpo durante a postura ereta quieta, houve questionamentos se esta medida de segurança poderia influenciar as avaliações. No entanto, foi verificado em um grupo de jovens que o colete de segurança com cabos flexíveis não contribuiu para a redução da oscilação do corpo durante a postura ereta quieta com e sem informação visual (Freitas *et al.*, 2005).

Para coleta dos dados de posturografia estática do presente estudo, não foi utilizado coletes de segurança, visto que os participantes foram diretamente assistidos pelo avaliador, e, em casos de necessidade, o avaliador forneceu o suporte assistencial ao participante.

4.5.2.4.7 Métodos de análise global do COP

A trajetória do COP, nas coordenadas x e y, é a medida mecânica mais comum quantificada pela PF na postura ereta quieta. Muitas variáveis podem ser utilizadas para analisar os sinais de deslocamento do COP.

As variáveis de análise global são utilizadas para fazer inferências dos mecanismos neurológicos e biomecânicos do sistema de controle postural (Lafond, Corriveau, *et al.*, 2004) através da quantificação da oscilação do corpo (Duarte *et al.*, 2011). Elas podem ser classificadas como medidas de domínio tempo e medidas de domínio frequência (Prieto *et al.*, 1993).

As principais medidas de domínio tempo para avaliar os sinais do COP são o deslocamento total do COP, o desvio-padrão, a raiz quadrada da média (do inglês: *root mean square*, *RMS*), a amplitude do deslocamento do COP, a velocidade média do COP e a área de deslocamento do COP. O deslocamento total é a trajetória do COP na superfície de apoio, o desvio-padrão é a dispersão do deslocamento do COP a partir de sua posição média, o RMS é a distância quadrática média do COP a partir de sua posição média, a amplitude é a distância entre o deslocamento máximo e mínimo do COP em cada direção, a velocidade média resultante é o deslocamento total

do COP dividido pelo tempo total, e a área estima a dispersão do COP através do cálculo de 95% da área do estatocinesigrama (Duarte e Freitas, 2010; Duarte, 2015). As medidas de domínio frequência podem ser analisadas pela transformada das séries de Fourier que transformam as coordenadas COPx e COPy e extraem alguns parâmetros do espectro de amplitude, como a frequência do pico e a banda de frequência, calculados pela Transformada Rápida de Fourier (Baratto *et al.*, 2002). Na tabela 1 são apresentadas algumas variáveis de domínio de tempo e suas equações para analisar o deslocamento do COP, nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML), para uma revisão destas e outras variáveis ver (Prieto *et al.* (1996); Baratto *et al.*, 2002; Duarte e Freitas (2010); Duarte, 2015).

Baratto *et al.* (2002), avaliaram a postura ereta quieta de três grupos de sujeitos e das 38 variáveis utilizadas para analisar o deslocamento do COP, os autores sugeriram apenas duas variáveis de análise global, a trajetória do COP e a banda de frequência do estabilograma e duas variáveis de análise estrutural. Os autores reportaram que as variáveis foram eliminadas por serem redundantes e não apresentarem efeito na condição visual para os sujeitos saudáveis (Baratto *et al.*, 2002). Lafond, Corriveau, *et al.* (2004) estudaram diferentes variáveis de análise do deslocamento do COP, entre elas RMS, amplitude, velocidade média, frequência média, frequência mediana, e área de oscilação e encontraram que a velocidade média do deslocamento do COP foi a variável mais confiável para avaliar a estabilidade postural (Lafond, Corriveau, *et al.*, 2004). Similarmente, Cornilleau-Peres *et al.* (2005) avaliaram a postura ereta quieta de um grupo de adultos maduros e verificaram que comparada a variável RMS, a velocidade média de deslocamento do COP foi a variável mais confiável para avaliar a contribuição da informação visual durante a estabilidade postural (Cornilleau-Peres *et al.*, 2005).

Tabela 1: Variáveis e equações de análise global do deslocamento do COP.

Variáveis	Equações
Deslocamento total	$D = \sum_{n=1}^{N-1} [(x_{AP(n+1)} - x_{AP(n)})^2 + (x_{ML(n+1)} - x_{ML(n)})^2]^{1/2}$
Média	$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N-1} x_n$
Desvio-padrão	$DP_{AP} = \frac{[\sum_{n=1}^{N-1} (x_{AP(n)} - \bar{x}_{AP})^2]^{1/2}}{N} \quad DP_{ML} = \frac{[\sum_{n=1}^{N-1} (x_{ML(n)} - \bar{x}_{ML})^2]^{1/2}}{N}$
RMS	$RMS_{AP} = \frac{[\frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N-1} x_{AP(n)}^2]^{1/2}}{N} \quad RMS_{ML} = \frac{[\sum_{n=1}^{N-1} x_{ML(n)}^2]^{1/2}}{N}$
Amplitude	$A_{AP} = \max(x_{AP}) - \min(x_{AP})$ $A_{ML} = \max(x_{ML}) - \min(x_{ML})$
Velocidade média resultante	$Velo = \frac{\sum_{n=1}^{N-1} [(x_{AP(n+1)} - x_{AP(n)})^2 + (x_{ML(n+1)} - x_{ML(n)})^2]^{1/2}}{T}$

Fonte: Prieto *et al.* (1996), Duarte e Freitas (2010).

4.5.2.4.8 Métodos de análise estrutural do COP

As séries temporais do COGv e do COP são sinais complexos que contêm uma diversidade de informações relevantes sobre o controle postural dos indivíduos. O que e como extrair as informações dos sinais tem sido alvo de inúmeras pesquisas por décadas e há uma grande variedade de modelos e métodos matemáticos (Hufschmidt *et al.*, 1980; Prieto *et al.*, 1993; Winter, 2009; Duarte e Freitas, 2010).

Dentre estes métodos, pode-se destacar: parâmetros de estatística simples (Murray *et al.*, 1975; Paulus *et al.*, 1984); variações e áreas de migração (Hasan *et al.*, 1990; Starkes *et al.*, 1992; Riach e Starkes, 1993; Slobounov e Newell, 1994); velocidade de migração (Hasan *et al.*, 1990; Starkes *et al.*, 1992; Riach e Starkes, 1994); comprimento do caminho viajado (Norre, M. *et al.*, 1987; Norre, M. E. *et al.*, 1987); características espectrais (Bensel e K., 1968; Aggashyan *et al.*, 1973a; Aggashyan *et al.*, 1973b; Soames *et al.*, 1976; Peeters *et al.*, 1985; Yoneda e Tokumasu, 1986; Schumann *et al.*, 1995; Williams *et al.*, 1997); análises de autocorrelação e autoregressão (Bräuer e Seidel, 1981; Tokumasu *et al.*, 1983; Takata *et al.*, 1983a; Takata *et al.*, 1983b); medidas de tempo-até-contato (Riccio, 1993; Slobounov *et al.*, 1997); dimensões fractais (Firsov e Rosenbum, 1990; Prieto *et al.*, 1992); medidas de complexidade (Duarte e Sternad, 2008); análise no plano de fases (Riley *et al.*, 1995); coeficientes de Grassberger-Procaccia para estudo da dimensionalidade de processos caóticos (Collins e De Luca, 1993; Newell *et al.*, 1993; Collins e

De Luca, 1994) e análise de difusão do estabilograma (Roy *et al.*, 1987; Collins e De Luca, 1995a; b; Newell *et al.*, 1997; Riley *et al.*, 1997; Lauk *et al.*, 1998), entre outros.

Collins e De Luca (1993) analisaram o estabilograma com um modelo estocástico, o movimento browniano de curta e de longa duração. Um exemplo de movimento browniano é o de uma partícula que se movimenta aleatoriamente em linha reta, conhecido como *random walk* unidimensional. Os autores sugeriram que intervalos de curto tempo (circuito de malha aberta) e intervalos de longo tempo (circuito de malha fechada) são utilizados pelo sistema de controle postural (Collins e De Luca, 1993).

Slobounov *et al.* (1997) verificaram que o “tempo virtual até contato” é uma variável relevante para o sistema de controle postural. A variável “tempo virtual até contato” é uma medida espaço-temporal do deslocamento do COP na superfície de apoio (Slobounov *et al.*, 1997).

Duarte, M. e Zatsiorsky, V. (1999) avaliaram a postura ereta irrestrita de longa duração (30 min) de dez sujeitos saudáveis e analisaram a trajetória do COP baseados na ideia de que para esta tarefa a migração do COP não é puramente estocástica (ou não representa um *random walk*) e é estruturada. Eles mostraram que durante a postura ereta irrestrita de longa duração há padrões específicos e consistentes da migração do COP que podem ser reconhecidos por um algoritmo de computador. Os autores mostraram que quando a migração do COP é esboçada no estatocinesigrama, dois padrões são observados, a postura ereta de multi-região, em que o sujeitos realizam várias mudanças posturais durante a tentativa; e a postura ereta de uni-região. E, quando a migração do COP é esboçada no estabilograma, três padrões são observados, *shifting*, rápido deslocamento da posição média do COP de uma região para outra região; *fidgiting*, rápido e grande deslocamento do COP e seu retorno para aproximadamente a mesma região; e *drifting*, lento e contínuo deslocamento da posição média do COP (Duarte, M. e Zatsiorsky, V., 1999).

4.6 Acesso público à pesquisa

A ciência é construída com coleta, análise, publicação, reanálise, crítica e reutilização dos dados científicos, no entanto, devido à dificuldade de acesso aos dados e as restrições impostas pelos publicadores quanto a utilização de seus dados, a disseminação científica não ocorre em sua totalidade. Em resposta a estes problemas, algumas pessoas se envolveram em um processo de reforma da comunicação científica através da promoção do *open access*, do *open data* e do desenvolvimento de plataformas que reduzem o custo e a dificuldade de manusear as informações

científicas. O *Open Knowledge Definition*, uma organização promotora do conhecimento aberto, define ‘open’ como a liberdade que qualquer pessoa possui para acessar, utilizar, modificar e compartilhar o conhecimento científico de acordo com suas próprias finalidades (Molloy, 2011).

O acesso às publicações e aos dados pode ser um passo para o *Open Science*, mas este acesso ainda não é suficiente para garantir a reprodutibilidade científica, também é necessário tornar o código de computador acessível (Hey e Payne, 2015). O *Open Science* não está apenas limitado às publicações científicas abertas e livres, visa a reprodução dos experimentos científicos, no entanto, os experimentos apenas serão reprodutíveis se todas as informações, os dados, os códigos e as ferramentas utilizados no estudo forem disponibilizados de maneira livre, gratuita e com qualidade (Kon, 2013).

É interessante destacar que disponibilizar informações com qualidade e seguir um padrão internacional dos códigos de informações são relevantes para alcançar o maior número do público de interesse e facilitar a utilização destas informações por outras pessoas (Kon, 2013). As informações podem ser disponibilizadas como um programa de computador livre de código aberto de acordo com uma licença aprovada por órgãos específicos, como o *Open Source Initiative* (OSI) ou o *Free Software Foundation* (FSF), as licenças podem ser verificadas em <http://opensource.org/licenses> (Kon, 2013). O programa de computador livre de código aberto é um recurso utilizado para troca de conhecimentos, o público terá o acesso e poderá adaptar e melhorar as informações dos experimentos, caso seja necessário, e posteriormente redistribuir novas ideias (Nash, 2010).

Alguns grupos de pesquisa têm publicado seus dados livremente junto às publicações. Wang e Srinivasan (2014) disponibilizaram os dados cinemáticos de seus sujeitos caminhando em uma esteira por cinco minutos em três velocidades diferentes no repositório *Dryad* (<http://datadryad.org/resource/doi:10.5061/dryad.5kh00>). Moore *et al.* (2015) combinaram o *open data* e o *open software* dos dados cinéticos e cinemáticos de sujeitos caminhando em uma esteira em três velocidades diferentes, e ainda disponibilizaram o protocolo detalhado dos experimentos com o intuito de permitir que os resultados sejam reproduzíveis (<https://github.com/csuhmc/perturbed-data-paper>).

Alguns exemplos de páginas na internet que englobam bases de dados, conjuntos de dados repositórios e simuladores publicamente acessíveis são: *The Open Science Project: Open source scientific software* (<http://openscience.org>) no qual é possível encontrar algumas bases de dados e

simuladores de diferentes áreas. A *Nature* (<http://www.nature.com/sdata/data-policies/repositories>) disponibiliza alguns repositórios para o armazenamento dos dados científicos de suas publicações. O *Mobilize Center* (<http://mobilize.stanford.edu/>), uma página na internet recente que pretende compartilhar dados e *softwares* na área do movimento humano. O *Physionet* (<http://www.physionet.org/>) inclui mais de 70 bases de dados e disponibiliza os dados coletados a partir de sinais fisiológicos do corpo humano e o *open-source software* relacionado. O Zenodo (<https://zenodo.org/>) um servidor que permite o compartilhamento de pesquisas científicas. O *ClinicalTrials.gov* (<https://clinicaltrials.gov/>) é uma base de dados de estudos clínicos de seres humanos conduzidos no mundo. O *Rehabilitation Measures Database* (<http://www.rehabmeasures.org/default.aspx>) disponibiliza ferramentas de avaliação clínica confiáveis e já validadas que podem ser utilizadas para avaliar pacientes em diferentes fases de reabilitação. O *Neurosynth* (<http://neurosynth.org/>) disponibiliza os dados de imagem de ressonância magnética funcional. A *International Society of Biomechanics* (<http://isbweb.org/data/>) disponibiliza um conjunto de dados biomecânicos. O *Clinical Gait Analysis Normative Gait Database* (<http://clinicalgaitanalysis.com/>) disponibiliza diferentes informações e dados clínicos de marcha. O *CMU Graphics Lab Motion Capture Database* (<http://mocap.cs.cmu.edu/>) disponibiliza dados cinemáticos de marcha. O *Open Sim* (<http://opensim.stanford.edu/>) é um software livre para modelagem e simulação do movimento humano e ainda disponibiliza dados experimentais.

Esta variedade de dados experimentais publicamente acessíveis, principalmente sobre marcha humana evidencia a escassez em encontrar dados experimentais de posturografia estática. Partindo deste pressuposto, um conjunto de dados público do controle postural faz-se necessário.

5 Métodos

Nesta parte serão apresentados os questionários, os testes e os protocolos experimentais utilizados na Coleta de Dados para a Avaliação do Controle Postural, e será apresentado sobre a implementação do *Balance Datasets* (BDS).

Anterior às avaliações que geraram o repositório de dados BDS, foram conduzidos experimentos pilotos com 5 sujeitos para treinamento com os equipamentos e protocolo experimental. Os dados destes sujeitos não foram incluídos no repositório BDS.

5.1 Local do estudo

A coleta de dados foi conduzida no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor da Universidade Federal do ABC (UFABC) localizado no campus de São Bernardo do Campo, SP, Brasil no período de outubro de 2015 a março de 2016.

5.2 Aspectos éticos

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da UFABC, sob parecer número 842529/2014. Todos os participantes voluntários foram informados do direito de se recusar a participar da pesquisa ou se retirar da mesma a qualquer momento e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Os experimentos não foram invasivos e não envolveram nenhum risco à saúde física e mental dos participantes. Durante todas as avaliações, os voluntários foram monitorados, e, quando necessário, assistência foi oferecida aos mesmos.

5.3 Tamanho da amostra

Este estudo coletou dados de um número de sujeitos suficientes para que um teste de diferença entre os dois grupos para uma variável qualquer com nível de significância (α) de 0,05 e poder (β) de 0,8, possa detectar no mínimo uma diferença com tamanho de efeito (d de Cohen) de 0,5 (um tamanho de efeito médio) (Cohen, 1988). Para tanto, seriam necessários 64 indivíduos para cada um dos grupos. No entanto, prevendo perda de dados e características dos indivíduos e dos dados que comprometam a homogeneidade dos grupos, visamos coletar dados de 100 indivíduos para cada um dos grupos.

Inicialmente, foram avaliados 231 sujeitos, sendo 127 sujeitos adultos e 104 sujeitos idosos, porém foram excluídos dados de 68 sujeitos devido a problemas com a coleta de dados de estabilografia destes sujeitos. Dessa forma, o presente estudo contou com a participação de 163 indivíduos que foram divididos em dois grupos. O grupo I contou com 87 sujeitos adultos, com faixa etária entre 18 e 59 anos e o grupo II contou com 76 sujeitos idosos, com faixa etária entre 60 e 85 anos.

A amostra de adultos foi constituída por professores, funcionários e alunos da comunidade UFABC em geral. A amostra de idosos foi constituída por idosos frequentadores do curso de

estimulação cognitiva da UFABC, professores e funcionários idosos da comunidade UFABC, e, idosos inseridos em diferentes cursos oferecidos pelo Centro de Referência do Idoso de Santo André (CRISA), SP, Brasil.

5.4 Recrutamento dos sujeitos

Os indivíduos da comunidade e frequentadores da UFABC foram convidados por meio de envio de mensagens em seus e-mails institucionais e/ou por meio de mensagens nas redes sociais e/ou por meio de divulgação pessoal. Os interessados entraram em contato diretamente com a pesquisadora para agendamento da coleta de dados.

Os indivíduos idosos do CRISA foram convidados por meio de cartaz divulgado no próprio local. Os interessados foram solicitados a informar seu contato para o responsável do CRISA. Posteriormente, a pesquisadora entrou em contato com os interessados e realizou o agendamento da coleta de dados.

5.5 Critérios de Seleção

Os indivíduos que apresentaram capacidade de compreensão e de comunicação verbal, aptos a executarem as tarefas solicitadas e capazes de permanecer em posição ortostática bipodal e de maneira independente foram incluídos no presente estudo.

5.6 Procedimentos experimentais

Inicialmente, as avaliações foram agendadas e realizadas individualmente em um único dia pela pesquisadora. Ao comparecer ao laboratório, o voluntário foi informado sobre o objetivo do estudo, as etapas da avaliação, o tempo de execução da avaliação, o seu anonimato e convidado a ler o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) ou o próprio avaliador poderia realizar esta leitura. Ao concordar em participar do estudo, o voluntário foi solicitado a preencher e assinar o TCLE (Anexo 1).

Em sequência e seguindo nesta ordem, a avaliação se baseou em questionários, em testes qualitativos e em teste quantitativo. Para cada voluntário, toda a avaliação durou aproximadamente de uma a duas horas.

O voluntário também foi informado que toda a avaliação, incluindo a mensuração dos dados antropométricos, seria realizada sem sapatos e sem meias.

5.7 Tarefas experimentais

Os Questionários e os Testes qualitativos foram utilizados para caracterizar os voluntários, e o Teste quantitativo foi utilizado para mensurar a oscilação postural dos participantes.

5.7.1 Questionários

Os Questionários utilizados para obter informações mais específicas dos voluntários, tais como características socioculturais, demográficas e de saúde, foram: a Ficha de Avaliação Global e o Histórico de Quedas.

5.7.1.1 Ficha de Avaliação Global

A Ficha de Avaliação Global foi formada por perguntas referentes à identificação, anamnese (problemas de saúde), levantamentos de dados (uso de medicamentos, hábitos comuns) e pela mensuração dos dados antropométricos (Apêndice 1).

Os equipamentos requeridos para este questionário foram mesa, cadeira, computador, balança digital, estadiômetro e paquímetro. O questionário foi preenchido pela avaliadora via formulário online durante entrevista pessoal com o voluntário.

Seguindo a ordem das perguntas, todas as respostas foram registradas. E, para verificar os dados antropométricos, solicitou-se ao voluntário para ficar descalço. Quanto à massa corporal, o valor em quilogramas foi registrado quando o voluntário permaneceu em pé sobre a balança. Com relação à estatura, foi solicitado ao voluntário permanecer em pé e com a região dorsal do seu corpo e seus calcanhares bem próximos à parede, e, o valor em centímetros foi registrado por meio do estadiômetro. E, quanto ao comprimento dos pés, esquerdo e direito, com o uso de um paquímetro foi registrado o valor em centímetros do comprimento do segmento que vai da extremidade distal do primeiro metatarso até o ponto médio do osso do calcâneo (Chiari *et al.*, 2002).

5.7.1.2 Histórico de Quedas

O Histórico de Quedas foi composto de perguntas adicionais para o *Short Falls Efficacy Scale International*. Estas perguntas estavam concentradas em verificar se o voluntário sofreu

alguma queda acidental nos últimos doze meses, e, para o caso de uma resposta positiva, outras questões, por exemplo quantas vezes caiu e como caiu, eram realizadas para a obtenção de respostas mais detalhadas referentes à esta queda acidental. Além disso, este questionário incluiu as seguintes perguntas: “Você possui dificuldade em equilibrar-se?”, “Você perde o equilíbrio facilmente?”, “Você possui dificuldade para sentir a forma, textura e temperatura de objetos com os pés” (Apêndice 2).

No caso deste questionário foram necessários mesa, cadeira e computador. E, o questionário também foi preenchido pela avaliadora via formulário *online* durante entrevista pessoal com o voluntário.

5.7.2 Testes Qualitativos

Testes qualitativos, já validados na literatura, foram utilizados para melhor caracterizar os voluntários, principalmente os idosos, pois esperávamos que os adultos apresentassem escores máximos nestes testes, e para permitirem o estudo da relação dos testes qualitativos com o teste quantitativo. As ferramentas de avaliação qualitativas empregadas foram:

1. *Short Falls Efficacy Scale International* (versão curta da FES-I) (Kempen *et al.*, 2008), ver página 40;
2. Questionário Internacional de Atividade Física – versão curta (versão curta do IPAQ) (Matsudo *et al.*, 2001), ver página 50;
3. *Trail Making Test* (TMT) (Reitan, 1958), ver página 47;
4. *Mini Balance Evaluation Systems Tests* (Mini-BESTest) (Franchignoni *et al.*, 2010), ver página 33.

A vantagem em empregar a versão curta da FES-I é por ser uma escala viável em avaliações que requerem um menor gasto de tempo, principalmente quando há incluídas outras baterias de testes no estudo, além disso, mostrou ser uma alternativa para avaliar a preocupação em cair na população idosa (Kempen *et al.*, 2008) e também foi recomendada para finalidades clínicas e de pesquisas (Delbaere *et al.*, 2010).

A vantagem em utilizar a versão curta do IPAQ, é que este questionário foi recomendado para avaliar o nível de atividade física da população de diferentes países (Craig *et al.*, 2003), além

de ser um questionário rápido e fácil de administrar e ainda possibilitar comparações internacionais (Matsudo *et al.*, 2001).

Além de ser um teste de rápida aplicação, a vantagem em empregar o *Trail Making Test* é por ser um teste neuropsicológico acessível que fornece informações em uma ampla variedade de habilidades cognitivas (Bowie e Harvey, 2006) como escaneamento visual, velocidade de processamento, flexibilidade mental e função executiva (Tombaugh, 2004).

Além de ser um teste que avalia diferentes sistemas funcionais que são importantes para o controle postural, a vantagem em empregar o Mini-BESTest é que outras escalas que avaliam o equilíbrio, como a Escala de Equilíbrio de Berg, não incluem tarefas importantes para avaliar o equilíbrio dinâmico, por exemplo, a capacidade do indivíduo em reagir à perturbações externas, permanecer em pé em uma superfície macia ou inclinada ou caminhar enquanto desempenha uma tarefa cognitiva (Franchignoni *et al.*, 2010).

A seguir, estão descritos os protocolos experimentais utilizados durante a aplicação de cada um dos testes qualitativos.

5.7.2.1 Short Falls Efficacy Scale International

O *Short Falls Efficacy Scale International* (Kempen *et al.*, 2008) ou versão curta da FES-I, foi utilizado para verificar o nível de preocupação dos voluntários com a possibilidade em sofrer uma queda. A versão curta da FES-I utilizada no presente estudo foi baseada na versão longa da FES-I traduzida para língua portuguesa (Camargos *et al.*, 2010).

Para a aplicação da versão curta da FES-I foram necessários mesa, cadeira e computador. E, a avaliadora preencheu o questionário via formulário *online* durante entrevista pessoal com o voluntário.

Inicialmente, foi introduzido ao voluntário que as perguntas do questionário estariam relacionadas com a preocupação a respeito da possibilidade de cair que o mesmo poderia sentir quando estivesse realizando alguma atividade comum em sua vida diária. E, para isto teria as seguintes opções de resposta: OPÇÃO 1 – Nem um pouco preocupado, OPÇÃO 2 – Um pouco preocupado, OPÇÃO 3 – Muito preocupado e OPÇÃO 4 – Extremamente preocupado.

Logo após, para cada atividade de vida diária ou social contida na versão curta da FES-I, a avaliadora introduzia a seguinte frase “qual a preocupação a respeito da possibilidade de cair que

você sente quando está ...”, e em sequência, a avaliadora reproduzia as quatro opções de resposta ao voluntário. Dessa forma, as respostas foram registradas.

5.7.2.2 Questionário Internacional de Atividade Física – versão curta

Para avaliar o nível de atividade física, foi utilizado a versão curta do Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) (Matsudo *et al.*, 2001).

Para a realização deste questionário também foram necessários mesa, cadeira e computador. E, a avaliadora preencheu o questionário via formulário *online* durante entrevista pessoal com o voluntário.

Antes de iniciar as perguntas, a avaliadora introduzia a seguinte frase para o voluntário “as perguntas deste questionário, estão relacionadas ao tempo que você gastou fazendo atividade física na última semana, ou seja, os últimos sete dias, sendo que o último dia foi ontem, então, hoje não conta”. As orientações e as perguntas foram reportadas ao voluntário do modo como estão contidas na versão curta do IPAQ.

Junto a este questionário, foi acrescentado mais quatro perguntas sobre atividade física, as quais são: “Você pratica alguma atividade física/esporte?”, “Qual?”, “Quantas vezes por semana?” e “Quanto tempo no total você gasta fazendo essas atividade física/esporte por dia?”. A intenção destas perguntas foi para classificar o voluntário como praticante ou não praticante de atividades esportivas, observando o mesmo não apenas na última semana. E, assim, todas as respostas foram registradas.

5.7.2.3 Trail Making Test

As orientações de Bowie e Harvey (2006) foram seguidas para a administração do *Trail Making Test* (TMT) parte A (TMT-A) e parte B (TMT-B). Os testes aqui utilizados foram baseados na tese de doutorado de Voos (2009). Vale lembrar que antes de iniciar o TMT, os sujeitos que estavam sem seus óculos foram solicitados a colocá-los, como seu dispositivo de ajuda para executar a avaliação.

Para a aplicação do TMT foram necessários mesa, cadeira, cronômetro, lápis e duas folhas de papel sulfite de tamanho A4. Para cada voluntário, foram apresentadas duas folhas de papel de

fundo branco com os exemplos delineados de um lado e os testes delineados do outro lado da folha de papel, não houve interferência dos esboços em nenhum dos dois lados das folhas de papel.

A primeira folha apresentada ao voluntário foi o TMT parte A (TMT-A). Primeiro, colocou-se a folha sobre a mesa com o lado do exemplo virado para cima e à frente do voluntário, este exemplo foi composto de oito círculos (1,9 cm de diâmetro cada círculo) numerados de 1-8 e os círculos estavam distribuídos de maneira aleatória no interior de um retângulo de tamanho 9,9 cm de comprimento por 16,9 cm de largura. As instruções foram dadas ao voluntário. O avaliador utilizando a parte do lápis sem ponta demonstrou como os números deveriam ser conectados, e, ainda, permitiu ao voluntário executar este exemplo para observar se o mesmo foi capaz de entender como o teste deveria ser realizado. Em seguida, o lado do teste foi virado para cima e à frente do voluntário, o teste foi composto por 25 círculos (1,3 cm de diâmetro cada círculo) numerados de 1-25 e também distribuídos randomicamente dentro de um retângulo de tamanho 19,6 cm de comprimento por 15,8 cm de largura. Novamente, as instruções foram dadas ao voluntário e, desta vez, a avaliadora cronometrou o tempo que o voluntário levou para executar a parte A do teste.

Quanto às instruções fornecidas aos voluntários para a execução do TMT-A, foi solicitado aos voluntários para realizarem uma conexão entre os números em ordem numérica crescente, iniciando no número 1, seguindo para o número 2, depois o número 3 e assim por diante até chegarem no último número 25; o mais rápido possível e sem tirar o lápis do papel.

A segunda folha apresentada ao voluntário foi o TMT parte B (TMT-B). Da mesma forma, colocou-se a folha sobre a mesa com o lado do exemplo virado para cima e à frente do voluntário, este exemplo também foi composto de oito círculos (1,9 cm de diâmetro cada círculo), com números de 1-4 e letras de A-D e os círculos estavam arranjados de maneira aleatória no interior de um retângulo de tamanho 9,9 cm de comprimento por 16,9 cm de largura. As instruções foram dadas ao voluntário e a avaliadora além de demonstrar como os números e letras deveriam ser conectados, também permitiu ao voluntário executar este exemplo. Em sequência, o lado do teste foi virado para cima e à frente do voluntário, o teste contemplou 24 círculos (1,3 cm de diâmetro cada círculo) com números (1-12) e letras (A-M) distribuídos aleatoriamente dentro de um retângulo de tamanho 19,7 cm de comprimento por 16,2 cm de largura. Outra vez, as instruções foram dadas ao voluntário e, novamente, a avaliadora cronometrou o tempo que o mesmo levou para executar a parte B do teste.

As instruções fornecidas aos voluntários para a execução do TMT-B foram semelhantes às instruções da primeira parte do teste com a diferença de que para a parte B foi solicitado aos voluntários para realizarem uma conexão alternada entre números e letras em ordem crescente. Sendo que a sequência deveria ser primeiro o número e depois a letra, por exemplo, iniciando no número 1 e depois a letra A, seguindo para o número 2 e depois a letra B, seguindo para o número 3 e depois para a letra C e assim por diante até chegar na última letra M; o mais rápido possível e sem tirar o lápis do papel.

Quando um erro ocorria, tanto no TMT-A quanto no TMT-B, o voluntário era imediatamente orientado a retornar ao círculo em que o erro se procedeu e assim dar continuidade ao teste, sem a interrupção do cronômetro. Em ambos os testes, o tempo, em segundos, e o número de erros foram registrados.

No presente estudo, optou-se em eliminar a letra K do TMT-B, como reportado em outro estudo, antigamente esta letra era omitida no alfabeto da língua portuguesa (Oliveira-Souza *et al.*, 2000), o que poderia dificultar ainda mais o desempenho das pessoas menos escolarizadas. Similar ao estudo de Voos *et al.* (2011), o TMT-B do presente estudo foi composto de 24 círculos com números de 1-12 e letras de A-M.

5.7.2.4 Mini Balance Evaluation Systems Tests (Mini-BESTest)

As orientações da versão original (Franchignoni *et al.*, 2010) e da versão traduzida para a língua portuguesa (Maia *et al.*, 2013) foram utilizadas para a administração do Mini-BESTest.

Os equipamentos utilizados para a aplicação do Mini-BESTest foram cronômetro, alvo visual circular de cor preta (5 cm de diâmetro), bloco de espuma visco-elástica (AIREX® Balance Pad) de 50 cm de comprimento por 41 cm de largura e 6 cm de altura, plataforma de força de 60 cm de comprimento por 40 cm de largura e 8,25 cm de altura, rampa de madeira de 10 graus de inclinação (aproximadamente 60 x 60 cm), duas caixas de sapato (22,9 cm) empilhadas, cadeira firme e com braços, fita adesiva para marcar a distância no chão, lápis e uma folha de papel sulfite de tamanho A4. Para cada voluntário, foi impresso o teste frente e verso na folha de papel de fundo branco para o registro do desempenho das tarefas.

A tarefa Sentado para de Pé do Sistema Ajustes Posturais Antecipatórios e todas as tarefas do Sistema Estabilidade na Marcha foram realizadas em uma região específica de uma sala de 5,7 m de largura por 7,5 m de comprimento. Na região desta sala, o chão já estava com as marcações

especificadas na versão original e traduzida para a língua portuguesa do Mini-BESTest para o voluntário realizar as tarefas de mobilidade e a cadeira firme e com braços estava posicionada e encostada na parede. A sala estava bem iluminada.

As demais tarefas do Mini-BESTest foram realizadas na sala de posturografia estática (2,8 m de largura por 4,5 m de comprimento). A plataforma de força (PF) estava posicionada na região central desta sala e localizada a uma distância de 3 m do alvo visual. O alvo visual foi fixado na parede com fita adesiva. O chão desta sala estava coberto com tatame de espuma vinílica acetinada (popularmente conhecido como EVA). A sala estava bem iluminada.

Ao término dos questionários e do teste cognitivo, o voluntário, descalço, foi convidado a entrar na sala de posturografia estática. O voluntário foi solicitado a permanecer em pé sobre a PF com os seus pés afastados na largura dos seus ombros e de maneira confortável. O alvo visual foi ajustado para cada voluntário na altura dos seus olhos.

Primeiro, foi realizada as tarefas Ficar na Ponta dos Pés e De Pé em uma Perna do Sistema Ajustes Posturais Antecipatórios, e, para realizá-las, o voluntário permaneceu em pé sobre a PF. Depois, foi realizada todas as tarefas do Sistema Respostas Posturais Reativas, e, para realizá-las, o voluntário foi convidado a descer da PF e ir para a região mais à frente da PF, na qual não havia nenhum obstáculo. E, na sequência, foi realizada todas as tarefas do Sistema Orientação Sensorial, e, para realizá-las, o voluntário permaneceu em pé sobre diferentes superfícies de apoio, ou seja, primeiro sobre a PF, depois sobre a espuma que foi posicionada em cima da PF, e, por último, sobre a rampa que também foi posicionada em cima da PF (Figura 14). Portanto, todas as tarefas que exigia o olhar fixo para o alvo visual, foram desempenhadas a uma distância de 3 m entre o voluntário e o alvo visual.

Na sequência, o voluntário foi convidado para a sala ao lado. A primeira tarefa a ser realizada nesta sala foi “Sentado para de Pé” do Sistema Ajustes Posturais Antecipatórios, e, logo após, todas as tarefas do Sistema Estabilidade na Marcha foram desempenhadas.

As instruções fornecidas aos voluntários para cada uma das quatorze tarefas do Mini-BESTest foram seguidas conforme descritas em sua versão traduzida para a língua portuguesa (Maia *et al.*, 2013). Para a execução da última tarefa contida no Sistema Estabilidade na Marcha (“*Timed Get Up & Go* com dupla tarefa”), a avaliadora forneceu um exemplo de como contar os números em voz alta e em ordem regressiva de menos três em menos três, este exemplo foi iniciado a partir do número 20. Antes de iniciar a tarefa, a avaliadora solicitava aos sujeitos que iniciassem

a contagem em ordem regressiva de menos três em menos três a partir do número 90 e a ordem “vai” era fornecida quando os sujeitos tivessem contado no mínimo cinco números sequenciais.

Figura 14: Superfícies de apoio.



Diferentes superfícies de apoio utilizadas nas tarefas do Sistema Orientação Sensorial: superfície firme (plataforma de força), superfície macia (espuma) e superfície inclinada (rampa).

5.7.3 Teste Quantitativo

Os sinais de estabilografia foram coletados utilizando uma plataforma de força (modelo *Optima*, OPT400600-1000, série 9538M, marca *Advanced Mechanical Technology Inc.*, AMTI) de 60 cm de comprimento por 40 cm de largura e 8,25 cm de altura, com quatro transdutores de força do tipo células de carga; um amplificador (modelo *Optima Signal Conditioner*, OPT-SC, série 2460, marca AMTI); um computador pessoal (DELL, sistema operacional *Windows 8* de 64 bits); o *AMTI NetForce software* (versão 3.05.01) para a aquisição dos dados; e uma espuma visco-elástica (AIREX® Balance Pad) de 50 cm de comprimento por 41 cm de largura e 6 cm de altura. Os equipamentos utilizados para aquisição dos sinais de estabilografia eram sempre ligados no dia pelo menos 45 minutos antes de iniciar a aquisição dos dados para estabilizar a temperatura dos mesmos e minimizar variações eletrônicas.

A seguir estão descritos os parâmetros empregados para a aquisição dos sinais de estabilografia e as instruções fornecidas aos voluntários para a avaliação da posturografia estática.

5.7.3.1 Parâmetros de configuração

Para uma aquisição de dados mais exata e precisa, a PF foi configurada no *AMTI NetForce software* com os seguintes parâmetros:

1. Voltagem de excitação constante de 10 V;

2. Ganho de 4000 vezes;
3. Zero set point de 0.

Foi criado um protocolo *Balance.pro* no *AMTI NetForce software* com as seguintes opções *QuietOpenEyesFirm*, *QuietClosedEyesFirm*, *QuietOpenEyesFoam* e *QuietClosedEyesFoam*.

Toda vez que o programa era aberto, eram conferidos o tempo (60 s) e a frequência de aquisição dos dados (100 Hz) e o ícone *Hardware zero* era selecionado. Os sinais da PF eram sempre zerados antes da aquisição de dados de cada sujeito.

5.7.3.2 Condições ambientais

Uma sala vazia de 4,5 m de comprimento por 2,8 m de largura com paredes de cor branca foi utilizada para evitar orientação espacial acústica. A plataforma de força foi posicionada na região central da sala de posturografia estática, localizada a uma distância de 3 m do alvo visual. O chão desta sala estava coberto com tatame de espuma vinílica acetinada (Figura 15). A avaliadora permaneceu próximo à porta para observar o voluntário.

Estímulos externos (como conversas, caminhadas, presença de alguém muito próximo ao sujeito) foram evitados para não dividir a atenção do voluntário e interferir durante a avaliação do controle postural. A sala estava bem iluminada e cuidados foram tomados para minimizar os ruídos sonoros.

Figura 15: Sala de posturografia estática.



A plataforma de força foi posicionada na região central da sala de posturografia estática, localizada a uma distância de 3 m do alvo visual de cor preta (5 cm de diâmetro), o chão desta sala foi coberto com tatame de espuma vinílica acetinada.

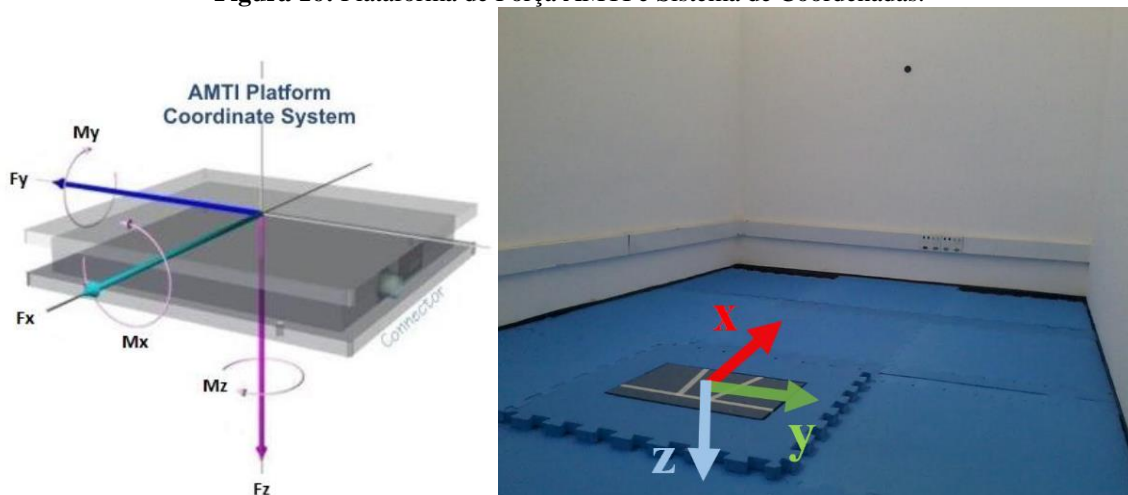
5.7.3.3 Frequência de Amostragem e Aquisição dos Dados

Os três componentes de força: F_x , F_y e F_z (onde x , y e z referem-se às direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical, respectivamente) e os três momentos de força: M_x , M_y e M_z foram registrados a uma frequência de amostragem de 100 Hz (Duarte e Freitas, 2010; Ruhe *et al.*, 2010; Scoppa *et al.*, 2013) por uma plataforma de força (modelo Optima, OPT400600-1000, série 9538M, marca *Advanced Mechanical Technology Inc.*, AMTI), com quatro transdutores de força do tipo células de carga, e um amplificador (modelo *Optima Signal Conditioner*, OPT-SC, série 2460, marca AMTI), conectado a um computador pessoal (DELL, sistema operacional Windows 8 de 64 bits). Para a aquisição dos dados foi utilizado o programa de computador fornecido pelo próprio fabricante (AMTI *NetForce software*, versão 3.05.01). Os sinais da PF (F_x , F_y , F_z , M_x , M_y , M_z) foram salvos em arquivos texto ASCII com extensão .txt e binário com extensão .bsf.

A PF e o sistema de coordenadas utilizados no estudo são mostrados na figura 16. Do lado esquerdo da figura, as setas correspondentes às forças (F_x , F_y , F_z) apontam para a direção positiva ao longo de cada eixo, F_x aponta para frente, F_y aponta para o lado direito e F_z aponta para baixo, e seguem a regra da mão direita. E, as rotações em volta das forças, são os momentos de força (M_x , M_y , M_z) que são momentos positivos e seguem a regra da mão direita (Amti, 2012). Do lado direito da figura, a disposição do nosso equipamento, as setas correspondentes aos eixos x , y e z

apontam para a direção positiva, o eixo x aponta para frente, o eixo y aponta para a direita e o eixo z aponta para baixo.

Figura 16: Plataforma de Força AMTI e Sistema de Coordenadas.



Esquerda: AMTI *Biomechanics Force Platform User Manual, version 4.3* (Amti, 2012).

Direita: Sala de posturografia estática (alvo visual com 5 cm de diâmetro na parede a uma distância de 3 m da plataforma de força), e a plataforma de força com seu sistema de coordenadas. Os sujeitos permaneceram em posição ereta e de frente para a direção positiva da componente de força do eixo x (F_x).

5.7.3.4 Tempo de Amostragem e Número de Repetições

O período de aquisição de 60 s para cada condição visual e da base de apoio foi empregado (Carpenter *et al.*, 2001; Doyle *et al.*, 2007; Van Der Kooij *et al.*, 2011).

Para aumentar a confiabilidade dos dados, foram adquiridas três tentativas (Lafond, Corriveau, *et al.*, 2004) da tarefa postura ereta quieta em cada condição visual e da base de apoio (total de 12 tentativas por sujeito, com exceção de seis sujeitos que não conseguiram desempenhar algumas condições posturais).

5.7.3.5 Uso de Calçados e Posição dos Braços

Os sujeitos foram solicitados a removerem seus sapatos e meias durante a avaliação do controle postural (Ruhe *et al.*, 2010) para uma percepção mais exata da informação somatossensorial. Os sujeitos foram solicitados a posicionarem os braços ao lado do seu corpo (Ruhe *et al.*, 2010).

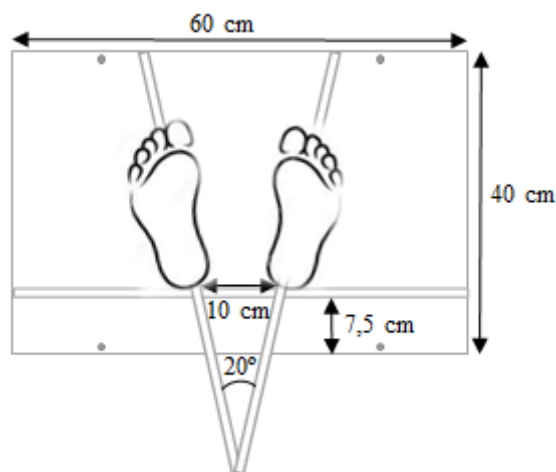
5.7.3.6 Posicionamento dos pés na Plataforma de Força

A PF e a espuma foram marcadas com fita adesiva para padronizar ou controlar a posição dos pés dos sujeitos durante os experimentos. A posição dos pés sobre a PF foi padronizada pela distância de afastamento entre os calcânhares e pelo ângulo de abertura formado entre os pés (Duarte e Freitas, 2010). Para padronizar a posição dos pés de forma anatômica na PF e na espuma, o osso do calcâneo e o segundo metatarso de cada pé foram alinhados seguindo a marcação com a fita adesiva.

As medidas reais que foram marcadas na PF e na espuma foram baseadas a partir de algumas medidas pilotos, com diferentes ângulos de abertura entre os pés direito e esquerdo (10, 20 e 30 graus). Após estas medidas pilotos, foi verificado que o ângulo de abertura mais confortável para os voluntários do experimento piloto foi o de 20 graus.

A distância entre o osso do calcâneo do pé esquerdo e o osso do calcâneo do pé direito foi de 10 cm e o ângulo de abertura entre os pés, direito e esquerdo, (ou pés abduzidos) adotado para a mensuração do controle postural foi de 20 graus. A distância entre a aresta maior da PF (60 cm de comprimento) e da espuma (50 cm de comprimento) e a linha paralela a esta aresta, marcada com fita adesiva, foi de 7,5 cm (Figura 17).

Figura 17: Marcações para os pés dos sujeitos na plataforma de força.



Padronização dos pés na plataforma de força e na espuma, distância de 10 cm entre os calcanhares e ângulo de abertura de 20 graus entre os pés.

5.7.3.7 Condições Posturais e Alvo Visual

A postura ereta quieta foi investigada com a alteração das informações sensoriais, visual (olhos abertos e fechados) e somatossensorial (superfície de apoio firme e macia) (Teasdale *et al.*, 1991; Prieto *et al.*, 1993; Lord e Menz, 2000).

Dessa forma, foram avaliadas quatro condições posturais: posição ereta em uma superfície firme com olhos abertos, posição ereta em uma superfície firme com olhos fechados, posição ereta em uma superfície macia com olhos abertos e posição ereta em uma superfície macia com olhos fechados. Estas quatro condições posturais foram randomizadas entre os sujeitos. Para a randomização das condições posturais foi utilizado a função *random.randint* do Python.

Tabela 2: Condições Posturais e os números de identificação.

<i>Condições</i>	<i>Condições Posturais</i>
<i>1</i>	POSIÇÃO ERETA, SUPERFÍCIE FIRME E OLHOS ABERTOS
<i>2</i>	POSIÇÃO ERETA, SUPERFÍCIE FIRME E OLHOS FECHADOS
<i>3</i>	POSIÇÃO ERETA, SUPERFÍCIE MACIA E OLHOS ABERTOS
<i>4</i>	POSIÇÃO ERETA, SUPERFÍCIE MACIA E OLHOS FECHADOS

Condições posturais identificadas por números durante a randomização.

Nas condições posturais com a presença da informação visual, os sujeitos foram solicitados a prenderem seu olhar em um alvo circular de cor preta fixado na parede com fita adesiva e na

altura dos seus olhos. O alvo visual foi circular com 5 cm de diâmetro e estava localizado a uma distância de 3 m da PF (Kapteyn *et al.*, 1983; Prado *et al.*, 2007; Scoppa *et al.*, 2013).

5.7.3.8 Instrução, Intervalo de Descanso e Segurança

Os sujeitos foram instruídos com “permaneça o mais parado possível” (Zok *et al.*, 2008).

Entre cada repetição das quatro condições posturais avaliadas, os sujeitos foram permitidos a descansarem por um período de tempo similar ao período de aquisição dos dados de posturografia estática, ou seja, 60 s.

Os sujeitos foram diretamente assistidos pela avaliadora, e, em casos de necessidade, a avaliadora forneceu o suporte assistencial ao mesmo.

5.7.3.9 Instruções para avaliação da posturografia estática

Inicialmente, a avaliadora forneceu esclarecimentos ao sujeito de como seria realizada a avaliação do controle postural. A avaliadora informou que forneceria suporte necessário e iria permanecer ao lado do sujeito até o momento em que o mesmo estivesse pronto para iniciar a avaliação.

A avaliadora preencheu um protocolo com algumas informações do sujeito, como nome, número de identificação, estatura, sexo e idade no *AMTI NetForce software*. Os sinais da PF foram zerados sem nenhuma carga sobre a PF, e depois, a avaliadora convidou o sujeito para ficar em pé sobre a PF para o registro do seu peso corporal.

Em seguida, de acordo com a sequência das condições posturais anteriormente e aleatoriamente sorteada, o sujeito foi convidado a ficar em pé sobre a PF ou sobre a espuma que estava em cima da PF. Logo após, a avaliadora ajudou o sujeito a posicionar seus pés de maneira correta e de acordo com as marcações realizadas na PF ou na espuma, e, deixou claro que a posição dos pés deveria ser mantida durante toda a avaliação. Posteriormente, a avaliadora pediu que o sujeito posicionasse seus braços ao lado do seu corpo, e, esta posição também deveria ser mantida durante toda a avaliação.

A avaliadora informou ao sujeito que durante as avaliações não deveria ter comunicação verbal e caso o sujeito tivesse alguma dúvida que esta fosse relatada preferencialmente durante os intervalos de descanso, mas em casos de necessidade a avaliação seria interrompida. Novamente,

a avaliadora informou ao sujeito que durante todas as avaliações ele seria monitorado e assistência seria oferecida, caso houvesse necessidade.

Durante as condições posturais com os olhos abertos, a avaliadora solicitou ao sujeito para fixar e manter o seu olhar apenas no alvo circular que estava localizado à sua frente, e, instruiu-o para permanecer o mais parado possível.

Durante as condições posturais com os olhos fechados, a avaliadora solicitou ao sujeito para fixar o seu olhar no alvo circular que estava localizado à sua frente e em seguida fechar os olhos (e apenas abri-los quando fosse solicitado), e, instruiu-o para permanecer o mais parado possível.

Finalmente, quando o sujeito já estava posicionado sobre a PF e todas as instruções foram dadas, a avaliadora se retirou para dar início à aquisição dos dados de posturografia estática. Ao término de cada aquisição de dados, a avaliadora retornava ao lado do sujeito, ajudava-o a se retirar do equipamento e permitia o descanso por um período de 60 s. Enquanto alguns voluntários necessitaram de um período menor de descanso, outros demandaram um maior de descanso. A avaliadora sempre perguntava ao sujeito se o mesmo estava pronto para seguir para a próxima aquisição de dados.

A atenção da avaliadora foi mantida para o caso de o sujeito precisar de assistência, principalmente quando houve a privação de uma ou duas das informações sensoriais. Dessa forma, o ciclo se reproduziu até que todas as três repetições de cada uma das quatro condições posturais fossem realizadas.

5.8 Processamento dos dados

Todos os arquivos em formato binário com extensão .bsf gerados pelo AMTI *Netforce software* foram abertos em código customizado escrito em Python (disponível em <https://github.com/demotu/BMC/blob/master/notebooks/AMTIbsfFile.ipynb>) para extrair informações relevantes sobre os dados da PF e os metadados de aquisição dos dados.

As forças de reação do solo (F_x , F_y e F_z) e os momentos de força de reação do solo (M_x , M_y e M_z) foram filtrados com um filtro digital do tipo *Butterworth* de quarta ordem, passa baixa, com frequência de corte de 10 Hz, e os valores do deslocamento do centro de pressão (COP), nas direções ântero-posterior (COP_x) e médio-lateral (COP_y), foram digitalmente calculados através das seguintes equações (também descritas no manual da plataforma de força):

$$COP_x = \frac{-My}{F_z} \quad COP_y = \frac{Mx}{F_z}$$

Os dados da PF estão expressos como forças e momentos de força no sistema de coordenadas da plataforma de força (Figura 16). Neste caso, as forças e os momentos de força correspondem às forças e aos momentos de força que o sujeito está aplicando na plataforma de força. Isto é o inverso das forças de reação do solo em que as forças agem no sujeito (terceira Lei de Newton).

5.9 Balance Datasets

O repositório de dados Balance Datasets (BDS) está disponível no site PhysioNet sob a *ODC Public Domain Dedication and License v1.0* e no site Figshare sob a *CC-BY license*. O site do Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (<http://demotu.org/datasets/balance/>) pode ser acessado para informações complementares ao estudo.

O intuito deste estudo não foi comparar o desempenho dos grupos de sujeitos, os dados brutos obtidos com as avaliações qualitativas e quantitativas do controle postural foram apenas examinados para exemplificar o conteúdo dos dados experimentais contidos no nosso repositório BDS.

Exemplo de como abrir, processar e analisar os dados e exemplos de como selecionar as tentativas de estabilografia dos sujeitos podem ser verificados em:

<https://github.com/demotu/datasets/blob/master/Balance/notebooks/BalanceDatasetAnalysis.ipynb>

<https://github.com/demotu/datasets/blob/master/Balance/notebooks/BalanceDatasetSelection.ipynb>

6 Resultados

Nesta parte serão apresentadas sobre as características dos sujeitos, descritos sobre as pontuações nos testes qualitativos e exemplificados o conjunto de dados destes testes; serão mostrados exemplos dos dados brutos adquiridos com a plataforma de força, do estabilograma, da velocidade resultante e da área do deslocamento do centro de pressão (COP) com e sem manipulação das informações sensoriais, visual e somatossensorial, como parte do processamento do deslocamento do COP; descrito sobre o desempenho dos sujeitos nas tarefas experimentais; e descrito sobre o conjunto de dados público do controle postural humano (*Balance Datasets*, BDS).

6.1 Características dos sujeitos

O estudo contou com a participação de cento e sessenta e três sujeitos, sendo 116 mulheres e 47 homens com idade variando de 18 a 85 anos, massa corporal variando de 44,0 a 75,90 Kg, estatura variando de 140,0 a 189,8 cm, e índice de massa corpórea (IMC) variando de 17,2 to 31,9 Kg/m². O grupo I foi composto por 87 adultos jovens e maduros (denominado grupo Adultos), sendo 56 mulheres (média±desvio-padrão, 27,8±8,1 anos) e 31 homens (27,7±7,3 anos), e o grupo II foi composto por 76 idosos (denominado grupo Idosos), sendo 60 mulheres (71,7±6,8 anos) e 16 homens (69,9±5,0 anos). Os sujeitos categorizados no grupo Adultos foram aqueles com idade inferior a 60 anos e os sujeitos categorizados no grupo Idosos foram aqueles com idade igual ou superior a 60 anos.

Os valores da média, do desvio-padrão e da estatística para as variáveis idade, massa corporal, estatura e IMC são apresentadas para os sujeitos dos grupos Adultos e Idosos (Tabela 3). Os sujeitos dos grupos Adultos e Idosos apresentaram idade, massa corporal, estatura e IMC diferentes, os sujeitos do grupo Adultos eram mais altos e menos pesados do que os sujeitos do grupo Idosos.

Tabela 3: Características dos sujeitos.

	<i>Adultos</i>	<i>Idosos</i>	<i>Estatística</i>
<i>N</i>	87	76	
<i>Idade (anos)</i>	27,79±7,79	71,31±6,47	t(161)=-38,46; p<0,001*
<i>Massa corporal (Kg)</i>	61,50±7,71	66,13±8,40	t(161)=-1,29; p=0,20*
<i>Estatura (cm)</i>	166,66±8,70	157,26±8,14	t(161)=7,09; p<0,001*
<i>IMC (Kg/m²)</i>	22,19±2,80	25,52±2,91	t(161)=-7,42; p<0,001*

Média, desvio-padrão e estatística para as variáveis idade, massa corporal, estatura e IMC (n=163).

Cento e seis sujeitos (39 Adultos e 67 Idosos) reportaram terem algum problema de saúde. Dentre estes os mais prevalentes foram: hipertensão arterial, colesterol alto, diabetes mellitus, tireoide, osteoporose, labirintite, artrite e artrose. Em adição, problemas respiratórios (como asma, rinite e sinusite), arritmia cardíaca, infarto do miocárdio, depressão, doença de Parkinson, vitiligo, além de outros problemas de saúde também foram mencionados pelos sujeitos.

Cento e seis sujeitos (39 Adultos e 67 Idosos) reportaram o uso contínuo de medicamentos e o número de medicações ingeridas por dia entre os sujeitos variou de 1 medicação a 7 medicações.

Cento e trinta e cinco sujeitos (61 Adultos e 74 Idosos) reportaram utilizar alguma órtese ou prótese. Dentre estes os mais prevalentes foram: óculos, dentadura, implante dentário, aparelho odontológico, aparelho auditivo.

Dezesseis sujeitos (4 Adultos e 12 Idosos) reportaram algum tipo de deficiência. Dois sujeitos reportaram deficiência visual, destes, 1 sujeito reportou perda visual de 80% no olho esquerdo, e 1 sujeito não soube relatar a porcentagem de perda visual em cada olho, direito e esquerdo. Oito sujeitos reportaram deficiência auditiva, destes, 1 sujeito reportou perda auditiva de 60% no ouvido direito, 1 sujeito reportou perda auditiva de 40% no ouvido esquerdo, 3 sujeitos não souberam reportar a porcentagem de perda auditiva no ouvido esquerdo, 1 sujeito não soube reportar a porcentagem de perda auditiva no ouvido direito, e 2 sujeitos não souberam reportar a porcentagem de perda auditiva em cada ouvido, direito e esquerdo. Três sujeitos reportaram deficiência física, destes, 2 sujeitos reportaram paralisia cerebral, e 1 sujeito reportou poliomielite. Um sujeito reportou deficiência intelectual. Dois sujeitos reportaram deficiência múltipla, destes, 1 sujeito reportou deficiência física (não souber relatar o tipo de deficiência física) e deficiência visual (não soube relatar a porcentagem de perda visual em cada olho, direito e esquerdo), e 1 sujeito reportou deficiência auditiva (perda auditiva de 40% em cada ouvido, direito e esquerdo) e deficiência visual (não soube relatar a porcentagem de perda visual no olho direito).

Quarenta e dois sujeitos (23 Adultos e 19 Idosos) reportaram terem sofrido alguma queda acidental nos últimos 12 meses e o número de quedas nos últimos 12 meses variou de 1 queda a 52 quedas.

Como houve mais sujeitos do grupo Idosos que reportaram terem alguma deficiência (4 Adultos e 12 Idosos), optamos em selecionar os valores para as variáveis idade, massa corporal, estatura e IMC (Figura 18) por gênero apenas para os sujeitos que não reportaram nenhuma deficiência (n=147). Os dados apresentados na distribuição bimodal são para 83 sujeitos do grupo Adultos (a maioria entre 20 e 30 anos de idade) e para 64 sujeitos do grupo Idosos (idade entre 60 e 85 anos) sem deficiência. Os homens foram moderadamente mais altos e mais pesados do que as mulheres, apesar de parecerem terem IMC similares.

Figura 18: Características dos sujeitos sem deficiência por gênero.



Distribuição para as variáveis idade, massa corporal, estatura e IMC (n=147).

6.2 Testes qualitativos

As pontuações obtidas pelos grupos Adultos e Idosos em cada teste são descritas e os exemplos dos conjuntos de dados são apresentados.

6.2.1 *Short Falls Efficacy Scale International*

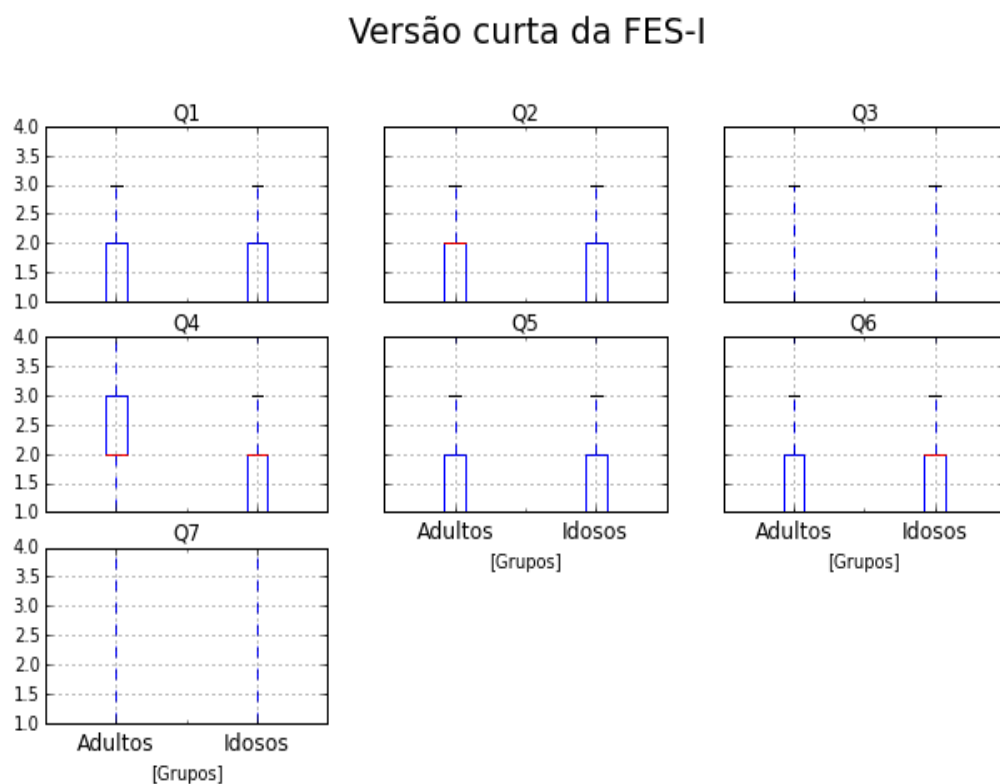
Todos os sujeitos conseguiram responder o *Short Falls Efficacy Scale International* (Kempen *et al.*, 2008) (versão curta da FES-I). As opções de respostas da versão curta da FES-I variam de 1 (nem um pouco preocupado) a 4 (extremamente preocupado) pontos e a pontuação

total varia de 7 a 28 pontos, sendo que 28 pontos significam alta preocupação com a possibilidade de sofrer queda ao desempenhar determinadas atividades.

Com relação às sete questões contidas na versão curta da FES-I, a pontuação na questão 1 (Vestindo ou tirando a roupa) variou de 1 a 3 pontos para os grupos Adultos e Idosos. A pontuação na questão 2 (Tomando banho) variou de 1 a 4 pontos para o grupo Adultos e variou de 1 a 3 pontos para o grupo Idosos. A pontuação na questão 3 (Sentando ou levantando de uma cadeira) variou de 1 a 3 pontos para os grupos Adultos e Idosos. A pontuação na questão 4 (Subindo ou descendo escadas) variou de 1 a 4 pontos para os grupos Adultos Idosos. A pontuação na questão 5 (Pegando algo acima de sua cabeça ou do chão) variou de 1 a 4 pontos para os grupos Adultos e Idosos. A pontuação na questão 6 (Subindo ou descendo uma ladeira) variou de 1 a 4 pontos para os grupos Adultos e Idosos. A pontuação na questão 7 (Indo a uma atividade social) variou de 1 a 4 pontos para os grupos Adultos e Idosos. Quanto à pontuação total, para o grupo Adultos variou de 7 a 23 pontos (baixa preocupação a alta preocupação com a possibilidade em cair) e para o grupo Idosos variou de 7 a 20 pontos (baixa preocupação a alta preocupação com a possibilidade em cair).

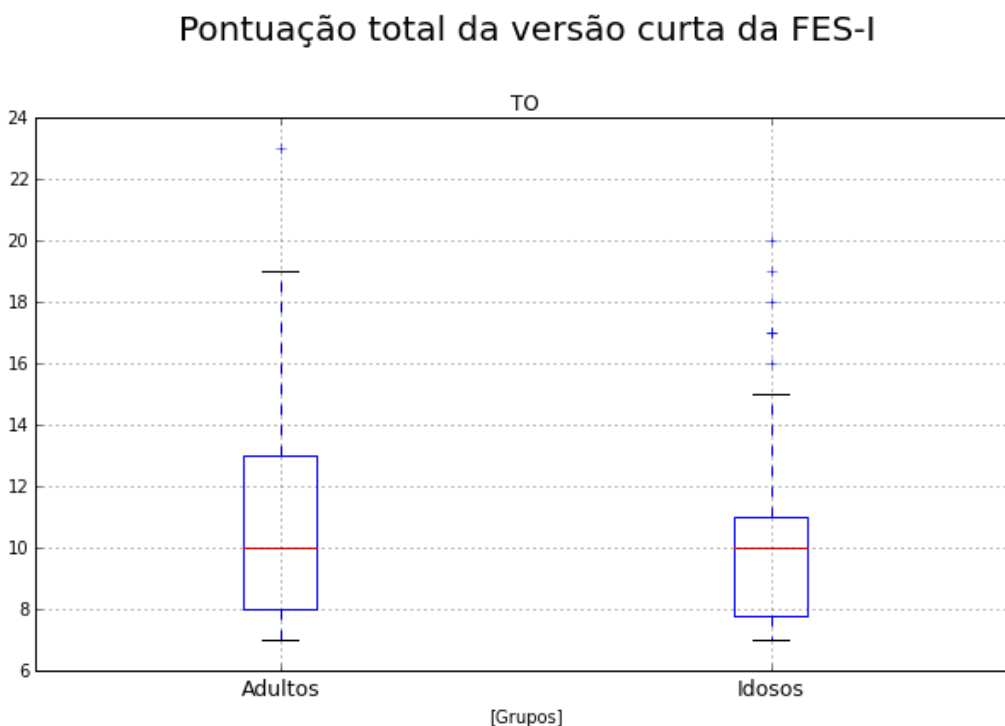
Para exemplificar o conteúdo dos dados, os boxplots das sete questões (Figura 19) e da pontuação total (Figura 20) da versão curta da FES-I para todos os sujeitos dos grupos Adultos (n=87) e Idosos (n=76) são apresentados.

Figura 19: Exemplos dos boxplots das sete perguntas da versão curta da FES-I.



Mediana, primeiro e terceiro quartis das sete questões e da pontuação total da versão curta da FES-I para todos os sujeitos dos grupos Adultos (n=87) e Idosos (n=76). Sete questões: Q1, Q2, Q3, Q4, Q5, Q6, Q7.

Figura 20: Exemplos dos boxplots da pontuação total da versão curta da FES-I.



Mediana, primeiro e terceiro quartis das sete questões e da pontuação total da versão curta da FES-I para todos os sujeitos dos grupos Adultos (n=87) e Idosos (n=76). Pontuação total: TO.

6.2.2 Questionário Internacional de Atividade Física – versão curta

Dos cento e sessenta e três sujeitos avaliados, um sujeito do grupo Adultos não soube responder o Questionário Internacional de Atividade Física – versão curta (Matsudo *et al.*, 2001) (versão curta do IPAQ), recebendo zero em todas as questões referentes a este questionário.

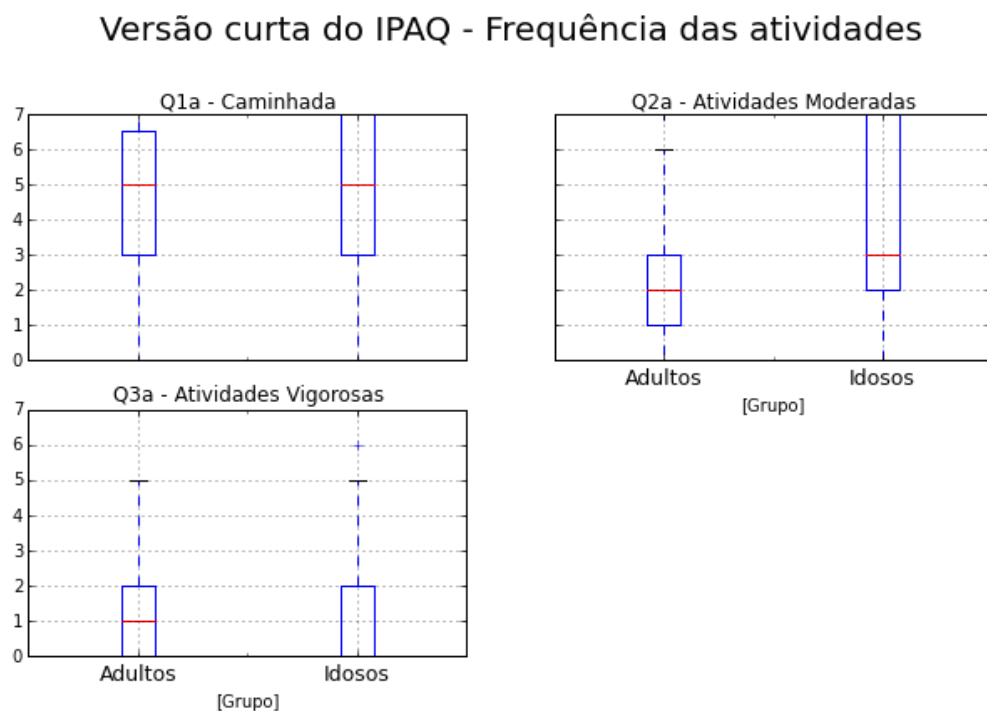
Com relação as variáveis frequência e duração de caminhada na última semana, variaram de 0 a 7 dias e de 0 a 300 minutos para o grupo Adultos, e variaram de 0 a 7 dias e 0 a 600 minutos para o grupo Idosos. Para as variáveis frequência e duração de atividades moderadas na última semana, variaram de 0 a 7 dias e de 0 a 360 minutos para os grupos Adultos e Idosos. Para as variáveis frequência e duração de atividades vigorosas na última semana, variaram de 0 a 7 dias e de 0 a 360 minutos para o grupo Adultos, e variaram de 0 a 7 dias e de 0 a 600 minutos para o grupo Idosos.

Quanto ao tempo gasto sentado em um dia de semana, variou de 120 a 960 minutos para o grupo Adultos e variou de 15 a 1080 minutos para o grupo Idosos. O tempo gasto sentado em um

dia de final de semana, variou de 120 a 1020 minutos para o grupo Adultos e variou de 0 a 900 minutos para o grupo Idosos.

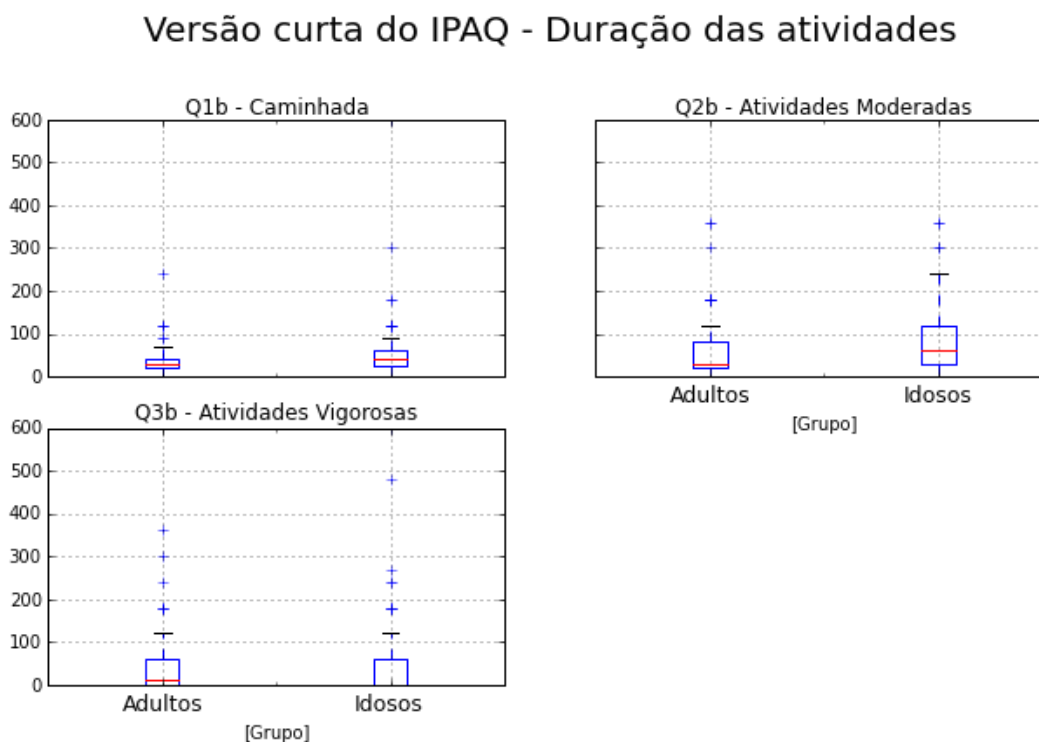
Para exemplificar o conteúdo dos dados, os boxplots para as variáveis frequência (Figura 21) e duração (Figura 22) das atividades referente à caminhada, atividades moderadas e atividades vigorosas na última semana para todos os sujeitos dos grupos Adultos (n=87) e Idosos (n=76) são apresentados.

Figura 21: Exemplos dos boxplots da versão curta do IPAQ referente a frequência das atividades.



Mediana, primeiro e terceiro quartis para a variável duração da atividade na última semana referente às três questões sobre caminhada, atividades moderadas, e atividades vigorosas para todos os sujeitos dos grupos Adultos (n=87) e Idosos (n=76). Três questões: Q1a, Q2a, e Q3a.

Figura 22: Exemplos dos boxplots da versão curta do IPAQ referente a duração das atividades.



Mediana, primeiro e terceiro quartis para a variável duração da atividade na última semana referente às três questões sobre caminhada, atividades moderadas, e atividades vigorosas para todos os sujeitos dos grupos Adultos (n=87) e Idosos (n=76). Três questões: Q1b, Q2b, e Q3b.

6.2.3 Trail Making Test

Dos cento e sessenta e três sujeitos, um sujeito do grupo Idosos não conseguiu executar ambas as partes do *Trail Making Test* (TMT) (Reitan, 1958) e um sujeito do grupo Adultos se recusou a executar a parte B do teste. Portanto, para estes sujeitos foram atribuídos a pontuação máxima de 300 s.

As variáveis tempo, em segundos, para executar a parte A do TMT e o número de erros, variaram de 10,38 s a 222,09 s e 0 a 5 erros para o grupo Adultos, e variaram de 17,44 s a 300 s e 0 a mais de 2 erros para o grupo Idosos. Para a parte B do TMT, as variáveis tempo e número de erros, variaram de 16,69 s a mais de 300 s e 0 a mais de 5 erros para o grupo Adultos, e variaram de 39,25 s a mais de 300s e 0 a mais de 8 erros para o grupo Idosos.

O exemplo de como os dados brutos obtidos com o TMT foram disponibilizados no *Balance Datasets* pode ser observado na tabela 4. Este exemplo mostra o número de erros

cometidos na parte A, o número de erros cometidos na parte B, o tempo para executar a parte A, e o tempo para executar a parte B e do TMT para 10 sujeitos.

Tabela 4: Exemplos dos dados brutos do TMT.

	TMT_errorsA	TMT_errorsB	TMT_timeA	TMT_timeB
0	0	1	26.25	75.53
1	0	1	25.79	135.84
2	0	0	28.94	50.84
3	0	4	46.87	NaN
4	0	2	30.38	61.57
5	1	0	15.94	57.20
6	0	0	15.19	52.40
7	0	1	15.82	43.06
8	0	4	33.35	115.28
9	0	0	15.72	34.62

Número de erros cometidos na parte A (TMT_errorsA), número de erros cometidos na parte B (TMT_errorsB), tempo para executar a parte A (TMT_timeA), tempo para executar a parte B (TMT_timeB) do TMT para 10 sujeitos.

6.2.4 Mini Balance Evaluation Systems Tests

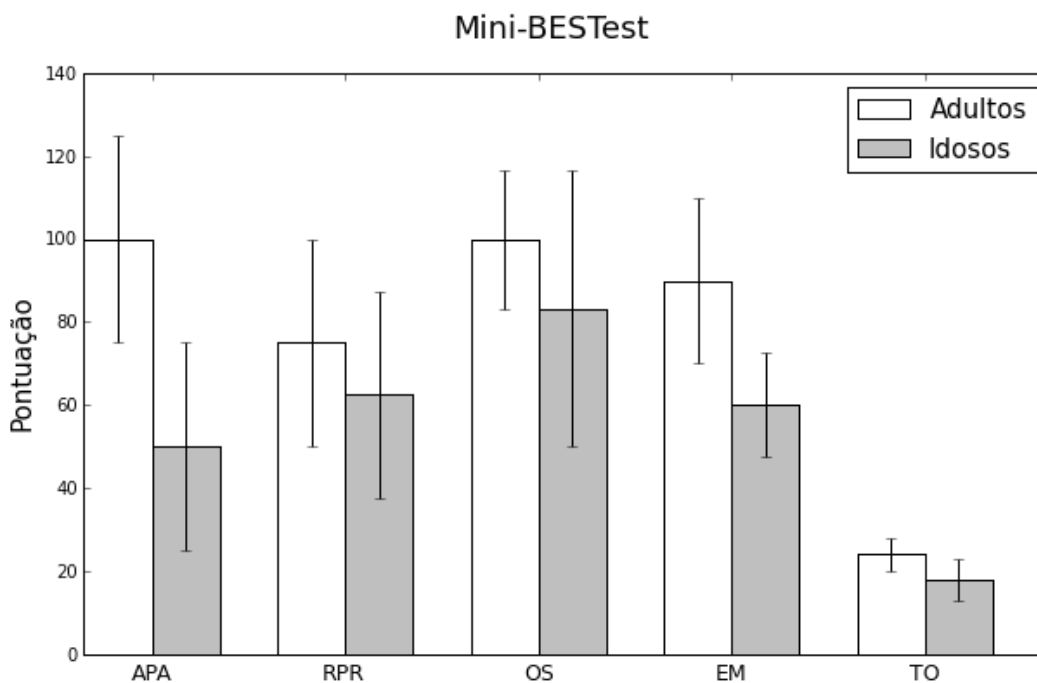
Apenas um sujeito foi incapaz de executar uma tarefa (Inclinação com Olhos Fechados) do *Mini Balance Evaluation Systems Tests* (Franchignoni *et al.*, 2010) (Mini-BESTest), recebendo zero pontos nesta tarefa.

No BDS foram disponibilizados os dados brutos de cada tarefa e a pontuação total desempenhada por cada sujeito. Aqui são reportadas as pontuações obtidas pelos sujeitos dos grupos Adultos e Idosos para cada sistema contido do Mini-BESTest, como forma de exemplificar estes dados. A pontuação no sistema Ajustamento Postural Antecipatório variou de 25 a 100 pontos para o grupo Adultos e variou de 12,5 a 100 pontos para o grupo Idosos. No sistema Resposta Postural Reativa, a pontuação variou de 0 a 100 pontos para o grupo Adultos e para o grupo Idosos. No sistema Orientação Sensorial, a pontuação variou de 50 a 100 pontos para o grupo Adultos e variou de 16,67 a 100 pontos para o grupo Idosos. No sistema Estabilidade na marcha, a pontuação variou de 40 a 100 pontos para o grupo Adultos e variou de 20 a 100 pontos para o grupo Idosos.

A pontuação total no Mini-BESTest variou de 9 a 28 pontos para o grupo Adultos e variou de 4 a 26 pontos para o grupo Idosos.

Para exemplificar o conteúdo dos dados, a mediana, o primeiro e o terceiro quartis para os quatro sistemas e pontuação total no Mini-BESTest para todos os sujeitos dos grupos Adultos (n=87) e Idosos (n=76) são apresentados (Figura 23).

Figura 23: Exemplo da mediana, primeiro e terceiro quartis do Mini-BESTest.



Mediana, primeiro e terceiro quartis dos quatro sistemas funcionais e da pontuação total do Mini-BESTest para todos os sujeitos dos grupos Adultos (n=87) e Idosos (n=76). Quatro sistemas funcionais: Ajustamento Postural Antecipatório (APA), Resposta Postural Reativa (RPR), Orientação Sensorial (OS), Estabilidade na Marcha (EM) e Pontuação Total: TO.

6.2.5 Exploração das avaliações qualitativas

A pontuação total da versão curta da FES-I, a pontuação da versão curta do IPAQ, os tempos para executar o TMT e a pontuação total do Mini-BESTest são apresentados apenas para os sujeitos que não reportaram nenhuma deficiência (n=147) para explorar o conjunto de dados das avaliações qualitativas (Figura 24). Para classificar o nível de atividade dos sujeitos, atribuímos números às classificações da versão curta do IPAQ (*Low*, *Moderate* e *High*) para comparação com os demais testes qualitativos, então *Low* = 0, *Moderate* = 1, e *High* = 2.

A pontuação total da versão curta da FES-I foi ligeiramente menor para os sujeitos do grupo Adultos. Os sujeitos do grupo Adultos apresentaram maior pontuação no Mini-BESTest total quando comparados aos sujeitos do grupo Idosos. A maioria dos sujeitos do grupo Adultos foram classificados com moderado nível de atividade física enquanto que a maior parte dos sujeitos do grupo Idosos foram classificados com alto nível de atividade física. Os sujeitos do grupo Adultos desempenharam ambas as partes do TMT em menor tempo do que os sujeitos do grupo Idosos.

Figura 24: Conjunto de dados das avaliações qualitativas para os sujeitos sem deficiência.



Distribuição bimodal para as avaliações qualitativas: versão curta da FES-I, versão curta do IPAQ, TMT e Mini-BESTest (n=147).

6.3 Teste Quantitativo

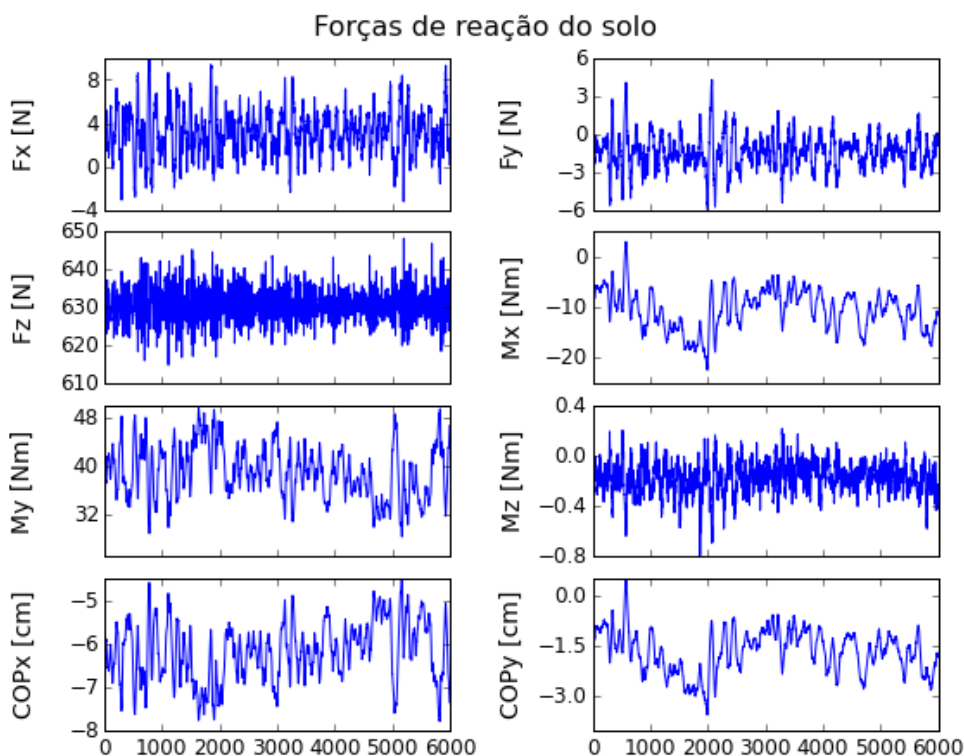
Os exemplos dos dados brutos da plataforma de força, do estabilograma, do estatocinesigrama, da velocidade resultante e da área do deslocamento do centro de pressão (COP) com e sem manipulação das informações sensoriais, visual e somatossensorial, a partir das análises do deslocamento do COP, nas direções ântero-posterior (COPx) e médio-lateral (COPy) são apresentados.

6.3.1 Dados brutos da plataforma de força

Os dados brutos da plataforma de força, não filtrados, os três componentes de força, Fx, Fy e Fz (x, y e z que são as direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical), os três componentes

do momento de força (M_x , M_y e M_z) e o deslocamento do centro de pressão (COP) nas duas direções ântero-posterior (COPx) e médio-lateral (COPy) de um sujeito saudável, 25 anos do sexo feminino, quando desempenhou a condição postural 3 (Postura ereta, olhos abertos, superfície macia) são apresentados (Figura 25).

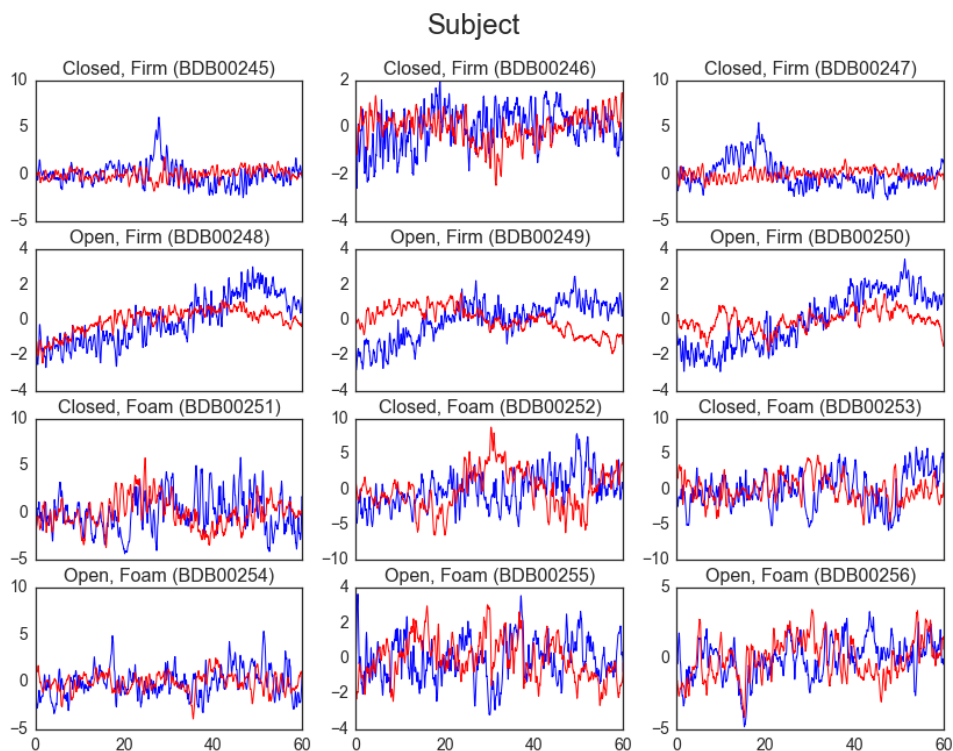
Figura 25: Exemplos dos dados brutos da plataforma de força.



Séries temporais das forças, dos momentos de força, e do centro de pressão quando um sujeito saudável, 25 anos do sexo feminino, desempenhou a condição postural 3 (postura ereta, superfície macia, olhos abertos).

6.3.2 Tarefa postura ereta quieta

Os estabilogramas (Figura 26) nas duas direções, ântero-posterior e médio-lateral de um sujeito diabético, 75 anos do sexo masculino, durante o desempenho da postura ereta quieta com e sem manipulação da informação sensorial, visual (olhos abertos e olhos fechados) e somatossensorial (superfície firme e superfície macia) podem ser observados como exemplos.

Figura 26: Exemplos das séries temporais do deslocamento do COP.

Trajetória do COP quando um sujeito diabético, 75 anos do sexo masculino, desempenhou as quatro condições posturais. O estabilograma representa as séries temporais do COP, nas direções ântero-posterior (linha azul) e médio-lateral (linha vermelha). Quatro condições sensoriais: Superfície firme, olhos fechados (Closed, Firm), Superfície firme, olhos abertos (Open, Firm), Superfície macia, olhos fechados (Closed, Foam), Superfície macia, olhos abertos (Open, Foam).

6.3.3 Condições sensoriais

A área, a velocidade resultante e a frequência média resultante do deslocamento do COP nas duas direções, ântero-posterior (COP_x) e médio-lateral (COP_y) apenas para os sujeitos que não reportaram nenhuma deficiência (n=147) podem ser observados como exemplo em todas as condições sensoriais manipuladas, visual (olhos abertos e olhos fechados) e somatossensorial (superfície firme e superfície macia) (Figura 27). O deslocamento do COP nas duas direções ântero-posterior e médio-lateral foi analisado com a área do COP (COP Area), a velocidade média resultante (COP Velo) e a frequência média resultante (COP mean freq.). A velocidade resultante foi calculada de maneira vetorial, ou seja, a raiz quadrada da somatória dos quadrados dos deslocamentos do COP_x e do COP_y, divididos pelo tempo de aquisição. As áreas foram calculadas por meio do método estatístico conhecido como decomposição do valor singular (do inglês: Singular Value Decomposition), foi utilizado a função *hyperellipsoid* escrita em Python, e foi

utilizado um intervalo de 95% para computar a elipse que envolve os dados do COP. Para estimar as frequências contidas nos sinais do COP pela densidade espectral de potência (do inglês: Power Spectral Density), foi utilizado a função *psd* escrita em Python. Esta função *psd* utiliza o método de Welch através da função *scipy.signal.welch* do Python, com janela ‘hanning’ de comprimento 30 s (3000 dados), sobreposição de 15 s (1500 dados) e remoção de tendência linear em cada janela, através da função *detrend* do Python, o que resultou numa resolução espectral de $1/30=0,033$ Hz. Estas análises podem ser verificadas em um repositório associado (disponível em: <http://nbviewer.jupyter.org/github/demotu/BMC/blob/master/notebooks/Stabilography.ipynb>).

Na condição postural 4 (superfície macia e olhos fechados) o COP Area, o COP Velo e o COP Freq foram maiores e mais rápidos para ambos os grupos de sujeitos, Adultos e Idosos, principalmente para os sujeitos do grupo Idosos, quando comparada às outras três condições sensoriais avaliadas.

Figura 27: Exemplos da área, da velocidade média resultante e da frequência média resultante do COP.

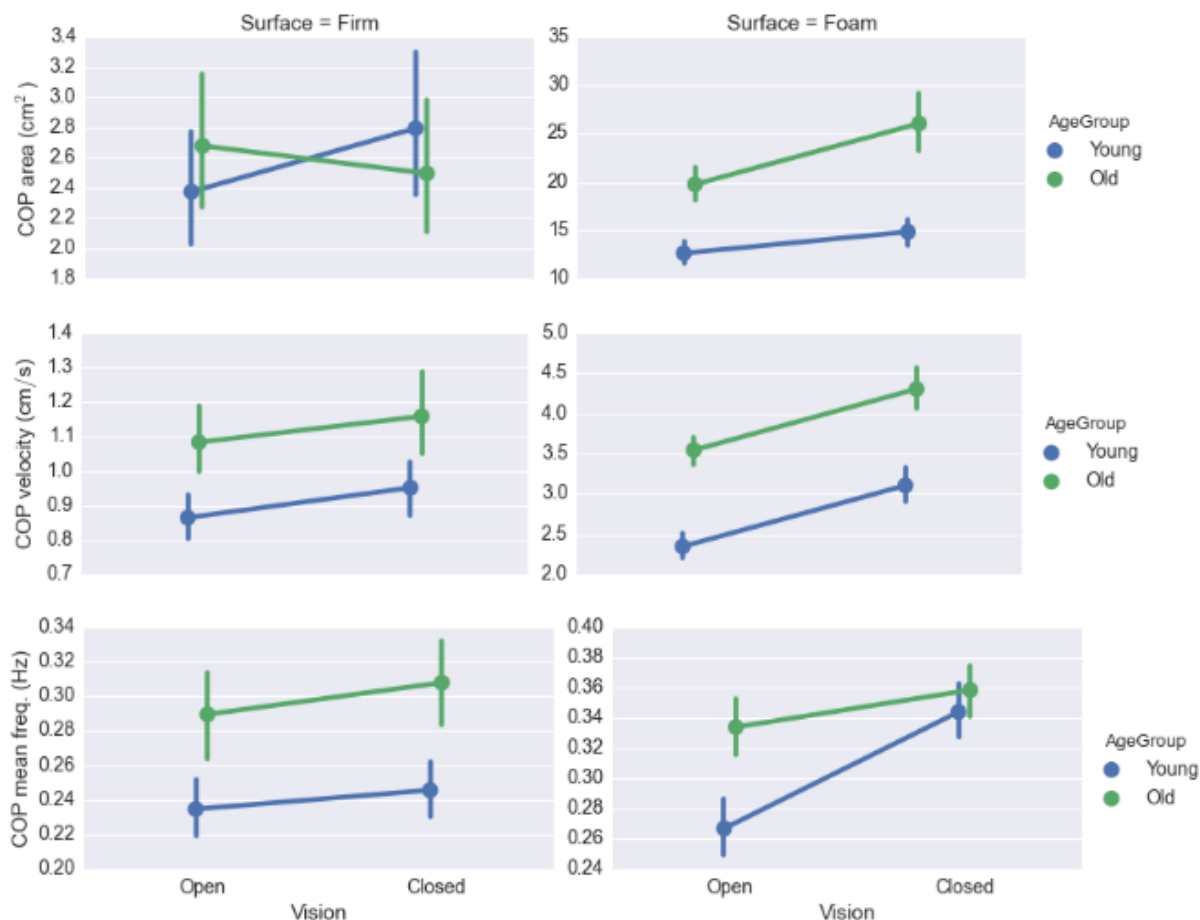


Área (COP Area em cm^2), velocidade média resultante (COP Velocity em cm/s) e frequência média resultante (COP mean freq. em Hz) do deslocamento do centro de pressão, nas direções ântero-posterior e médio-lateral, para os sujeitos sem deficiência ($n=147$), sendo 83 sujeitos do grupo Adultos e 64 sujeitos do grupo Idosos. Condições visuais: olhos abertos (Open) e olhos fechados (Closed) e Superfícies de apoio: firme (Firm) e macia (Foam).

A média e 95% do intervalo de confiança da área, da velocidade resultante e da frequência média resultante do deslocamento do COP nas duas direções (COPx e COPy) são apresentados para os dois grupos de sujeitos sem deficiência, Adultos (n=83) e Idosos (n=64), em todas as condições sensoriais manipuladas, visual (olhos abertos e olhos fechados) e somatossensorial (superfície firme e superfície macia) (Figura 28).

Na condição postural 1 (superfície firme e olhos abertos), os sujeitos do grupo Idosos apresentaram maiores valores médios de COP Area (média±desvio-padrão; $2,68\pm 2,01$ cm²), de COP Velo ($1,08\pm 0,37$ cm/s) e de COP Freq ($0,29\pm 0,10$ Hz) do que os sujeitos do grupo Adultos (COP Area: $2,37\pm 1,87$ cm², COP Velo: $0,86\pm 0,30$ cm/s e COP Freq: $0,23\pm 0,08$ Hz). Na condição postural 2 (superfície firme e olhos fechados), os sujeitos do grupo Idosos apresentaram menores valores médios de COP Area ($2,50\pm 1,78$ cm²) e maiores valores médios de COP Velo ($1,16\pm 0,50$ cm/s) e de COP Freq ($0,31\pm 0,10$ Hz) do que os sujeitos do grupo Adultos (COP Area: $2,80\pm 2,27$ cm², COP Velo: $0,95\pm 0,38$ cm/s e COP Freq: $0,25\pm 0,08$ Hz). Na condição postural 3 (superfície macia e olhos abertos), os sujeitos do grupo Idosos apresentaram maiores valores médios de COP Area ($19,74\pm 6,90$ cm²), de COP Velo ($3,55\pm 0,71$ cm/s) e de COP Freq ($0,33\pm 0,08$ Hz) do que os sujeitos do grupo Adultos (COP Area: $12,59\pm 5,50$ cm², COP Velo: $2,34\pm 0,68$ cm/s e COP Freq: $0,27\pm 0,08$ Hz). Na condição postural 4 (superfície macia e olhos fechados), os sujeitos do grupo Idosos apresentaram maiores valores médios de COP Area ($26,05\pm 12,03$ cm²), de COP Velo ($4,31\pm 1,04$ cm/s) e de COP Freq ($0,36\pm 0,07$ Hz) do que os sujeitos do grupo Adultos (COP Area: $14,80\pm 6,16$ cm², COP Velo: $3,10\pm 1,04$ cm/s e COP Freq: $0,34\pm 0,09$).

Figura 28: Média e 95% do intervalo de confiança para área, velocidade média resultante e frequência média resultante do COP.



Média e 95% do IC para a Área (COP Area em cm^2), a velocidade média resultante (COP Velocity em cm/s) e frequência média resultante (COP mean freq. em Hz) do deslocamento do centro de pressão, nas direções ântero-posterior e médio-lateral, para os sujeitos sem deficiência ($n=147$), sendo 83 sujeitos do grupo Adultos e 64 sujeitos do grupo Idosos. Condições visuais: olhos abertos (Open) e olhos fechados (Closed) e Superfícies de apoio: firme (Firm) e macia (Foam).

6.4 Desempenho dos sujeitos nas tarefas experimentais

Com relação aos questionários e testes qualitativos, todos os voluntários foram capazes de responder os questionários e desempenhar os testes que foram propostos, com exceção de três sujeitos. Devido a rigidez articular no tornozelo causada pela poliomielite, um sujeito foi incapaz de desempenhar a tarefa Inclinação com Olhos Fechados do Sistema Orientação Sensorial contido no Mini-BESTest. Devido a deficiência visual, um sujeito não conseguiu executar ambas as partes do TMT. E, um sujeito se recusou a executar a parte B do TMT e não soube responder nenhuma das perguntas contidas na versão curta do IPAQ.

Quanto à posturografia estática, todos os sujeitos conseguiram desempenhar todas as três tentativas de cada uma das quatro condições posturais impostas, com exceção de seis sujeitos. Dois sujeitos não conseguiram desempenhar as condições posturais 3 e 4 (3. Posição ereta, superfície macia e olhos abertos e 4. Posição ereta, superfície macia e olhos fechados). Um voluntário não conseguiu desempenhar a condição postural 4, este mesmo sujeito desempenhou a condição postural 3 utilizando uma base de apoio 5 cm maior e realizou movimentos com os braços para manter-se equilibrado. Um sujeito não conseguiu desempenhar duas tentativas da condição postural 4. Um sujeito não conseguiu desempenhar duas tentativas da condição postural 2 (Posição ereta, superfície firme e olhos fechados) e todas as condições posturais 3 e 4, este mesmo sujeito desempenhou a condição postural 1 (Posição ereta, superfície firme e olhos abertos) utilizando uma base de apoio 5 cm maior. Devido a problemas de labirintite, um sujeito se recusou a desempenhar a condição postural 4.

Dos 163 sujeitos avaliados, dois perderam o equilíbrio durante uma tentativa da condição postural 4. A avaliadora que permaneceu na região próxima à porta, forneceu apoio assistencial imediato ao voluntário. Neste momento, o sujeito foi convidado a descansar e a aquisição de dados foi interrompida. Logo após, a avaliadora perguntou se o sujeito poderia tentar novamente e prosseguiu com uma nova aquisição de dados. Não houve registro de quedas durante a avaliação clínica do equilíbrio e da posturografia estática.

6.5 Balance Datasets

Todas as características socioculturais, demográficas e de saúde, os dados brutos das ferramentas qualitativas, e os dados brutos da plataforma de força (séries temporais das forças, dos momentos de força, e do centro de pressão) dos 163 sujeitos estão publicamente disponibilizados no site PhysioNet (DOI: 10.13026/C2WW2W) e no site Figshare (DOI: 10.6084/m9.figshare.3394432). Os dados no PhysioNet estão armazenados em format binário e pode ser lido usando *WFDB software package* ou *online* usando *physiobank ATM*, entre outras opções. Os dados no Figshare estão armazenados em formato ASCII (texto). Os dados no PhysioNet estão disponíveis sob a *ODC Public Domain Dedication and License v1.0* e os dados no Figshare estão disponíveis sob a *CC-BY license*.

Um arquivo compactado nomeado como BDSdata.zip foi disponibilizado e compreende um conjunto de dados de 163 sujeitos que foram salvos em arquivos de texto ASCII com colunas

separadas por tabulações. O BDSdata.zip consiste em 1930 arquivos dos sinais brutos de estabilografia nomeados como BDSXXXXXX.txt, e um arquivo com informações que descrevem as condições posturais da posturografia estática, as informações da anamnese de cada sujeito, e os resultados das ferramentas qualitativas nomeado como BDSinfo.txt (ou BDSinfo.xlsx).

Abaixo estão descritos sobre as informações contidas nos arquivos. Cada sujeito possui um único número de identificação, variando de 1 a 163.

No total, há um conjunto de 1930 arquivos de texto ASCII dos sinais brutos de estabilografia e cada arquivo é nomeado como BDSXXXXXX.txt.

BDSXXXXXX.txt: Onde BDS é o prefixo criado para nomear os arquivos. O prefixo BDS é uma abreviação para *Balance Datasets*. O XXXXX é o número de identificação das tentativas, sendo que BDS00001 é o primeiro arquivo e BDS01956 é o último arquivo de estabilografia. Cada sujeito contempla um conjunto de 12 tentativas e os números de identificação dos arquivos estão agrupados em múltiplos de 12, por exemplo, o primeiro sujeito (1º) possui os seguintes arquivos BDS00001 a BDS00012 e o último sujeito (163º) possui os seguintes arquivos BDS01945 a BDS01956. No total, 26 arquivos (tentativas) estão faltando para 6 sujeitos que não conseguiram completar algumas das condições posturais impostas.

Cada arquivo BDSXXXXXX.txt é composto por nove colunas. As colunas correspondem nesta sequência ao tempo (segundos), às três forças de reação do solo (Newton), aos três momentos de força de reação do solo (Newton/m) nas três direções, ântero-posterior, médio-lateral e vertical (x, y e z), e ao centro de pressão (COP) (centímetros), nas direções ântero-posterior (COPx) e médio-lateral (COPy) (Figura 29). Cada arquivo contém 6001 linhas, sendo que a primeira linha é o cabeçalho, esta linha contém os seguintes nomes que representam cada coluna:

1. $Time[s]$: tempo (segundo),
2. $Fx[N]$: força de reação do solo no eixo x (Newton),
3. $Fy[N]$: força de reação do solo no eixo y (Newton),
4. $Fz[N]$: força de reação do solo no eixo z (Newton),
5. $Mx[Nm]$: momento de força de reação do solo no eixo x (Newton/m),
6. $My[Nm]$: momento de força de reação do solo no eixo y (Newton/m),
7. $Mz[Nm]$: momento de força de reação do solo no eixo z (Newton/m),
8. $COPx[cm]$: centro de pressão na direção ântero-posterior (centímetro),

9. *COPY[cm]*: centro de pressão na direção médio-lateral (centímetro).

Portanto, cada arquivo contém um conjunto de dados com 6000 linhas que representam as forças, os momentos de força de reação do solo, o COPx e o COPY. Este conjunto de dados é referente a frequência de amostragem (100 Hz), ao tempo (60 s) em que os dados foram adquiridos e filtrados com um filtro passa baixa, com frequência de corte de 10 Hz (ver Métodos). Todas as colunas possuem 6 dígitos decimais, por exemplo 5.570561, exceto o tempo que possui 3 dígitos decimais, por exemplo 0.001.

Figura 29: Exemplo com 31 linhas de uma tentativa de estabilografia do conjunto de dados BDS.

1	Time[s]	Fx[N]	Fy[N]	Fz[N]	Mx[Nm]	My[Nm]	Mz[Nm]	COPx[cm]	COPY[cm]
2	0.010	1.776283	-3.178220	465.456318	5.204394	2.910560	0.150928	-0.625313	1.118127
3	0.020	1.834495	-3.178775	465.391282	5.233155	2.917773	0.131931	-0.626951	1.124464
4	0.030	1.898246	-3.180146	465.368676	5.248786	2.925250	0.113302	-0.628588	1.127877
5	0.040	1.960751	-3.185600	465.344416	5.245641	2.930891	0.096472	-0.629833	1.127260
6	0.050	2.013948	-3.195079	465.241852	5.228034	2.930094	0.083932	-0.629800	1.123724
7	0.060	2.054438	-3.201030	465.035787	5.206139	2.921492	0.077740	-0.628229	1.119514
8	0.070	2.075887	-3.196542	464.751566	5.186388	2.913661	0.077856	-0.626929	1.115948
9	0.080	2.071747	-3.182390	464.461549	5.164340	2.919997	0.082254	-0.628684	1.111898
10	0.090	2.044642	-3.160557	464.293065	5.131564	2.946053	0.088700	-0.634524	1.105242
11	0.100	2.006490	-3.130694	464.343898	5.091543	2.987181	0.096599	-0.643312	1.096503
12	0.110	1.970348	-3.099108	464.568002	5.060221	3.034933	0.105503	-0.653281	1.089231
13	0.120	1.943122	-3.081453	464.804909	5.046482	3.081591	0.111691	-0.662986	1.085720
14	0.130	1.925669	-3.089161	464.936500	5.042961	3.123590	0.110979	-0.671832	1.084656
15	0.140	1.914528	-3.117261	464.974032	5.038257	3.163194	0.104820	-0.680295	1.083557
16	0.150	1.903671	-3.150630	464.986748	5.027662	3.205278	0.098893	-0.689327	1.081248
17	0.160	1.891770	-3.177974	465.004681	5.012975	3.252894	0.097044	-0.699540	1.078048
18	0.170	1.879523	-3.194796	465.012294	4.997864	3.305050	0.099569	-0.710745	1.074781
19	0.180	1.856157	-3.200191	464.978352	4.983245	3.356880	0.105526	-0.721943	1.071715
20	0.190	1.811720	-3.196023	464.872809	4.967828	3.402104	0.113475	-0.731835	1.068642
21	0.200	1.763106	-3.184414	464.692064	4.952854	3.436153	0.120173	-0.739447	1.065836
22	0.210	1.743249	-3.169163	464.473512	4.943449	3.458165	0.122023	-0.744534	1.064312
23	0.220	1.769038	-3.159930	464.281370	4.942314	3.470791	0.118694	-0.747562	1.064508
24	0.230	1.829463	-3.165260	464.177911	4.943235	3.479903	0.113446	-0.749692	1.064944
25	0.240	1.895693	-3.181877	464.197329	4.935339	3.494932	0.109326	-0.752898	1.063199
26	0.250	1.939378	-3.196820	464.335318	4.912490	3.523959	0.106572	-0.758925	1.057962
27	0.260	1.943027	-3.202753	464.539939	4.877376	3.565723	0.104284	-0.767581	1.049937
28	0.270	1.896848	-3.206298	464.724559	4.840730	3.609754	0.102103	-0.776751	1.041634
29	0.280	1.801391	-3.212648	464.831871	4.815430	3.644930	0.099981	-0.784139	1.035951
30	0.290	1.681482	-3.213272	464.874687	4.805780	3.666435	0.097820	-0.788693	1.033780

Cada arquivo BDSXXXXX.txt é composto por nove colunas (referentes ao tempo, as três forças, os três momentos de força de reação do solo, o COPx e o COPY) e 6001 linhas, sendo que a primeira linha é o cabeçalho.

Foi criado um arquivo nomeado como BDSinfo.txt.

BDSinfo.txt: contém metadados que descrevem as condições posturais da posturografia estática, as informações da anamnese, e os resultados das ferramentas qualitativas. Como cada sujeito possui 12 arquivos (BDSXXXXX.txt) para os dados adquiridos com a plataforma de força, então cada sujeito possui 12 linhas neste arquivo (BDSinfo.txt). Nestas 12 linhas, a única coluna que apresenta linhas com valores diferentes é a coluna de identificação da tentativa (nomeado como *Trial*) todas as outras colunas são simplesmente repetidas ao longo de todas as 12 linhas de cada sujeito. O BDSinfo.txt é composto por 64 colunas e 1930 linhas, sendo que a primeira linha é o cabeçalho. O cabeçalho contém os metadados que seguem abaixo numeradas (1 a 64) e em itálico (Tabela 5).

Os metadados para a posturografia estática são:

1. *Trial*: nome do arquivo de estabilografia (BDSXXXXX, onde XXXXX varia de 00001 para 01956),
2. *Subject*: número de identificação do sujeito (1 a 163),
3. *Vision*: condição visual (*Open* ou *Closed*),
4. *Surface*: condição da superfície de apoio (*Firm* ou *Foam*).

Os metadados para os dados antropométricos, demográficos, socioculturais e de saúde são:

5. *Age*: idade, em anos, do sujeito no dia da avaliação,
6. *AgeGroup*: grupo de idade dos sujeitos (*Young*: todos os sujeitos com idade inferior a 60 anos e *Old*: todos os sujeitos com idade igual ou superior a 60 anos),
7. *Gender*: o sexo de cada sujeito, feminino (F) ou masculino (M),
8. *Height*: estatura, em centímetros, do sujeito,
9. *Weight*: massa corporal, em quilogramas, do sujeito,
10. *BMI*: índice de massa corpórea, em quilogramas por metro ao quadrado (kg/m^2),
11. *FootLen*: comprimento dos pés, média dos dois pés, em centímetros, do sujeito,
12. *Nationatily*: país em que o sujeito nasceu,
13. *SkinColor*: cor de pele auto reportada pelo sujeito,
14. *Ystudy*: anos de escolaridade, a partir da primeira série do ensino fundamental,
15. *Footwear*: tipo de calçado mais comum utilizado diariamente pelo sujeito,
16. *Illness*: se o sujeito declarou possuir qualquer problema de saúde, sim (*Yes*) ou não (*No*),

17. *Illness2*: tipo de problema de saúde do sujeito (*No* se o sujeito não tem problema de saúde),
18. *Nmedication*: número de medicações que o sujeito toma por dia,
19. *Medication*: nome do grupo ou classe do medicamento que o sujeito toma (*No* se o sujeito não toma medicamentos),
20. *Ortho-Prosthesis*: se o sujeito declarou utilizar qualquer tipo de órtese ou prótese, sim (*Yes*) ou não (*No*),
21. *Ortho-Prosthesis2*: nome da órtese ou prótese que o sujeito utiliza (*No* se o sujeito não usa órtese ou prótese),
22. *Disability*: se o sujeito declarou possuir alguma deficiência (física, visual, auditiva, mental ou múltipla), sim (*Yes*) ou não (*No*),
23. *Disability2*: nome da deficiência do sujeito (*No* se o sujeito não tem deficiência),
24. *Falls 12m*: quantas quedas não-intencionais o sujeito declarou ter ocorrido nos últimos 12 meses (0 a ...).

Quanto às informações obtidas com os testes qualitativos:

Short Falls Efficacy Scale International (Kempen *et al.*, 2008) é composto pelos seguintes metadados:

25. *FES_1*: resposta para a questão 1 da versão curta da FES-I,
26. *FES_2*: resposta para a questão 2 da versão curta da FES-I,
27. *FES_3*: resposta para a questão 3 da versão curta da FES-I,
28. *FES_4*: resposta para a questão 4 da versão curta da FES-I,
29. *FES_5*: resposta para a questão 5 da versão curta da FES-I,
30. *FES_6*: resposta para a questão 6 da versão curta da FES-I,
31. *FES_7*: resposta para a questão 7 da versão curta da FES-I,
32. *FES_T*: resposta para a pontuação total do *Short FES-I* (7 a 28 pontos),
33. *FES_S*: resposta para o quanto de preocupação com a possibilidade de cair (*low concern*, *moderate concern*, *high concern*), ver <http://www.profane.eu.org/fesi.html>.

Questionário Internacional de Atividade Física versão curta (Matsudo *et al.*, 2001) é composto pelos seguintes metadados:

34. *IPAQ_1a*: resposta para a questão 1a do IPAQ,

35. *IPAQ_1b*: resposta para a questão 1b do IPAQ,
36. *IPAQ_2a*: resposta para a questão 2a do IPAQ,
37. *IPAQ_2b*: resposta para a questão 2b do IPAQ,
38. *IPAQ_3a*: resposta para a questão 3a do IPAQ,
39. *IPAQ_3b*: resposta para a questão 3b do IPAQ,
40. *IPAQ_4a*: resposta para a questão 4a do IPAQ,
41. *IPAQ_4b*: resposta para a questão 4b do IPAQ,
42. *IPAQ_S*: resposta para a pontuação no IPAQ (*low*, *moderate*, ou *high*), conforme <https://sites.google.com/site/theipaq/>.

Trail Making Test (Reitan, 1958) é composto pelos seguintes metadados:

43. *TMT_timeA*: tempo gasto para executar a parte A do teste. Não medimos tempos acima da pontuação máxima, 5 minutos (para este caso reportamos como tempo de 300s),
44. *TMT_errorsA*: número de erros cometidos na parte A do teste,
45. *TMT_timeB*: tempo gasto para executar a parte B do teste. Não medimos tempos acima da pontuação máxima, 5 minutos (para este caso reportamos como tempo de 300s),
46. *TMT_errorsB*: número de erros cometidos na parte B do teste.

Mini Balance Evaluation Systems Tests (Franchignoni *et al.*, 2010) é composto pelos seguintes metadados:

47. *Best_1*: resposta para a tarefa 1 do Mini-BESTest,
48. *Best_2*: resposta para a tarefa 2 do Mini-BESTest,
49. *Best_3l*: resposta para a tarefa 3l do Mini-BESTest,
50. *Best_3r*: resposta para a tarefa 3r do Mini-BESTest,
51. *Best_4*: resposta para a tarefa 4 do Mini-BESTest,
52. *Best_5*: resposta para a tarefa 5 do Mini-BESTest,
53. *Best_6l*: resposta para a tarefa 6l do Mini-BESTest,
54. *Best_6r*: resposta para a tarefa 6r do Mini-BESTest,
55. *Best_7*: resposta para a tarefa 7 do Mini-BESTest,
56. *Best_8*: resposta para a tarefa 8 do Mini-BESTest,
57. *Best_9*: resposta para a tarefa 9 do Mini-BESTest,

58. *Best_10*: resposta para a tarefa 10 do Mini-BESTest,
 59. *Best_11*: resposta para a tarefa 11 do Mini-BESTest,
 60. *Best_12*: resposta para a tarefa 12 do Mini-BESTest,
 61. *Best_13*: resposta para a tarefa 13 do Mini-BESTest,
 62. *Best_14*: resposta para a tarefa 14 do Mini-BESTest,
 63. *Best_T*: resposta para a pontuação total do Mini-BESTest (0 a 28 pontos),
 ver <http://www.bestest.us/>,
 64. *Date*: data e horário da avaliação do sujeito.

Tabela 5: Exemplo com as 14 primeiras colunas do arquivo BDSinfo.txt.

	Subject	Vision	Surface	Illness	Disability	AgeGroup	Age	Height	Weight	BMI	FootLen	Ystudy	Nmedication	Falls12m
0	1	Closed	Firm	Yes	No	Young	33.00	157.5	54.20	21.85	21.80	17	1	0
4	2	Closed	Firm	No	No	Young	27.58	154.0	44.00	18.55	22.45	17	0	0
8	3	Closed	Firm	No	No	Young	36.92	161.7	63.40	24.25	23.10	11	0	0
12	4	Closed	Firm	No	No	Old	61.75	164.0	68.35	25.41	24.70	1	0	1
16	5	Closed	Firm	Yes	No	Young	18.33	162.0	56.45	21.51	NaN	12	1	0
20	6	Closed	Firm	No	No	Young	49.33	163.5	70.65	26.43	23.70	10	1	1
24	7	Closed	Firm	No	No	Young	25.33	182.7	68.70	20.58	25.30	15	0	0
28	8	Closed	Firm	Yes	No	Young	22.42	161.8	65.40	24.98	23.10	14	1	0
32	9	Closed	Firm	No	No	Young	23.17	158.0	66.00	26.44	NaN	15	1	0
36	10	Closed	Firm	No	No	Young	26.17	162.7	49.10	18.55	22.50	13	0	1

O BDSinfo.txt é composto por 64 colunas e 1931 linhas, sendo que a primeira linha é o cabeçalho.

7 Discussão

Este estudo implementou um repositório de dados público na internet, nomeado como *Balance Datasets* (BDS), com sinais de establografia de pessoas idosas e adultos jovens e maduros durante a postura ereta quieta. Os dados brutos obtidos com a plataforma de força: os três componentes de força, F_x , F_y e F_z (x , y e z que são as direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical), os três componentes do momento de força (M_x , M_y e M_z) e o deslocamento do centro de pressão (COP) nas duas direções ântero-posterior (COP_x) e médio-lateral (COP_y); de 163 sujeitos estão publicamente disponibilizados no site PhysioNet (DOI: 10.13026/C2WW2W) e no site Figshare (DOI: 10.6084/m9.figshare.3394432).

Para tornar nosso repositório de dados BDS mais completo, incluímos informações referentes as características socioculturais, demográficas e de saúde de cada sujeito e com os dados

experimentais obtidos com testes qualitativos, já validados na literatura. Os testes qualitativos utilizados foram: versão curta da FES-I, versão curta do IPAQ, TMT, e Mini-BESTest.

A maior utilidade deste estudo foi fornecer um extenso conjunto de dados público com avaliações qualitativas e quantitativa do controle postural humano que servirá de apoio no campo científico. O repositório de dados BDS permitirá que diferentes grupos de pesquisa no mundo tenham acesso a dados de referência e possam testar e validar métodos de análise já existentes e/ou métodos de análise inovadores em um mesmo conjunto de dados, o que evidenciará as vantagens e as desvantagens de cada método de análise, e sua real contribuição para a área poderão ser mais claras.

Para verificar se nossos dados são representativos para serem utilizados em pesquisas futuras, optamos em examinar o conjunto de dados do BDS e apresentar alguns exemplos. Entretanto, o intuito deste trabalho não foi comparar o desempenho dos sujeitos dos grupos Adultos e Idosos nos testes qualitativos e quantitativo, mas sim exemplificar o conteúdo dos dados que disponibilizamos. Os passos seguidos para realizar a exploração do conjunto de dados do controle postural humano podem ser verificados em um repositório associado (disponível em <http://nbviewer.jupyter.org/github/demotu/datasets/blob/master/Balance/notebooks/BalanceDatas-etAnalysis.ipynb>).

Quanto à posturografia estática, a partir da área, da velocidade resultante e da frequência média resultante do deslocamento do COP nas duas direções, ântero-posterior (COPx) e médio-lateral (COPy) para os sujeitos que não reportaram nenhuma deficiência (n=147) apresentado na figura 28, observamos que a área e a frequência média resultante de oscilação corporal foi maior e a velocidade do deslocamento do COP foi mais rápida quando houve a privação da informação visual (olhos fechados) e estas duas variáveis de análise global do deslocamento do COP foram ainda maior e mais rápida quando além da ausência da informação visual houve a privação da informação somatossensorial (superfície de apoio macia). Estas observações sobre maiores área e frequência média resultante de oscilação corporal e velocidade mais rápida do deslocamento do COP quando uma ou mais informações sensoriais são alteradas são consistentes com os achados encontrados em outros estudos (Teasdale *et al.*, 1991; Prieto *et al.*, 1996; Lord e Menz, 2000; Prado *et al.*, 2007).

Com relação aos testes qualitativos, a partir do histograma apresentado na Figura 24, observamos o desempenho dos nossos sujeitos sem deficiência (n=147), e de maneira simples

verificamos que os sujeitos do grupo Idosos apresentaram preocupação ligeiramente menor com a possibilidade em cair, avaliado pela versão curta da FES-I, a maior parte dos sujeitos do grupo Adultos foram classificados com moderado nível de atividade física enquanto que a maior parte dos sujeitos do grupo Idosos foram classificados com alto nível de atividade física, os sujeitos do grupo Idosos demandaram mais tempo para executar ambas as partes do TMT e obtiveram pontuações mais baixas nas tarefas avaliadas pelo Mini-BESTest quando comparados com os sujeitos do grupo Adultos. Estas observações sobre o desempenho de nossos sujeitos e os resultados apresentados em outros estudos serão discutidos de maneira simplificada a seguir, pois como já mencionado não tivemos como propósito comparar os grupos de sujeitos.

Apesar de a pontuação média na versão curta da FES-I ter sido moderadamente menor (média±desvio padrão, 10,23±3,22 pontos) para os sujeitos do grupo Idosos comparada aos sujeitos do grupo Adultos (11,02±3,50 pontos), as pontuações médias aqui encontradas são similares aos valores encontrados na literatura. Kempen *et al.* (2008) avaliaram 148 pessoas mais jovens (variação de idade 70 a 79 anos) e em 45 pessoas mais velhas (idade igual ou superior a 80 anos) e encontraram pontuações médias maiores para as pessoas mais velhas (14,4±5,8) comparadas as pessoas mais jovens (11,8±4,9). Delbaere *et al.* (2010) avaliaram 500 idosos (variação da idade 70 a 90 anos) a cada três meses durante um ano. Ao avaliarem os idosos no início do estudo, os autores encontraram pontuação média de 9,4±3,0 pontos. Hauer *et al.* (2011) avaliaram 157 idosos com comprometimento cognitivo e 127 idosos sem comprometimento cognitivo e encontraram pontuações médias maiores para o grupo sem comprometimento cognitivo (12,9±5,1) comparado ao grupo com comprometimento cognitivo (12,7±4,9).

No presente estudo, foi encontrado alto nível de atividade física para a maior parte dos sujeitos do grupo Idosos o que difere do estudo de Hallal *et al.* (2003) que observaram alta prevalência de inatividade física em uma amostra de brasileiros. Esta inatividade física foi associada com o aumento da idade e com o baixo nível socioeconômico (Hallal *et al.*, 2003).

Os sujeitos do grupo Idosos demandaram maior tempo para executarem ambas as partes do TMT o que corrobora com os achados de outros estudos (Corrigan e Hinkeldey, 1987; Wahlin *et al.*, 1996; Tombaugh, 2004; Cangoz *et al.*, 2009; Hamdan e Hamdan, 2009). Em uma amostra de idosos saudáveis, foi verificado que embora há um aumento no tempo para completar o TMT, a sua exatidão não é deteriorada com o aumento da idade cronológica (Wahlin *et al.*, 1996), o que pode indicar que o TMT é sensível aos declínios da velocidade perceptual, da atenção

(concentração e vigília) e da capacidade visual-espacial que estão relacionados com o envelhecimento senescente (Wahlin *et al.*, 1996; Bowie e Harvey, 2006).

Os sujeitos do grupo Idosos apresentaram pontuações médias mais baixas ($18,23 \pm 3,97$) no Mini-BESTest total comparados aos sujeitos do grupo Adultos ($23,52 \pm 3,35$). De maneira similar Wingert *et al.* (2014) avaliaram sujeitos divididos em três grupos de idades e observaram que o grupo de idosos obteve pontuações mais baixas (76,8%) no Mini-BESTest total quando comparado aos grupos de jovens (96%) e de adultos maduros (87%) (Wingert *et al.*, 2014).

O acesso ao conjunto de dados BDS é livre e permite aos interessados escolherem o tipo de dados experimentais que preferem utilizar. Os dados qualitativos permitem caracterizar o sujeito, os dados quantitativos permitem mensurar a oscilação corporal do sujeito em diferentes condições visuais e de superfície de apoio, e também é possível associar os dois tipos de dados experimentais para comparações e informações mais completas sobre os sujeitos.

Os arquivos com os dados de estabilografia são diversificados, há informações sobre diferentes condições posturais em que houve a manipulação das informações sensoriais, visual e somatossensorial. A amostra foi bem diversificada sendo composta por sujeitos saudáveis e com diferentes problemas de saúde, além de pessoas com deficiência. As informações socioculturais, demográficas, e de saúde são relevantes para avaliar o desempenho real dos sujeitos ao executarem os testes qualitativos aqui impostos. Por exemplo, a inserção de perguntas para especificar se o sujeito sofreu ou não sofreu alguma queda acidental nos últimos doze meses, entre outras perguntas foram importantes, pois permitem relacionar as quedas anteriores e as pontuações obtidas na versão curta da FES-I. Os dados obtidos com a versão curta da FES-I serão adequados para detectar a preocupação que os sujeitos sentem em cair ao desempenhar diferentes atividades presentes na vida cotidiana, sejam atividades básicas, complexas e sociais. Os dados obtidos com a versão curta do IPAQ serão úteis para classificar o nível de atividade física dos indivíduos, considerando as atividades realizadas na última semana. Os dados obtidos com o TMT serão apropriados para detectar possíveis alterações cognitivas ou neurológicas que ocorrem com o envelhecimento. Os dados obtidos com o Mini-BESTest serão favoráveis para identificar possíveis alterações em quatro sistemas funcionais de equilíbrio do corpo humano.

8 Limitações do estudo

A ausência de testes para melhor caracterizar os sujeitos foi observada como limite do presente estudo. Com o propósito de complementar o conjunto de dados de equilíbrio do corpo humano, estudos futuros podem incluir:

- Testes específicos para avaliar as informações sensoriais dos sujeitos, como o teste de acuidade visual, teste para avaliar a função vestibular, e teste para avaliar a informação somatossensorial,
- Posturografia dinâmica para avaliar o comportamento do sujeito quando há perturbação na superfície de apoio,
- Eletromiografia para avaliar a ativação dos músculos dos sujeitos,
- Acelerômetros para avaliar a aceleração do corpo e dos segmentos corporais dos sujeitos,
- Medição dos segmentos corporais dos sujeitos,
- Número maior de sujeitos com deficiência.

9 Considerações finais

O BDS é o primeiro repositório de dados público de avaliações qualitativas e quantitativas do controle postural humano e os exemplos apresentados aqui foram para mostrar a viabilidade dos dados obtidos a partir destas avaliações. Em adição aos dados brutos dos testes qualitativos e de estabilografia, disponibilizamos os metadados que podem ser utilizados como complemento. Acreditamos que nosso repositório BDS além de ser rico, apresenta um conjunto de dados representativo e poderá ser utilizado para propósitos clínicos e de pesquisa. Quanto às aplicações do repositório de dados BDS poderia incluir testar novas variáveis para descrever o deslocamento do COP e servir como dados de referência para outros estudos.

Esperamos que o BDS seja viável para o campo científico, e consiga aproximar as diferentes informações de avaliação da posturografia estática. Este é um estudo contínuo, e até o momento foram disponibilizados dados experimentais e informações complementares de 163 sujeitos. Para estudos futuros, além dos dados cinéticos, pretendemos adicionar dados cinemáticos do corpo humano.

10 Referências Bibliográficas

AGGASHYAN, R. V.; GURFINKEL, V. S.; FOMIN, S. V. Correlation and spectral analysis of the fluctuations of the human body during standing. **Biofizika**, v. 18, p. 1105-1108, 1973a.

AGGASHYAN, R. V. et al. Changes in Spectral and Correlation Characteristics of Human Stabilograms Muscle Afferentation at Disturbance. **Agressologie**, v. 14, p. 5-8, 1973b.

ALEXANDER, N. B. Postural control in older adults. **J Am Geriatr Soc**, v. 42, p. 93-108, 1994.

AMIRIDIS, I. G.; HATZITAKI, V.; ARABATZI, F. Age-induced modifications of static postural control in humans. **Neuroscience Letters**, v. 350, n. 3, p. 137-140, Oct 3 2003.

AMTI. AMTI Biomechanics Force Platform User Manual, version 4.3. 2012.

ARBUTHNOTT, K.; FRANK, J. Trail Making Test, Part B as a Measure of Executive Control: Validation Using a Set-Switching Paradigm. **Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology**, v. 22, n. 4, p. 518-528, 2000.

ASHENDORF, L. et al. Trail Making Test errors in normal aging, mild cognitive impairment, and dementia. **Arch Clin Neuropsychol**, v. 23, n. 2, p. 129-37, Mar 2008.

BACH, M. The Freiburg Visual Acuity test - Automatic measurement of visual acuity. **Optometry and Vision Science**, v. 73, n. 1, p. 49-53, Jan 1996.

BARATTO, L. et al. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density vs. other parameterization techniques. **Motor Control**, v. 6, p. 246-270 2002.

BARELA, A. M. F.; DUARTE, M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. **Brazilian Journal of Motor Behavior**, v. 6, n. 1, p. 56-61, 2010.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neurociências: Desvendando o Sistema Nervoso**. Porto Alegre: Artmed. , 2008.

BENSEL, C.; K., D., F. Power spectral density analysis of the standing sway of males. **Perception & Psychophysics**, v. 4, n. 5, p. 285-288, 1968.

BERG, K. Measuring balance in the elderly: development and validation of an instrument. **Dissertation. Montreal, Que.: McGill University, 1992.**

BORNSTEIN, R. A. Normative data on selected neuropsychological measures from a nonclinical sample. **Journal of Clinical Psychology**, v. 41, n. 5, p. 651-659, 1985.

BOWIE, C. R.; HARVEY, P. D. Administration and interpretation of the Trail Making Test. **Nat Protoc**, v. 1, n. 5, p. 2277-81, 2006.

BRÄUER, D.; SEIDEL, H. **The autoregressive structure of postural sway.** University Park Press: Baltimore, MD, 1981.

BRAVO, G.; POTVIN, L. Estimating the reliability of continuous measures with Cronbach's alpha or the intraclass correlation coefficient: toward the integration of two traditions. **J Clin Epidemiol**, v. 44, n. 4-5, p. 381-90, 1991.

BROCKLEHURST, J. C.; ROBERTSON, D.; JAMES-GROOM, P. Clinical correlates of sway in old age--sensory modalities. **Age Ageing**, v. 11, n. 1, p. 1-10, Feb 1982.

BUTLER, A. A. et al. Age and gender differences in seven tests of functional mobility. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, v. 6, Jul 30 2009.

CAMARGOS, F. F. O. et al. Adaptação transcultural e avaliação das propriedades psicométricas da Falls Efficacy Scale – International em idosos brasileiros (FES-1-BRASIL). **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 237-243, 2010.

CANGOZ, B.; KARAKOC, E.; SELEKLER, K. Trail Making Test: normative data for Turkish elderly population by age, sex and education. **J Neurol Sci**, v. 283, n. 1-2, p. 73-8, Aug 15 2009.

CARPENTER, M. G. et al. Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. **Gait Posture**, v. 13, n. 1, p. 35-40, Feb 2001.

CARROLL, J. P.; FREEDMAN, W. Nonstationary Properties of Postural Sway. **Journal of Biomechanics**, v. 26, n. 4-5, p. 409-416, Apr-May 1993.

CHIARI, L.; ROCCHI, L.; CAPPELLO, A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. **Clinical Biomechanics**, v. 17, n. 9-10, p. 666-677, Nov-Dec 2002.

COHEN, H.; KESHNER, E. A. Current concepts of the vestibular system reviewed: 2. Visual/vestibular interaction and spatial orientation. **Am J Occup Ther**, v. 43, n. 5, p. 331-8, May 1989.

COHEN, H. S.; KIMBALL, K. T. Usefulness of some current balance tests for identifying individuals with disequilibrium due to vestibular impairments. **Journal of Vestibular Research-Equilibrium & Orientation**, v. 18, n. 5-6, p. 295-303, 2008.

COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. Hillsdale, N.J., L.: Erlbaum Associates, 1988.

COLLIN, C. et al. The Barthel ADL Index: a reliability study. **Int Disabil Stud**, v. 10, n. 2, p. 61-3, 1988.

COLLINS, J. J.; DE LUCA, C. J. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. **Exp Brain Res**, v. 95, n. 2, p. 308-18, 1993.

_____. Random walk during quiet standing. **Physical Review Letters**, v. 73, n. 5, p. 764-767, 1994.

_____. The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. **Exp Brain Res**, v. 103, n. 1, p. 151-63, 1995a.

_____. Upright, correlated random walks: A statistical-biomechanics approach to the human postural control system. **Chaos**, v. 5, n. 1, p. 57-63, Mar 1995b.

CONTINI, R. Body Segment Parameters, Part II. **O&P Library**, v. 16, n. 1, p. 1-19, 1972.

CORNILLEAU-PERES, V. et al. Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability. **Gait Posture**, v. 22, n. 2, p. 96-106, Oct 2005.

CORRIGAN, J. D.; HINKELDEY, N. S. Relationships between parts A and B of the Trail Making Test. **Journal of Clinical Psychology**, v. 43, n. 4, 1987.

CORRIVEAU, H. et al. Intrasession reliability of the "Center of Pressure Minus Center of Mass" variable of postural control in the healthy elderly. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 81, p. 45-48, 2000.

CRAIG, C. L. et al. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 8, p. 1381-1395, Aug 2003.

CULHANE, K. M. et al. Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. **Age and Ageing**, v. 34, n. 6, p. 556-560, Nov 2005.

DANION, F.; DUARTE, M.; GROSJEAN, M. Fitts' law in human standing: the effect of scaling. **Neurosci Lett**, v. 277, n. 2, p. 131-3, Dec 24 1999.

_____. Variability of reciprocal aiming movements during standing: the effect of amplitude and frequency. **Gait Posture**, v. 23, n. 2, p. 173-9, Feb 2006.

DAVIES, A. D. The influence of age on trail making test performance. **J Clin Psychol**, v. 24, n. 1, p. 96-8, Jan 1968.

DE LUCA, C. J. Electromyography. In: JOHN G. WEBSTER, E. (Ed.). **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**. John Wiley Publisher, 2006. p.98-109.

DELBAERE, K. et al. The Falls Efficacy Scale International (FES-I). A comprehensive longitudinal validation study. **Age Ageing**, v. 39, n. 2, p. 210-6, Mar 2010.

DENG, H. B. et al. Reliability and validity of the IPAQ-Chinese: the Guangzhou Biobank Cohort study. **Med Sci Sports Exerc**, v. 40, n. 2, p. 303-7, Feb 2008.

DIFABIO, R. P. Sensitivity and Specificity of Platform Posturography for Identifying Patients with Vestibular Dysfunction. **Physical Therapy**, v. 75, n. 4, p. 290-305, Apr 1995.

DOWNS, S.; MARQUEZ, J.; CHIARELLI, P. Normative scores on the Berg Balance Scale decline after age 70 years in healthy community-dwelling people: a systematic review. **J Physiother**, v. 60, n. 2, p. 85-9, Jun 2014.

DOYLE, T. L. et al. Generalizability of center of pressure measures of quiet standing. **Gait & Posture**, v. 25, p. 166–171, 2007.

DUARTE, M. Comments on “Ellipse area calculations and their applicability in posturography” (Schubert and Kirchner, vol.39, pages 518-522, 2014). **Gait & Posture**, v. 41, p. 44-45, 2015.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. Speed-accuracy trade-off in voluntary postural movements. **Motor Control**, v. 9, n. 2, p. 180-96, Apr 2005.

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

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F.; ZATSIORSKY, V. Control of Equilibrium in Humans: Sway over Sway. In: PRESS, O. U. (Ed.). **Motor Control – Theories, Experiments, and Applications**, 2011.

DUARTE, M.; STERNAD, D. Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. **Experimental Brain Research**, v. 191, n. 3, p. 265-276, Nov 2008.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing. **Motor Control**, v. 3, p. 12-27, 1999.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. On the fractal properties of natural human standing. **Neurosci Lett**, v. 283, n. 3, p. 173-6, Apr 14 2000.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. Long-range correlations in human standing. **Physics Letters A**, v. 283, n. 1-2, p. 124-128, May 7 2001.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M. Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing. **Motor Control**, v. 3, n. 1, p. 12-27, Jan 1999.

DUNCAN, G. et al. Clinical correlates of sway in elderly people living at home. **Gerontology**, v. 38, n. 3, p. 160-166, 1992.

DUNCAN, P. W. et al. Functional Reach - Predictive-Validity in a Sample of Elderly Male Veterans. **Journals of Gerontology**, v. 47, n. 3, p. M93-M98, May 1992.

DUNCAN, P. W. et al. Functional Reach - a New Clinical Measure of Balance. **Journals of Gerontology**, v. 45, n. 6, p. M192-M197, Nov 1990.

FABER, M. J.; BOSSCHER, R. J.; VAN WIERINGEN, P. C. Clinimetric properties of the performance-oriented mobility assessment. **Phys Ther.**, v. 86, n. 7, p. 944-954, 2006.

FENG, Y. Z.; SCHLOSSER, F. J.; SUMPIO, B. E. The Semmes Weinstein monofilament examination as a screening tool for diabetic peripheral neuropathy. **Journal of Vascular Surgery**, v. 50, n. 3, p. 675-682, Sep 2009.

FIRSOV, V. I.; ROSENBUM, M. G. **Chaotic dynamics of the upright human posture control.** Proceedings of First World Congress on Biomechanics: La Jolla, CA 1990.

FITZPATRICK, R. C.; DAY, B. L. Probing the human vestibular system with galvanic stimulation. **J Appl Physiol** (1985), v. 96, n. 6, p. 2301-16, Jun 2004.

FRANCHIGNONI, F. et al. Using psychometric techniques to improve the Balance Evaluation System's Test: the mini-BESTest. **J Rehabil Med.** , v. 42, n. 4, p. 323–331, 2010.

FREITAS, S. M.; DUARTE, M. Joint coordination in young and older adults during quiet stance: effect of visual feedback of the center of pressure. **Gait Posture**, v. 35, n. 1, p. 83-7, Jan 2012.

FREITAS, S. M. S. F.; PRADO, J. M.; DUARTE, M. The use of a safety harness does not affect body sway during quiet standing. **Clinical Biomechanics**, v. 20, p. 336–339, 2005.

GILLESPIE, L. D. et al. Interventions for preventing falls in elderly people. **Cochrane Database Syst Rev**, n. 4, p. CD000340, 2003.

GODI, M. et al. Comparison of Reliability, Validity, and Responsiveness of the Mini-BESTest and Berg Balance Scale in Patients With Balance Disorders. **Physical Therapy**, v. 93, n. 2, p. 158-167, Feb 2013.

GOLDSTEIN, E. B. **Sensation and Perception.** Wadsworth: Cengage Learning, 2010.

GURALNIK, J. M. et al. A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. **J Gerontol**, v. 49, n. 2, p. M85-94, Mar 1994.

HALLAL, P. C. et al. Physical inactivity: prevalence and associated variables in Brazilian adults. **Med Sci Sports Exerc**, v. 35, n. 11, p. 1894-900, Nov 2003.

HAMDAN, A. C.; HAMDAN, E. M. L. R. Effects of age and education level on the Trail Making Test in a healthy Brazilian sample. **Psychology & Neuroscience**, v. 2, n. 2, p. 199-203, 2009.

HARRIS, J. E. et al. Relationship of balance and mobility to fall incidence in people with chronic stroke. **Phys Ther**, v. 85, n. 2, p. 150-8, Feb 2005.

HASAN, S. S.; LICHTENSTEIN, M. J.; SHIAVI, R. G. Effect of loss of balance on biomechanics platform measures of sway: influence of stance and a method for adjustment. **J Biomech**, v. 23, n. 8, p. 783-9, 1990.

HAUER, K. A. et al. Validity and Sensitivity to Change of the Falls Efficacy Scales International to Assess Fear of Falling in Older Adults with and without Cognitive Impairment. **Gerontology**, v. 57, n. 5, p. 462-472, 2011.

HEY, T.; PAYNE, M. C. Open science decoded. **Nature Physics**, v. 11, p. 367–369, 2015.

HORAK, F. B. Clinical assessment of balance disorders. **Gait & Posture**, v. 6, n. 1, p. 76-84, Aug 1997.

_____. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing**, v. 35, n. S2, p. ii7–ii11, 2006.

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural orientation and equilibrium. Handbook of Physiology. Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems. **Oxford Univ. Press New York**, v. sect. 12, p. 255–292, 1996.

HORAK, F. B.; SHUPERT, C. L.; MIRKA, A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. **Neurobiol Aging**, v. 10, n. 6, p. 727-38, Nov-Dec 1989.

HORAK, F. B.; WRISLEY, D. M.; FRANK, J. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to Differentiate Balance Deficits. **Physical Therapy**, v. 89, n. 5, p. 484-498, May 2009.

HUFSCHMIDT, A. et al. Some Methods and Parameters of Body Sway Quantification and Their Neurological Applications. **Archiv Fur Psychiatrie Und Nervenkrankheiten**, v. 228, n. 2, p. 135-150, 1980.

IBGE. Indicadores sociodemográficos e de saúde no Brasil. Informação demográfica e socioeconômica. Instituto Brasileiro De Geografia e Estatística, 2009.

_____. Censo demográfico 2010. Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência. **Instituto Brasileiro De Geografia e Estatística**, p. 1-215, 2010.

JACOBS, J. V. et al. Domains and correlates of clinical balance impairment associated with Huntington's disease. **Gait Posture**, v. 41, n. 3, p. 867-70, Mar 2015.

KAMEN, G. et al. An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway. **Gerontology**, v. 44, n. 1, p. 40-45, Jan-Feb 1998.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. **Principles of neural science**. New York: McGraw-Hill, 2000.

KAPTEYN, T. S. et al. Standardization in Platform Stabilometry being a Part of Stabilometry. **Agressologie**, v. 24, n. 7, p. 321-326, 1983.

KEMPEN, G. I. J. M. et al. The Short FES-I: a shortened version of the falls efficacy scale-international to assess fear of falling. **Age and Ageing**, v. 37, n. 1, p. 45-50, Jan 2008.

KIRBY, R. L.; PRICE, N. A.; MACLEOD, D. A. The Influence of Foot Position on Standing Balance. **Journal of Biomechanics**, v. 20, n. 4, p. 423-427, 1987.

KON, F. Ciência aberta, dados abertos e código aberto. **Computação Brasil**, v. 22, p. 22-29, 2013.

KUMAR, S. et al. Semmes-Weinstein Monofilaments - a Simple, Effective and Inexpensive Screening Device for Identifying Diabetic-Patients at Risk of Foot Ulceration. **Diabetes Research and Clinical Practice**, v. 13, n. 1-2, p. 63-67, 1991.

LAFOND, D. et al. Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 85, n. 6, p. 896-901, Jun 2004.

LAFOND, D.; DUARTE, M.; PRINCE, F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. **J Biomech**, v. 37, n. 9, p. 1421-6, Sep 2004.

LANSKA, D. J. Nineteenth-century contributions to the mechanical recording of postural sway. **Arch Neurol**, v. 58, n. 7, p. 1147-50, Jul 2001.

_____. The Romberg sign and early instruments for measuring postural sway. **Semin Neurol**, v. 22, n. 4, p. 409-18, Dec 2002.

LAUGHTON, C. A. et al. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. **Gait & Posture**, v. 18, n. 2, p. 101-108, Oct 2003.

LAUK, M. et al. Human balance out of equilibrium: Nonequilibrium statistical mechanics in posture control. **Physical Review Letters**, v. 80, n. 2, p. 413-416, Jan 12 1998.

LE CLAIR, K.; RIACH, C. Postural stability measures: what to measure and for how long. **Clin. Biomech.** , v. 11, n. 3, p. 176-178, 1996.

LEDDY, A. L.; CROWNER, B. E.; EARHART, G. M. Functional gait assessment and balance evaluation system test: reliability, validity, sensitivity, and specificity for identifying individuals with Parkinson disease who fall. **Phys Ther**, v. 91, n. 1, p. 102-113, Jan 2011.

LEE, P. H. et al. Validity of the international physical activity questionnaire short form (IPAQ-SF): A systematic review. **International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity**, v. 8, Oct 21 2011.

LIAW, M. Y. et al. Comparison of the static and dynamic balance performance in young, middle-aged, and elderly healthy people. **Chang Gung Med J**, v. 32, n. 3, p. 297-304, May-Jun 2009.

LORD, S. R. Visual risk factors for falls in older people. **Age Ageing**, v. 35 Suppl 2, p. ii42-ii45, Sep 2006.

LORD, S. R.; MENZ, H. B. Visual contributions to postural stability in older adults. **Gerontology**, v. 46, p. 306–310, 2000.

LORD, S. R.; MENZ, H. B.; TIEDEMANN, A. A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention. **Phys Ther**, v. 83, n. 3, p. 237-52, Mar 2003.

LORD, S. R. et al. **Falls in older people: risk factors and strategies for prevention**. Cambridge University: 2007.

MACFARLANE, D. J. et al. Reliability and validity of the Chinese version of IPAQ (short, last 7 days). **J Sci Med Sport**, v. 10, n. 1, p. 45-51, Feb 2007.

MAHONEY, F. I.; BARTHEL, D. W. Functional Evaluation: The Barthel Index. **Md State Med J**, v. 14, p. 61-5, Feb 1965.

MAIA, A. C. et al. BESTest and MiniBESTest: cultural adaptation and Rasch model. **Braz J Phys Ther**, v. 17, n. 3, p. 195-217, 2013.

MANCINI, M. et al. ISway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, v. 9, n. 59, p. 2-8, Aug 22 2012.

MARANESI, E. et al. Functional reach test: Movement strategies in diabetic subjects. **Gait & Posture**, v. 39, n. 1, p. 501-505, Jan 2014.

MATHIAS, S.; NAYAK, U. S. L.; ISAACS, B. Balance in Elderly Patients - the Get-up and Go Test. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 67, n. 6, p. 387-389, Jun 1986.

MATSUDO, S. et al. Questionário Internacional de Atividade Física (IPAq): estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. **Atividade Física & Saúde**, v. 6, n. 2, p. 5-18, 2001.

MAYAGOITIA, R. E.; NENE, A. V.; VELTINK, P. H. Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 4, p. 537-542, Apr 2002.

MAYLOR, E. A.; ALLISON, S.; WING, A. M. Effects of spatial and nonspatial cognitive activity on postural stability. **Br J Psychol**, v. 92 Part 2, p. 319-338, May 2001.

MCILROY, W. E.; MAKI, B. E. Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 12, n. 1, p. 66-70, Jan 1997.

MOLLOY, J. C. The Open Knowledge Foundation: open data means better science. **PLoS Biol**, v. 9, n. 12, p. e1001195, Dec 2011.

MOORE, J. K.; HNAT, S. K.; VAN DEN BOGERT, A. J. An elaborate data set on human gait and the effect of mechanical perturbations. **PeerJ**, v. 3, p. e918, 2015.

MURPHY, G. L. **Explanatory concepts** Cambridge, MA: MIT Press: 2000.

MURRAY, M. P.; SEIREG, A. A.; SEPIC, S. B. Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. **J Bone Joint Surg Am**, v. 57, n. 4, p. 510-6, Jun 1975.

NASH, J. C. Directions for open source software over the next decade. **Futures**, v. 42, n. 4, p. 427-433, May 2010.

NAYAK, U. S. Comparison of the Wright ataxiometer and the Kistler force platform in the measurement of sway. **J Biomed Eng**, v. 9, n. 4, p. 302-4, Oct 1987.

NEWELL, K. M. et al. Stochastic processes in postural center-of-pressure profiles. **Experimental Brain Research**, v. 113, n. 1, p. 158-164, Jan 1997.

NEWELL, K. M. et al. On Postural Stability and Variability. **Gait & Posture**, v. 1, n. 4, p. 225-230, Dec 1993.

NEWTON, R. A. Validity of the multi-directional reach test: A practical measure for limits of stability in older adults. **Journals of Gerontology Series a-Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 56, n. 4, p. M248-M252, Apr 2001.

NORRE, M.; FORREZ, G.; BECKERS, A. Posturography findings in two common peripheral vestibular disorders. **J. Otolaryngology**, v. 16, n. 6, p. 340-344, 1987.

NORRE, M. E.; FORREZ, G.; BECKERS, A. Posturography measuring instability in vestibular dysfunction in the elderly. **Age Ageing**, v. 16, n. 2, p. 89-93, Mar 1987.

O'SULLIVAN, M. et al. Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers. **Age and Ageing**, v. 38, n. 3, p. 308-313, May 2009.

OLIVEIRA-SOUZA, R. et al. Trail making and cognitive set-shifting. **Arquivos De Neuro-Psiquiatria**, v. 58, n. 3B, p. 826-829, Sep 2000.

OVERSTALL, P. W. et al. Falls in the elderly related to postural imbalance. **Br Med J**, v. 1, n. 6056, p. 261-4, Jan 29 1977.

OWSLEY, C. Contrast sensitivity. **Ophthalmol Clin North Am.**, v. 16, n. 2, p. 171-177, 2003.

PANZER, V. P.; BANDINELLI, S.; HALLETT, M. Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 76, n. 2, p. 151-7, Feb 1995.

PAULUS, W. M.; STRAUBE, A.; BRANDT, T. Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. **Brain**, v. 107 (Pt 4), p. 1143-63, Dec 1984.

PAYTON, C. J.; BARTLETT, R. M. **Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise**. Taylor & Francis e-Library: 2008. 218.

PEETERS, H. P.; CABERG, H. B.; MOL, J. M. Evaluation of biomechanical models in posturography. **Med Biol Eng Comput**, v. 23, n. 5, p. 469-73, Sep 1985.

PERIANEZ, J. A. et al. Trail Making Test in traumatic brain injury, schizophrenia, and normal ageing: sample comparisons and normative data. **Arch Clin Neuropsychol**, v. 22, n. 4, p. 433-47, May 2007.

PETERKA, R. J.; BLACK, F. O. Age-related changes in human posture control: sensory organization tests. **J Vestib Res**, v. 1, n. 1, p. 73-85, 1990.

PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. **J Am Geriatr Soc.**, v. 39, n. 2, p. 142-148, 1991.

PRADO, J. M.; DINATO, M. C.; DUARTE, M. Age-related difference on weight transfer during unconstrained standing. **Gait Posture**, v. 33, n. 1, p. 93-7, Jan 2011.

PRADO, J. M.; STOFFREGEN, T. A.; DUARTE, M. Postural sway during dual tasks in young and elderly adults. **Gerontology**, v. 53, n. 5, p. 274-281, 2007.

PRIETO, T. E. et al. Measures of postural steadiness: Differences between healthy young and elderly adults. **Ieee Transactions on Biomedical Engineering**, v. 43, n. 9, p. 956-966, Sep 1996.

PRIETO, T. E.; MYKLEBUST, J. B.; MYKLEBUST, B. M. Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly: a review. **IEEE Transactions on rehabilitation Engineering**, v. 1, p. 26-34, 1993.

PRIETO, T. E. et al. **Intergroup sensitivity in measures of postural steadiness**. University of Oregon Books Portland, OR, 1992.

RASMUSSEN, X. D. et al. Effects of age and dementia on the Trail Making Test. **The Clinical Neuropsychologist**, v. 12, n. 2, p. 169-178, 1998.

REITAN, R. M. Validity of the Trail Making Test as an indicator of organic brain damage. **Perceptual and Motor Skills**, v. 8, p. 271-276, 1958.

RIACH, C. L.; STARKES, J. L. Stability limits of quiet standing postural control in children and adults. **Gait & Posture**, v. 1, n. 2, p. 105-111, 1993.

_____. Velocity of centre of pressure excursions as an indicator of postural control systems in children. **Gait & Posture**, v. 2, n. 3, p. 167-172, 1994.

RICCIO, G. E. **Information in movement variability about the qualitative dynamics of posture and orientation.** Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1993.

RILEY, M. A. et al. Influences of body lean and vision on unperturbed postural sway. **Motor Control**, v. 1, n. 3, p. 229-246, 1997.

RILEY, P. O. et al. Phase plane analysis of stability in quiet standing. **J Rehabil Res Dev**, v. 32, n. 3, p. 227-35, Oct 1995.

ROY, S. H.; LADIN, Z.; DE LUCA, C. J. **Experimental evidence for a random process model of postural sway.** proceedings of 9th Ann. Int. Conf. IEEE Engineering in medicine and Biology Society. 9 1987.

RUBENSTEIN, L. Z. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. **Age Ageing**, v. 35 Suppl 2, p. ii37-ii41, Sep 2006.

RUHE, A.; FEJER, R.; WALKER, B. The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions--a systematic review of the literature. **Gait Posture**, v. 32, n. 4, p. 436-45, Oct 2010.

SCHEMBRE, S. M.; RIEBE, D. A. Non-exercise estimation of VO₂max using the International Physical Activity Questionnaire. **Meas Phys Educ Exerc Sci**, v. 15, n. 3, p. 168-181, 2011.

SCHUMANN, T. et al. Time-frequency analysis of postural sway. **J Biomech**, v. 28, n. 5, p. 603-7, May 1995.

SCINICARIELLO, A. P. et al. Enhancing human balance control with galvanic vestibular stimulation. **Biological Cybernetics**, v. 84, n. 6, p. 475-480, Jun 2001.

SCOPPA, F. et al. Clinical stabilometry standardization: basic definitions--acquisition interval--sampling frequency. **Gait Posture**, v. 37, n. 2, p. 290-2, Feb 2013.

SHELDON, J. H. The effect of age on the control of sway. **Gerontol Clin (Basel)**, v. 5, p. 129-38, 1963.

SHUMWAY-COOK, A.; BRAUER, S.; WOOLLACOTT, M. H. Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test. **Physical Therapy**, v. 80, n. 9, p. 896-903, 2000.

SHUMWAY-COOK, A.; HORAK, F. B. Assessing the Influence of Sensory Interaction on Balance - Suggestion from the Field. **Physical Therapy**, v. 66, n. 10, p. 1548-1550, Oct 1986.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Controle Motor: teoria e aplicações práticas**. Barueri, SP: Manole: 2010. 621.

SIXT, E.; LANDAHL, S. Postural disturbances in a 75-year-old population: I. Prevalence and functional consequences. **Age Ageing**, v. 16, n. 6, p. 393-8, Nov 1987.

SLOBOUNOV, S. M.; NEWELL, K. M. Postural dynamics as a function of skill level and task constraints. **Gait & Posture**, v. 2, n. 2, p. 85-93, Sep 1994.

SLOBOUNOV, S. M.; SLOBOUNOVA, E. S.; NEWELL, K. M. Virtual time-to-collision and human postural control. **Journal of Motor Behavior**, v. 29, n. 3, p. 263-281, Sep 1997.

SOAMES, R. W.; ATHA, J.; HARDING, R. H. Temporal changes in the pattern of sway as reflected in power spectral density analysis. **Agressologie**, v. 17, p. 15-20, 1976.

SPEERS, R. A.; KUO, A. D.; HORAK, F. B. Contributions of altered sensation and feedback responses to changes in coordination of postural control due to aging. **Gait and Posture**, v. 12, p. 20-30, 2002.

STARKES, J. L.; RIACH, J. C.; CLARKE, B. **The effect of eye closure on postural sway: Converging evidence from children and a parksonian patient**. Elsevier Science Publishers B.V., 1992.

STOFFREGEN, T. A. et al. Modulating postural control to facilitate visual performance. **Human Movement Science**, v. 19, n. 2, p. 203-220, Jul 2000.

STURNIEKS, D. L.; ARNOLD, R.; LORD, S. R. Validity and reliability of the Swaymeter device for measuring postural sway. **BMC Geriatrics**, v. 11, n. 63, 2011.

STURNIEKS, D. L.; GEORGE, R. S.; LORD, S. R. Balance disorders in the elderly. **Clinical Neurophysiology**, v. 38, p. 467-478, 2008.

TAKATA, K.; KAKENO, H.; WATANABE, Y. **Time series analysis of postural sway and respiration using an autoregressive model**. Champaign, I.L.: Human Kinetics Publishers, 1983a.

TAKATA, K.; KAKENO, H.; WATANABE, Y. **Time series analysis of postural sway and respiration using an autoregressive model.** Champaign, 1983b.

TARANTOLA, J. et al. Human stance stability improves with the repetition of the task: effect of foot position and visual condition. **Neurosci Lett**, v. 228, n. 2, p. 75-8, Jun 6 1997.

TEASDALE, N.; STELMACH, G. E.; BREUNIG, A. Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions. **J Gerontol**, v. 46, n. 6, p. B238-44, Nov 1991.

TERANISHI, T. et al. A discriminative measure for static postural control ability to prevent in-hospital falls: Reliability and validity of the Standing Test for Imbalance and Disequilibrium (SIDE). **Japanese Journal of Comprehensive Rehabilitation Science**, v. 11-16, 2010.

TERANISHI, T. et al. Validity study of the standing test for imbalance and disequilibrium (SIDE): is the amount of body sway in adopted postures consistent with item order? **Gait & Posture** v. 34, p. 295–299, 2011.

TEREKHOV, Y. Stabilometry as a Diagnostic Tool in Clinical Medicine. **Canadian Medical Association Journal**, v. 115, n. 7, p. 631-633, 1976.

THOMPSON, M. D. et al. Clinical utility of the trail making test practice time. **Clinical Neuropsychologist**, v. 13, n. 4, p. 450-455, 1999.

TIEDEMANN, A. **The development of a validated risk assessment for use in clinical practice** 2006. (PhD Thesis). University of New South Wales, Sydney (NSW).

TINETTI, M. E. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. **J Am Geriatr Soc**, v. 34, n. 2, p. 119-26, Feb 1986.

TINETTI, M. E.; RICHMAN, D.; POWELL, L. Falls Efficacy as a Measure of Fear of Falling. **Journals of Gerontology**, v. 45, n. 6, p. P239-P243, Nov 1990.

TINETTI, M. E.; SPEECHLEY, M.; GINTER, S. F. Risk-Factors for Falls among Elderly Persons Living in the Community. **New England Journal of Medicine**, v. 319, n. 26, p. 1701-1707, Dec 29 1988.

TINETTI, M. E.; WILLIAMS, T. F.; MAYEWSKI, R. Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. **Am J Med**, v. 80, n. 3, p. 429-34, Mar 1986.

TOKUMASU, K. et al. Frequency analysis of the body sway in different standing postures. **Agressologie**, v. 24, p. 89-90, 1983.

TOMBAUGH, T. N. Trail Making Test A and B: normative data stratified by age and education. **Arch Clin Neuropsychol**, v. 19, n. 2, p. 203-14, Mar 2004.

UNITED NATIONS. Department of Economic and Social Affairs, Population Division (2013). World population ageing 2013. . **ST/ESA/SER.A/348.**, 2013.

VAN DER KOOIJ, H.; CAMPBELL, A. D.; CARPENTER, M. G. Sampling duration effects on centre of pressure descriptive measures. **Gait Posture**, v. 34, n. 1, p. 19-24, May 2011.

VAN VLIET, R. et al. Falls Efficacy Scale-International: A Cross-Sectional Validation in People With Multiple Sclerosis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 94, n. 5, p. 883-889, May 2013.

VERAS, R. Envelhecimento populacional contemporâneo: demandas, desafios e inovações. **Revista de Saúde Pública**, v. 43, p. 548-554, 2009.

VISSER, J. E. et al. The clinical utility of posturography. **Clin Neurophysiol**, v. 119, n. 11, p. 2424-36, Nov 2008.

VOOS, M. C. **A influência da idade e da escolaridade na execução e no aprendizado de uma tarefa cognitivo-motora**. 2009. 131 (Doutorado). Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

VOOS, M. C.; CUSTODIO, E. B.; MALAQUIAS, J., JR. Relationship of executive function and educational status with functional balance in older adults. **J Geriatr Phys Ther**, v. 34, n. 1, p. 11-8, Jan-Mar 2011.

WAHLIN, T. B. R. et al. Trail Making Test performance in a community-based sample of healthy very old adults: effects of age on completion time, but not on accuracy **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 22, p. 87-102, 1996.

WANG, Y.; SRINIVASAN, M. Stepping in the direction of the fall: the next foot placement can be predicted from current upper body state in steady-state walking. **Biol Lett.**, v. 10, n. 9, p. 1-5, 2014.

WHITNEY, S.; WRISLEY, D.; FURMAN, J. Concurrent validity of the Berg Balance Scale and the Dynamic Gait Index in people with vestibular dysfunction. **Physiother Res Int**, v. 8, n. 4, p. 178-86, 2003.

WHO. Media centre. Falls. World Healthy Organization 2012. Acesso em: 21/10/2014.

_____. Interesting facts about ageing. **Ageing and Life Course.** , World Health Organization, 2014.

WILLIAMS, H. G.; MCCLENAGHAN, B. A.; DICKERSON, J. Spectral characteristics of postural control in elderly individuals. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 78, n. 7, p. 737-44, Jul 1997.

WINGERT, J. R.; WELDER, C.; FOO, P. Age-related hip proprioception declines: effects on postural sway and dynamic balance. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 95, n. 2, p. 253-61, Feb 2014.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & Posture**, v. 3, p. 193-214, 1995.

_____. **Biomechanics and motor control of human movement.** John Wiley & Sons: 2009. 370.

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; FRANK, J. S. Assessment of balance control in humans. **Med Prog Technol**, v. 16, n. 1-2, p. 31-51, May 1990.

WINTER, D. A. et al. Motor mechanisms of balance during quiet standing. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 13, n. 1, p. 49-56, Feb 2003.

WINTER, D. A. et al. Stiffness control of balance in quiet standing. **J Neurophysiol**, v. 80, n. 3, p. 1211-21, Sep 1998.

WOOLLACOTT, M.; SHUMWAY-COOK, A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. **Gait & Posture**, v. 16, n. 1, p. 1-14, Aug 2002.

WRISLEY, D. M.; WHITNEY, S. L. The effect of foot position on the modified Clinical Test of Sensory Interaction and Balance. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 85, n. 2, p. 335-338, Feb 2004.

YARDLEY, L. et al. Development and initial validation of the Falls Efficacy Scale-International (FES-I). **Age and Ageing**, v. 34, p. 614–619, 2005.

YONEDA, S.; TOKUMASU, K. Frequency analysis of body sway in the upright posture. Statistical study in cases of peripheral vestibular disease. **Acta Otolaryngol**, v. 102, n. 1-2, p. 87-92, Jul-Aug 1986.

ZOK, M.; MAZZA, C.; CAPPOZZO, A. Should the instructions issued to the subject in traditional static posturography be standardised? **Medical Engineering & Physics**, v. 30, p. 913–916, 2008.

11 Apêndices

APÊNDICE 1 - Ficha de Avaliação Global

I - IDENTIFICAÇÃO

Data da avaliação:

Sujeito:

Sexo: () F () M

Estado Civil:

() Casado (a)

() Divorciado (a) ou Separado (a)

() Viúvo (a)

() Amasiado (a)

() Solteiro (a)

Profissão ou Ocupação:

Cor ou raça:

() Branca

() Preta

() Amarela

() Parda

() Indígena

() Prefere não responder

() Outro:

Data de nascimento:

Anos de Escolaridade:

Membro dominante:

() Direito

() Esquerdo

() Ambidestro

Telefone:

E-mail:

Naturalidade:

Estado:

País:

Mora com mais quantas pessoas?

II - ANAMNESE

Você possui problemas de saúde? () Sim () Não

Se sim, qual (s)?

Você possui alguma dificuldade para caminhar?

Você possui dificuldades para realizar movimentos rápidos?

Você sente constantes dores de cabeça?

Você sente tontura ao realizar movimentos rápidos?

Você sente vertigem?

Você sente fraqueza muscular?

Você sente dores articulares, musculares ou dores em outras regiões do corpo que o limitam na realização de alguns movimentos?

Você possui alguma Deficiência (Física, Visual, Auditiva, Mental, Múltipla)? Especifique.

Você usa algum tipo de Órtese (Óculos, Lentes, Aparelho auditivo, Aparelho odontológico, Contensão Odontológica, Dentadura, Bengala, Marca-passo, Andador, Muleta) ou Prótese?

Você sofreu alguma fratura ou outras lesões (articular, muscular, ligamentar) nos últimos 12 meses?

Você fez alguma cirurgia nos últimos 12 meses?

III – MEDICAMENTOS

Você toma medicamentos? () Sim () Não

Quantas medicações você toma por dia?

Você pode me dizer ou mostrar quais os medicamentos que está tomando?

Você toma vitaminas? () Sim () Não

Quantas vitaminas você toma por dia?

Você pode me dizer ou mostrar quais as vitaminas que está tomando?

IV – HÁBITOS COMUNS

Você fuma?

Você ingere bebida alcoólica?

Qual o tipo de calçado que você mais utiliza?

V – DADOS ANTROPOMÉTRICOS

Massa corporal:

Estatura:

Número do Sapato:

Comprimento do pé esquerdo:

Comprimento do pé direito

Observações:

APÊNDICE 2 - Histórico de Quedas

I - IDENTIFICAÇÃO

Sujeito:

Idade:

Sexo: () F () M

Grupo: () Adulto () Idoso

II – QUEDAS ANTERIORES

Você sofreu alguma queda acidental nos últimos 12 meses? () Sim () Não

Quantas vezes você caiu nos últimos 12 meses?

Onde você caiu?

Como você caiu? (Escorregou, Tropeçou, Desequilíbrio, Outro, Não caiu)

Você foi capaz de se levantar sozinho (a)?

Quando caiu, você permaneceu por muito tempo no chão? Quanto tempo?

Você teve alguma fratura ou outra lesão decorrente desta queda? Qual?

III – INFORMAÇÕES ADICIONAIS

Na sua casa, há? (Tapetes, Escadas, Corrimão no banheiro, Piso antiderrapante, Todos, Nenhum)

Você possui dificuldade em equilibrar-se?

Você perde o equilíbrio facilmente?

Você possui dificuldade para sentir a forma, textura, temperatura de objetos com os pés?

12 Anexo

ANEXO 1 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

O Sr(a) _____

RG nº _____, nascido em _____,

do sexo _____, residente à _____

na cidade de _____, está sendo convidado a participar do “*Estudo do equilíbrio de pessoas idosas e jovens para criação de uma base de dados aberta*” cujo objetivo é: Estudar o equilíbrio de idosos e adultos jovens para a criação de um banco de dados aberto de sinais de establografia de idosos e jovens.

Para tanto:

Procedimento do experimento:

Sua participação nesta pesquisa consistirá em duas avaliações.

A avaliação qualitativa será dada pelo preenchimento de um questionário básico (identificação, histórico de quedas) e uma avaliação do equilíbrio postural através de testes clínicos que envolverão diferentes tarefas diárias de movimento, como por exemplo, ficar em pé e na ponta dos pés, levantar-se de uma cadeira, caminhar, girar o corpo em torno de si mesmo, permanecer em pé com o apoio de uma perna, e subir e descer um degrau.

Na avaliação quantitativa será analisada o equilíbrio do seu corpo e você permanecerá em pé sobre uma plataforma de força que terá a superfície de apoio firme ou macia (espuma). No total, serão realizadas doze tarefas de 60 segundos cada, as quais serão executadas com olhos abertos e com olhos fechados. Entre cada tarefa haverá um intervalo de descanso.

Participação:

A sua participação na pesquisa é voluntária e você terá o direito de se retirar da mesma a qualquer momento, sem penalidades.

Anonimato:

Em nenhum momento da pesquisa haverá sua identificação, seja através da imagem ou dos dados pessoais, mesmo quando os resultados da pesquisa forem divulgados.

Benefícios:

Esperamos que este estudo tenha boa repercussão no campo científico. Você contribuirá para o desenvolvimento deste estudo, mas sem benefício direto para você.

Riscos:

Os procedimentos experimentais não serão invasivos e não envolverão nenhum risco à sua saúde física e mental, além daqueles encontrados nas atividades normais da vida diária, como por exemplo, perda do equilíbrio. Entretanto, durante todas as avaliações iremos monitorar e oferecer assistência, caso seja necessário.

Possíveis dúvidas:

Você terá liberdade para esclarecer possíveis dúvidas que apareçam ao longo do experimento e questionar os pesquisadores a qualquer momento.

Não haverá despesas pessoais para você, caso exista alguma despesa adicional, ela será financiada pelo orçamento da pesquisa.

Como mencionado um dos objetivos da pesquisa é a criação de um banco de dados aberto na internet para uma melhor classificação do controle postural dos indivíduos. O banco de dados disponibilizará todos os dados, com exceção dos seus dados pessoais. Nenhum dado que será disponibilizado poderá identificar você. Você autoriza que os dados experimentais coletados nesta pesquisa possam ser utilizados em pesquisas futuras?

()SIM ()NÃO

Qualquer dúvida ou esclarecimento poderá ser dado pelo pesquisador responsável, Prof. Dr. Marcos Duarte, que pode ser encontrado pelo endereço: Rua Arcturus, 03, Jardim Antares, CEP: 09606-070, São Bernardo do Campo, SP, UFABC, ou com Damiana Aparecida dos Santos.

O presente projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFABC (número do parecer: 842529/2014), localizado na Avenida dos Estados, 5001, Bloco A, Torre 1, 1º andar, Santo André, SP - telefone: (11) 3356-7632, pelo email: cep@ufabc.edu.br.

O Sr(a) tem garantia de sigilo de todas as informações coletadas e pode retirar seu consentimento a qualquer momento, sem nenhum prejuízo ou perda de benefício.

Declaro ter sido informado e estar devidamente esclarecido sobre os objetivos deste estudo, sobre as técnicas e procedimentos a que estarei sendo submetido e sobre os riscos e desconfortos que poderão ocorrer. Recebi garantias de total de sigilo e de obter novos esclarecimentos sempre que desejar. Assim, concordo em participar voluntariamente deste estudo e sei que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem nenhum prejuízo ou perda de qualquer benefício (caso o sujeito de pesquisa esteja matriculado na Instituição onde a pesquisa está sendo realizada).

Data: __/__/__

Assinatura do sujeito da pesquisa ou representante legal

Prof. Dr. Marcos Duarte
Pesquisador responsável / orientador

Eu, _____,

responsável pela pesquisa “*Estudo do equilíbrio de pessoas idosas e jovens para criação de uma base de dados aberta*” declaro que obtive espontaneamente o consentimento deste sujeito de pesquisa (ou de seu representante legal) para realizar este estudo.

Data: __/__/__

Pesquisador responsável